



Programa de Doctorado en:
Ciencias de la salud RD 99/2011

“Identificación cadavérica mediante análisis
macroscópico de implantes dentales sometidos a altas
temperaturas, modelo experimental”.

Tesis Doctoral presentada por:
Estefanía Requena Gómez

Directores:
Natalio A. García Honduvilla, Juan Manuel Aragonese Lamas.

Alcalá de Henares, 2020



AGRADECIMIENTOS

Quiero expresar mi agradecimiento a mis directores de la tesis doctoral, Dr. Natalio A. García Honduvilla y Juan Manuel Aragonese Lamas por su dedicación, esfuerzo y ganas de enseñarme a ser mejor investigadora y profesional.

A mi amiga Diana, por asesorarme y guiarme a lo largo de la elaboración de este trabajo.

Mi más sincero agradecimiento a mis padres, hermano, compañeros de trabajo y amigos, por su apoyo y saber entender mis ausencias durante este tiempo.

ÍNDICE

RESUMEN	1
SUMMARY	4
1. INTRODUCCIÓN	7
1.1 Identificación.....	8
1.1.1 Definición identificación.	8
1.1.2 Métodos utilizados para la identificación.	9
1.2 Identificación en pacientes quemados.....	12
1.2.1 Fuego y afectación en los sujetos.	12
1.3	12
1.2.2 Accidentes de avión.....	16
1.3 Odontología Forense.	17
1.3.1 Historia de la Odontología forense.	17
1.3.2 Papel del odontólogo forense.....	19
1.4 Los dientes en necroidentificación.....	24
1.4.1 Cambios macroscópicos.....	27
1.5 Materiales dentales en necroidentificación.....	29
1.5.1 Amalgama.....	29
1.5.2 Resinas compuestas.	31
1.5.2.1 Identificación de las resinas compuestas sometidas a altas temperaturas.....	32
1.5.3 Otros materiales restauradores.	33
1.6 Tejido óseo sometido a altas temperaturas.	34
1.6.1 Contracción.....	37
1.6.2 Cambios estructurales del hueso a altas temperaturas.....	38
1.6.3 Color	40
1.7 Implantes.	41
1.7.1 Titanio.	45
1.7.2 Propiedades físicas titanio.....	46
1.7.3 Biocompatibilidad.....	47
1.7.4 Propiedades mecánicas	48
1.7.5 Resistencia a la corrosión.....	48
1.7.6 Aleación Ti ₆ Al ₄ V.....	48

1.7.7 Osteointegración.....	50
1.8 Diseño de los implantes.....	52
1.8.1 Partes de un implante.....	54
1.9 Radiología.....	62
1.9.1 Radiografías intraorales.....	63
1.9.2 Radiografías extraorales.....	65
1.9.3 Radiografías digitales.....	65
1.9.4 Radiología e implantes.....	66
2.JUSTIFICACIÓN.....	75
3.HIPÓTESIS Y OBJETIVOS.....	80
4.MATERIAL Y MÉTODOS.....	82
4.1 Implantes dentales.....	83
4.1.1 Registro de los parámetros de los implantes dentales.....	85
4.2Protocolo de colocación de los implantes oseointegrados.....	88
4.2.2 Distancia Inter-implante:.....	98
4.2.3 Distancia implante-diente:.....	98
4.2.4 Distancia implante-tabla ósea:.....	99
4.2.5 Plataforma-Cresta ósea:.....	99
4.2.6 Implantes dentales insertados en alvéolos post-extracción.....	100
4.3Disposición de los implantes dentales en los modelos anatómicos humanos.....	103
4.4 Radiografías pre-quemado.....	113
4.4.1 Revelado de las radiografías.....	114
4.5 Horno crematorio.....	116
4.5.2 Introducción de los modelos anatómicos en el horno.....	119
4.6 Radiografías post-quemadas.....	121
4.7 Modelos anatómicos sometidos a calcinación total.....	123
4.8 Obtención de los datos radiográficos.....	125
4.9 Calibración de los examinadores.....	127
4.10 Grupo previo vs Grupo posterior al sometimiento de implantes a 500°C durante 15 minutos.....	127
4.11 Criterios de inclusión y exclusión.....	128
4.12 Análisis estadístico.....	129
4.12.1 Metodología de trabajo.....	129

5. RESULTADOS	132
5.1 Análisis descriptivo de los datos.	134
5.1.1 Anchura apical.	134
5.1.2 Distancia interespira.	143
5.2 Análisis inferencial de los datos.	151
5.2.1 Objetivo 1:.....	151
5.2.2 Objetivo 2:.....	153
5.2.3 Objetivo 3:.....	158
5.2.4 Objetivo 4.....	161
6.DISCUSIÓN	168
7.CONCLUSIONES.....	193
8.BIBLIOGRAFÍA	196

RESUMEN

Introducción

Existen muchos sucesos que pueden producir restos esqueléticos quemados, entre los que se incluyen: suicidios, homicidios accidentes aéreos, bombas, explosivos, terremotos, muertes accidentales, etc., que pueden implicar el uso del fuego con resultados catastróficos en los restos humanos. Así mismo, el fuego puede ser utilizado para tratar de destruir la evidencia forense en casos criminales, para evitar la identificación y recuperación, como ha ocurrido en muchos casos.

La identificación es el proceso mediante el cual se establece la identidad de las personas. Cada persona tiene características que la hacen única en su género. Identificar consiste en determinar aquellos rasgos o conjunto de cualidades que la distingue, es por tanto, reconocer si una persona es la misma que se supone o busca

Sin embargo, en ocasiones, a pesar de todos los métodos identificativos de los que se dispone no es suficiente y hay que recurrir a otras técnicas identificativas. El uso de los implantes dentales para la rehabilitación oral es una técnica que se ha establecido mundialmente y que puede servir como método identificativo, gracias a la comparación o superposición pre-mortem y post-mortem de imágenes radiográficas.

Objetivos

Determinar si es posible identificar un implante dental a través de la medición de la anchura apical y la distancia interespira en una radiografía periapical. Comparando los datos registrados previa y posteriormente al sometimiento de este a las altas temperaturas, 500°C durante 15 minutos, 500°C durante 30 minutos, 700°C durante 15 minutos, 800°C durante 15 minutos, 800° durante 45 minutos, 500° durante 15 minutos y 700°C durante otros 15 minutos y finalmente 1000°C durante 2 horas.

Material y método

Fueron seleccionados 11 modelos anatómicos humanos frescos parcialmente desdentados en los que fueron colocados 137 implantes de diversas empresas comerciales. La inserción de los implantes se realizó sobre alveolos post-extracción y sobre hueso completamente cicatrizado siguiendo el protocolo convencional. A cada implante se le realizaron radiografías periapicales previas mediante paralelizadores para que la proyección fuese lo más paralela posible. Posteriormente, se introdujeron los cadáveres en el horno crematorio a diferentes temperaturas y tiempos: 500° durante 15 minutos, 500° durante 30 minutos, 700° durante 15 minutos, 800° durante 15 minutos, 800° durante 45 minutos, 500° durante 15 minutos y 700° durante otros 15 minutos, finalmente 1000 grados durante 2 horas.

Tras estar sometidos a altas temperaturas se procedió a realizar radiografías a los modelos anatómicos con la técnica paralela. A través de un programa informático se midieron distintas variables, siendo los parámetros elegidos (anchura apical y distancia interespira). Fueron desinsertados implantes y se midió la anchura coronal real mediante un pie de rey digital, variable que permitió calcular la magnificación o posible distorsión, la cual se extrapolo al resto de parámetros.

Resultados

No existen diferencias estadísticamente significativas en el incremento de la temperatura, tiempo ni combinación para el parámetro anchura apical ni cuando se eleva de 500°C a 800°C durante 15 minutos, tampoco cuando se eleva de 500°C a los 1000°C desde los 15 minutos hasta los 120 minutos, ni desde los 800°C a los 1000°C desde los 45 a los 120 minutos. Excepto cuando se eleva a 700°C durante 15 minutos y a 800°C durante 45 minutos habrá diferencias estadísticamente significativas. En cambio, para el parámetro distancia interespira, no existen diferencias estadísticamente significativas, excepto cuando los implantes son sometidos a 800° durante 15 minutos o cuando son recuperados de la calcinación total durante dos horas.

Al analizar todos los datos registrados y combinar las dos variables, se puede determinar que existen cambios en algunos grupos en función del aumento de la temperatura y el tiempo de exposición.

Discusión

Los resultados del estudio coinciden con los obtenidos por otros autores en lo que se valoró las posibles modificaciones o alteraciones macroscópicas de los implantes dentales a nivel radiográfico.

En ambas variables, anchura apical y distancia interespira, se producen cambios dimensionales en algunos grupos de estudio, por lo que estas variables no son útiles para la identificación. Al analizar todos los datos registrados y combinar las dos variables, se puede determinar que existen cambios en función del aumento de la temperatura y el tiempo de exposición, sin embargo, podría no haber correlación y estar debido a la distorsión radiográfica.

Conclusiones

Ninguno de los dos parámetros fue totalmente útil para identificación, puesto que algunos de los grupos estudiados en ambas variables presentaban diferencias estadísticamente significativas, lo cual dificulta la identificación de forma correcta. Se ha podido determinar que estas variaciones o distorsiones puedan ser debidas a la proyección radiográfica.

SUMMARY

Introduction

There are numerous events that can produce burned skeletal remains such as, but not limited to: suicides, aerial accidents, bombs, explosives, earthquakes, accidental deaths, etc. They all may involve the use of fire, which causes in catastrophic results on the human remains. As in many cases today, fire can be used to destroy forensic evidence in criminal cases, to avoid identification and recovery.

Identification is the process by which the identity of a person is established. Each person has characteristics that make him or her unique. Identification is the act to determine those features or set of qualities that distinguish the particular person, thus enabling the seeker to be able to recognize if a person or thing is the same as it has been assumed or sought to be.

However, sometimes, despite all the identifying methods science currently has, they are not enough, thus we must resort to other identification techniques. The use of dental implants for oral rehabilitation is a technique that has been established worldwide and can serve as an identification method, thanks to the comparison or pre-mortem and post-mortem overlap of radiographic images.

Objectives

To determine if it is possible to identify a dental implant through the measurement of the apical width and the distance between spirals in a periapical radiograph. Comparing the data recorded previously and after subjecting it to high temperatures, 500 ° C for 15 minutes, 500 ° C for 30 minutes, 700 ° C for 15 minutes, 800 ° C for 15 minutes, 800 ° for 45 minutes, 500 ° for 15 minutes and 700 ° C for a further 15 Minutes and finally 1000 ° C for 2 hours.

Material and method

A total of 11 edentulous patients, were selected as human models. 137 implants from various commercial companies were placed on them. The insertion of the implants was performed on post-extraction alveoli, following the instructions of each company and on a completely healed bone. Periapical radiographs were performed on each implant using parallel technique, so that the projection was as parallel as possible. Subsequently, the models were placed into a cremator oven at different temperatures and times: 500 ° for 15 minutes, 500 ° for 30 minutes, 700 ° for 15 minutes, 800 ° for 15 minutes, 800 ° for 45 minutes, 500 ° for 15 minutes and 700 ° for a further 15 minutes, finally 1000 degrees for 2 hours.

After being subjected to high temperatures, x-rays to the participants in the study using the parallel technique were performed. Through a computer program different variables were measured, with particular focus on the chosen parameters - apical width and distance between spirals. Implants were implanted and the actual coronal width was measured by a digital vernier caliper, which allowed the magnification or possible distortion to be calculated, which was then extrapolated to the other parameters.

Results

There are no statistically significant differences in the increase in temperature, time or combination for the apical width parameter or when the temperature rises from 500 ° C to 800 ° C for 15 minutes, also when it rises from 500 ° C to 1000 ° C from 15 minutes to 120 minutes, nor from 800 ° C to 1000 ° C from 45 to 120 minutes. An exception is when temperature is elevated at 700 ° C for 15 minutes and at exposition of 800 ° C for 45 minutes there are statistically significant differences. In contrast, for the parameter the distance between spirals, there are no statistically significant differences, except when the implants are subjected to 800 ° for 15 minutes or when they are recovered from total calcination for two hours. There are no statistically significant changes when the temperature and exposure time rise from 500 ° C to 700 ° C, from 15 minutes.

By analyzing all the data recorded and by combining the two variables, it can be determined that there are changes in some groups depending on the increase in temperature and the time of exposure.

Discussion

The results of the study coincide with those obtained by other authors, in which the possible modifications or macroscopic alterations of the dental implants at the radiographic level were evaluated.

In both variables, apical width and distance between spirals, dimensional changes occur in some study groups. Thus proving these variables are not useful for identification. When analyzing all the data recorded and by combining the two variables, it is possible to determine that there are changes, as a function of the increase in temperature and the time of exposure, however, there may be no correlation and the change could be due to radiographic distortion.

Conclusions

Neither parameter tested, was fully useful for identification, since some of the groups studied in both variables presented statistically significant differences, which makes it difficult to identify a pattern correctly. It has been possible to determine that these variations or distortions may be due to the radiographic projection.

1. INTRODUCCIÓN

1.1 Identificación.

1.1.1 Definición identificación.

La identificación es el mecanismo mediante el cual se determina la identidad de las personas. Cada sujeto tiene particularidades que la hacen única en su género. Identificar consiste en determinar aquella fisionomía o conjunto de cualidades que la distingue, es, por tanto, examinar si una persona o cosa es la misma que se supone o busca. (Téllez-Barragán, 2011)

El objetivo principal de la antropología forense es la investigación de los restos óseos esqueléticos con el fin de llegar a la identificación del sujeto, desentrañar la causa de la muerte, la fecha, la edad, raza, género, estatura del individuo, marcas profesionales, antiguas lesiones, estudio de la cavidad bucal (excelente fuente de información del cuerpo humano) y todo aquello que sea posible para facilitar información a los expertos policiales para que puedan llegar a la identificación del sujeto. (Reverte, 1999)

La identificación personal tiene bases fisiológicas y un fin jurídico. Existen cuatro formas de identificación: (Muñoz, 1982)

1. Identificación judicial.
2. Identificación civil.
3. Identificación médico-legal.
4. Identificación odonto-legal.

Por otra parte, las características de identidad se pueden clasificar en dos grandes grupos (Labajo, 2009):

- Rasgos genéricos o de identificación reconstructiva: son los que permiten una identificación del género del sujeto (edad, sexo, raza...)
- Rasgos individualizadores o de identificación comparativa: aquellos datos específicos que permiten corroborar o descartar la identidad del sujeto, a través de una comparación o cotejo de

registros autenticados antemortem y registros no autenticados postmortem.

1.1.2 Métodos utilizados para la identificación.

Los métodos empleados para la identificación son distintos en función de si se realiza en sujetos vivos, en cadáveres recientes o en esqueletos y/o restos cadavéricos, por lo que se pueden describir distintos mecanismos: (Téllez-Barragán, 2011)

- Superposición de imágenes:
 - Se realiza una comparación entre la imagen de estudio de un individuo desaparecido y la imagen previa de ese individuo. Esta técnica comenzó a utilizarse en la década de 1880, pero ha adquirido gran auge en las últimas décadas, debido a las posibilidades que ofrecen las nuevas tecnologías de la imagen y la comunicación. Con esta técnica se puede comparar directamente la imagen del cráneo de un individuo desaparecido con la fotografía de una persona conocida, para establecer la identidad. Las comparaciones también pueden realizarse entre una radiografía y una fotografía, o entre un fotograma de video y una fotografía. (Aleman et al., 2008)
- Lofoscopia: Rama que estudia los dibujos lineales presentes en la dermis. Se clasifica en:
 - Quiroscopia: del griego quiros (mano) y skopein (examinar). Es la ciencia que estudia los trazados diseñados por las crestas epidérmicas de las palmas de las manos.
 - Pelmatoscopia: del griego pelma (planta del pie) y skopein (examinar), es el estudio de las impresiones de las plantas de los pies.
 - Poroscopia: estudia el perfil, diámetro, cantidad y peculiaridades de los poros de las glándulas sudoríparas que se encuentran en la piel.

- Dactiloscopia: (Fig. 1) del griego *dáctilos* (dedos) y *skopein* (estudio), es la ciencia que estudia las huellas de las crestas papilares funcionales en la superficie interna de la tercera falange digital con el fin de determinar la identidad humana. Sus principios son tres:



Fig. 1: Huella dactilar

- 1) Inmutabilidad: Se forma el trazado entre el 4º y 5º mes de gestación, permaneciendo intacto hasta después de la muerte.
- 2) Perennidad, permanecerá hasta el comienzo de la putrefacción.
- 3) Variedad, no existen dos huellas iguales.

Este sistema supuso un antes y un después a principios del siglo XX y una revolución en la identificación. Actualmente se utiliza menos este método frente a la identificación con ADN. Sin embargo, todavía hoy es de gran utilidad, ya que es una técnica simple y fiable, no precisa gran inversión y no es compleja de interpretar (Tortosa & Crespo, 2011)

- Queiloscopia: del griego *cheilos* (labio) y *skopein* (observar). Los surcos del labio mucoso y las huellas que dejan son objeto de estudio en este caso. Estos surcos son inalterables, endémicos y diferentes de unos individuos a otros excepto en los gemelos univitelinos. Pueden ser identificados desde el sexto mes de vida intrauterina. (Caldas, Magalhaes, Alfonso, 2007; Venkatesh & David, 2011)
- Rugoscopia: Se realiza un estudio de los rugets palatinos por forma, tamaño y posición, con el fin de identificar a una persona. Son permanentes gracias a la posición estratégica que presentan en la cavidad bucal, no se afectan por el contacto de las prótesis dentales, están aislados de los

traumatismos a través de la lengua y por las almohadillas grasas del tejido conectivo subyacente. (MS. Patil, SB. Patil & Acharya, 2008) Su tamaño varía en función del crecimiento y desarrollo, empiezan a formarse en la semana 12 y cambian en la edad adulta. (Saxena, Sharma & Gupta, 2010) El problema es que es muy difícil encontrar registros ante-mortem, así como profesionales para realizar un cotejo correcto. (Labajo, 2009)

- ADN (ácido desoxirribonucleico):

Los nucleótidos son los componentes básicos de los ácidos nucleicos, donde se encuentran especificadas las secuencias de aminoácidos de todas las proteínas y secuencias de nucleótidos de todas las moléculas de RNA.

Fueron Watson y Crick en 1953 quienes descubrieron la estructura del DNA: dos cadenas helicoidales, enrolladas alrededor del mismo eje, formando una doble hélice dextrógira que contiene dos bases purínicas principales, la adenina (A) y la guanina (G), y dos pirimidinas principales, citosina (C) y timina (T).

Chargaff y colaboradores concluyeron a finales de 1940:

- 1) La composición de bases del ADN generalmente varía de una especie a otra.
- 2) Las muestras de DNA aisladas a partir de tejidos diferentes de la misma especie tienen la misma composición de bases.
- 3) La composición de las bases del DNA de una determinada especie no varía con la edad del organismo, ni con su estado nutricional, ni con las variaciones ambientales.
- 4) En todos los DNA celulares, independientemente de la especie, el número de residuos de adenosina es igual al de residuos de timidina (es decir $A=T$) y el número de residuos de guanosina es igual al número de residuos de citidina ($G=C$). Por lo tanto, la suma de $A+G = T+C$

Por lo tanto, el ADN presenta el mismo patrón biológico y es un medio de transferencia biológica. (Neison & Cox, 2009)

Su uso en identificación comenzó a mediados de los años 80. Se basa en el estudio de ciertos parámetros del ADN que es altamente variable en la población, para poder identificar a los individuos. Los mecanismos de identificación por ADN incluyen el análisis del material genético de tipo nuclear, debido a que la herencia es mendeliana progenitor. El problema principal que presenta es la susceptibilidad de la molécula de ADN a la alteración química.

Cuando exista deterioro del ADN nuclear o insuficiente cantidad de DNA en las muestras, se puede utilizar el ADN mitocondrial, puesto que presenta mayor resistencia a la degradación y un alto número de copias presente por célula. Sólo se puede establecer un vínculo de parentesco entre individuos maternalmente relacionados, debido a que la información contenida en la secuencia mitocondrial se hereda a partir de la vía materna exclusivamente. (Zietkiewicz et al.,2011)

1.2 Identificación en pacientes quemados.

1.2.1 Fuego y afectación en los sujetos.

El fuego es un proceso exotérmico provocado por una reacción química de combustión incontrolada o controlada de materiales, que puede provocar graves quemaduras, incluso la muerte. (Esparza, 2010)

La clasificación de las quemaduras varía en función de los grados e indica la cantidad de destrucción tisular causada: (Delattre, 2000)

- 1º grado: afecta la epidermis, causando edema sin vesículas y eritema, lo que hace que no existe alteración significativa de la epidermis.
- 2º grado: implica a la dermis, y normalmente se forman ampollas. Existe destrucción de la epidermis, mientras que la dermis sufre daños reversibles.

- 3º grado: se produce una afectación irreversible de la piel y se obstaculiza la regeneración epitelial. La dermis que está dañada irreversiblemente debe ser eliminada antes que el nuevo epitelio pueda ser regenerado.
- 4º grado: el término no es oficial, pero se ve algunas veces en autopsias, es incompatible con la vida.

Los términos patológicos que pueden llevar a la muerte en un incendio son:

1. Fogonazo: existen ciertos elementos descritos como aceleradores de los incendios que pueden inducir un paro respiratorio tras una sola respiración debido a un laringoespasma y/o broncoespasmo. Se produce un reflejo vago o un shock por inhalación de calor sin hallazgos histológicos y/o toxicológicos de acelerador en la sangre o en los pulmones (Hirsch & Adelson, 1969; James, 1966). Distintos autores (Betz, Roider, Von Meyer, Drasch & Eisenmenger, 1996; James, 1966; Newton, 1976; Wirthwein & Pless, 1996) describen que las víctimas que han estado expuestas al fuego durante periodos largos de tiempo en automóviles cerrados exhiben niveles de COHb que superan el 30%, sin embargo, las víctimas suicidas presentan bajos niveles de COHb. (Crapo, 1981)
2. Deficiencia de oxígeno: el fuego es un consumidor de oxígeno, el cual es necesario para vivir. En 1943 en Hamburgo se produjo una tormenta de fuego que produjo la muerte de seres vivos debido a la ausencia de oxígeno. (Lucas et al, 1990) La mayoría de las víctimas fallecieron por la inhalación de hollín y monóxido de carbono (CO). La teoría dice que donde hay fuego, hay presencia de oxígeno por lo que la muerte por falta de oxígeno es un proceso habitual, además se ha observado que aislando el oxígeno se es capaz de hacer que cese el fuego.
3. Golpe de calor: se produce cuando hay un aumento exagerado de la temperatura corporal, la redistribución del volumen sanguíneo

producido por el calor superficial en la piel es un mecanismo posible de shock y se han observado casos en los que ha sido la posible causa de muerte.

4. Rigidez por calor: el calor induce endurecimiento y rigidez muscular, lo que puede producir la formación precipitada de rigidez del tórax, impidiendo la respiración. (Clark, Campbell & Reich,1981)
5. Muerte por otras causas (naturales o no naturales).

En condiciones normales se puede determinar que en los incendios se presentan dos tipos de fallecidos:

- Asfixiados: el cuerpo del individuo no ha sido afectado de forma irreversible por el calor, de tal forma que permite una identificación sencilla por los métodos habituales.
- Quemados: el cuerpo del individuo ha sufrido daños irreversibles, presentan grandes alteraciones, no suelen presentar las extremidades, lo que hace irrealizable la toma de huellas dactilares. Normalmente, los miembros son la primera parte del cuerpo en destruirse por el fuego. Por otra parte, los dientes tienen una resistencia mayor y tienden a mantenerse incluso a altas temperaturas, así como los elementos protésicos o restauradores que presentan los individuos en la cavidad bucal. En caso de necesitar realizar un estudio genético el ADN puede ser extraído del tejido pulpar de los dientes, principalmente los molares.

Hoy en día existen muchas situaciones que pueden producir restos esqueléticos quemados, entre los que se incluyen: suicidios, homicidios accidentes aéreos, bombas, explosivos y terremotos (Shkrum& Johnston,1992) y muertes accidentales. Dichos acontecimientos pueden implicar el uso del fuego con resultados versátiles en los restos humanos. Igualmente, el fuego puede ser utilizado por diferentes sujetos para tratar de destruir la evidencia forense en casos criminales, para evitar la identificación y la recuperación, como muchos casos de la actualidad (Fantón & Jdeed, 2006).

La identificación puede resultar una tarea difícil, que se complica mucho más cuando un sujeto es sometido a la acción del fuego. (Lucas et al, 1990; Rotzcher, Grundma & Benthaus, 2004). El daño que provoca el fuego en una víctima depende de la temperatura y el tiempo de exposición a éste. (Delattre,2000)

Norrlander catalogó los cuerpos quemados en cinco categorías: (Norrlander, 1997)

- 1) Quemaduras superficiales.
- 2) Destrucción de áreas de epidermis.
- 3) Destrucción de la epidermis, dermis y áreas necróticas en los tejidos subyacentes.
- 4) Destrucción total de la piel y tejidos profundos.
- 5) Cuerpos quemados.

En muchas ocasiones, cuando los cuerpos o restos no pueden ser identificados, como ocurre a partir del tercer, cuarto o quinto caso es preciso recurrir a los Odontólogos para la identificación, ya que los cuerpos están demasiado destruidos. (Delattre, 2000; Ferreira, Espina & Barrios, 1998).

La evidencia dental tiene una carga fundamental para la identificación de las víctimas de incendios, lo cual se detalla en muchos casos, siendo ejemplo alguno de estos:

- Accidente de autobús en Bailén (Jaén) en España, el 28 de febrero de 1996. De los 56 pasajeros, 28 personas perdieron la vida. El 57% de las víctimas fueron identificadas por métodos dentales El autobús colisionó contra un coche y comenzó a arder, provocando un gran incendio (Martin- de las Heras et al, 1999)
- Incendio en Victoria (Australia), el 7 de febrero de 2009, en el que fallecieron 173 personas, alcanzó 400 heridos y 2000 casas destruidas. Aproximadamente un 60% de las identificaciones se basaron en

registros dentales y un 40% se identificaron exclusivamente gracias al odontólogo forense. (Hinchliffe, 2011)

A la hora de realizar los estudios se debe de tener en cuenta las discrepancias en cuanto al efecto del calor en situaciones reales o en laboratorios.

Las circunstancias representadas en un laboratorio para analizar los efectos del calor difieren mucho a las producidas en la realidad, puesto que los condicionantes son distintos. (Holden, Phakey & Clement, 1995)

Contrariamente, Holden y cols. en su estudio, no encontraron discrepancias significativas en los cambios ultraestructurales en las fracciones de hueso calcinado, en comparación con los huesos tratados con calor en el laboratorio. De ahí que sean útiles las investigaciones de laboratorio para desarrollar las investigaciones forenses (Holden, Phakey & Clement, 1995)

1.2.2 Accidentes de avión.

Se caracterizan por: (Robledo & Sanchez, 2009)

- Fracturas asombrosamente graves.
- Gran deterioro de los sujetos y de los objetos.
- Plurinacionalidad.
- Los principales métodos identificadores se basan en la comparación de datos odontológicos ante-mortem y post-mortem, y en caso necesario, puede realizarse mediante el estudio del ADN.
- Ventaja:
 - o Se dispone de un registro de todos los pasajeros, por lo que obtener los datos odontológicos ante-mortem es relativamente fácil y en un corto espacio de tiempo. (Brannon & Kessler, 1999)

Los accidentes aéreos producen restos humanos en condiciones muy deficientes, quemados y en muchas ocasiones mezclados con otras víctimas. Se caracterizan por ser uno de los desastres en los que más se requiere de la

presencia de un Odontólogo forense. (Clark, 1990; Delattre, 2000; Hampl, 1997; Pretty, 2001)

Cada país puede presentar un método de identificación distinto, debido a la gran cantidad de vuelos internacionales, los investigadores forenses deben estar al día y conocer las distintas técnicas de registro (Pretty, Webb & Sweet, 2002)

En las últimas décadas la cantidad de aviones que cruzan el espacio aéreo ha aumentado considerablemente. Al aumentar el número de aviones también aumentara la probabilidad de los accidentes, la mayoría de los accidentes transcurren en la fase de despegue o aterrizaje, dándose la mayoría a 10 km de la pista. (Zietkiewicz et al, 2011)

Los aviones se caracterizan por tener accidentes muy fuertes, debido al gran impacto que se produce, que suele depender de la velocidad y ángulo de impacto del avión. Cuando impacta un avión la aeronave se incendia, lo que da lugar a la muerte de la mayoría de los pasajeros por quemaduras graves, severa deshidratación o la inhalación del monóxido de carbono. Además, se producen múltiples traumas debido a la desaceleración de los cinturones de seguridad o disrupción del fuselaje. (Seleye-Fubara, Etebu & Amakiri, 2011)

1.3 Odontología Forense.

1.3.1 Historia de la Odontología forense.

La iniciación de la verdadera Odontología forense tuvo lugar en París. El 4 de mayo de 1897 se organizó un Mercado de la caridad en un edificio de madera con un patio de butacas y techo de cristal, en el que acudieron muchas familias de la aristocracia francesa y por el que circularon unos 1000 visitantes. Realizaron un espectáculo cinematográfico, en el que desgraciadamente explotó una lámpara de gas, lo cual originó un incendio que se llevó consigo 126 muertos. La mayoría fueron identificados visualmente, excepto 30 individuos, razón por la cual el consulado de Paraguay propuso realizar una comparación dental, lo cual resultó ser una gran idea que se ha ido desarrollando durante el paso de los años para la identificación de los sujetos. Los datos registrados de este accidente se convirtieron en la base de la tesis

doctoral del Dr. Oscar Amoedo, hoy en día apreciado con el padre la odontología forense (1863-1945) (Saxena, Sharma & Gupta, 2010).

Actualmente, la odontología forense es considerada como el primer escalón en la identificación de las víctimas en las catástrofes. Existen diversos ejemplos de ello; el accidente aéreo de Lockerbie en 1988, donde 209 de las 270 víctimas fueron identificadas gracias a la odontología forense (Moody & Busuttil, 1994), en 2001 se produjo un desastre del World Trade Center, donde al menos 501 víctimas fueron identificadas por comparación dental (The center for special dentistry, 2011). En Bali 2002, tras unos bombardeos, más del 60% de las víctimas de diferentes nacionalidades fueron identificadas usando la evidencia dental (Lain, Griffiths & Hillton, 2003). Tras el tsunami en Tailandia en 2004, quedaron 1474 fallecidos identificados, de los cuales el 79% fueron identificados mediante comparación dental, contribuyendo en un 8% en otros casos (James, 2005). En 2009, hubo uno de los incendios forestales más grandes en Victoria (Australia) donde hubo 173 muertos, siendo la mayoría identificados a través de la dentición (Cordner & Woodford, 2009).

Según la interpol en desastres en masa se debe incluir tres identificadores principales:

- La odontología forense.
- Biología molecular forense.
- Huellas dactilares. (Disaster victim identification guide, 2009)

Tal y como se comenta anteriormente, el tejido dental es el más duradero (Whittaker, 1995), no solo ayuda en casos extremos de grandes deterioros de las estructuras sino también en casos más leves, donde la identificación se puede realizar de forma sencilla, económica y rápida, en comparación a otras técnicas también muy fiables como es el estudio del ADN (Berketa, James & Lake, 2011). Asimismo, muchas veces en las grandes catástrofes suelen estar implicados miembros de una misma familia, lo que dificulta la toma de muestras de ADN para realizar la identificación. (Martin- de las Heras et al, 1999)

La mayoría de los problemas relacionados con el perfil genético son: (Zietkiewicz et al.,2011)

- Escasez y/o degradación del material genético analizable.
- Carácter no homogéneo del material.
- Falta de muestras de referencia informativas.

1.3.2 Papel del odontólogo forense.

Cuando se presenta algún desastre o catástrofe es fundamental presentar un plan de actuación adecuado, así la identificación tiene un papel primordial en este tipo de circunstancias, donde es de gran importancia una gestión correcta del acontecimiento. En 1984 la Interpol presentó su primera guía de identificación de víctimas en desastres. (Disaster victim identification guide, 2010) Dichas guías han sido modificadas por los comités de expertos, incluyendo mejoras para un manejo correcto del proceso de identificación de los sujetos que favorezca la labor de los grupos forenses o especialistas. Después otros cuerpos forenses han desarrollado sus propias guías (Lake, James & Berketa, 2011).

Cada país presenta su protocolo de actuación, en España, ha sido publicado en el BOE (RDL 32/2009, de 16 de enero), por el que se aprueba el Protocolo nacional de actuación Médico-forense y de Policía Científica en sucesos con víctimas múltiples.

Este Protocolo, regulado por 37 artículos contenidos en 4 capítulos, informa de cuál debe ser la actuación de los profesionales de las diferentes instituciones, las cuales participan tanto en el rescate de víctimas como en la identificación de las mismas de la siguiente manera:

- Capítulo 1: Disposiciones Generales (art. 1-3).
- Capítulo 2: Fases de actuación del Protocolo nacional de actuación médico-forense y de Policía Científica en sucesos con víctimas múltiples.
 - Sección 1.ª: Fases de actuación (art. 4).

- Sección 2.^a: Fases de actuación preliminares (art. 5).
- Sección 3.^a: Fase de tratamiento de cadáveres y restos humanos (arts. 6-23).
- Sección 4.^a: Fase de obtención de datos ante-mortem en el área de asistencia a familiares (arts. 23-33).
- Capítulo 3: Laboratorios (arts. 34-36).
- Capítulo 4: Centro de integración de datos (art. 37).

Los Anexos del Protocolo nacional de actuación Médico-forense y de Policía Científica en hechos con víctimas múltiples, facilitan formularios estandarizados que facilitan el registro de datos y el tratamiento de estos de manera uniforme.

El proceso de investigación requiere una figura principal que oficie todas las labores más importantes de la identificación de las víctimas. Es preciso disponer de una unidad de odontología, donde un coordinador odontólogo supervise, realice un control de calidad y sea el portavoz entre agencias y especialistas.

El proceso de identificación de víctimas requiere la realización de 6 fases por parte del odontólogo forense: (Lake et al, 2011)

1. Recolección de la evidencia: identificar maxilares (superior o inferior), dientes y material dental restaurador. Realización de radiografías y fotografías.
2. Examen y registro: por parte de dos odontólogos.
3. Interpretación: conlleva un proceso de búsqueda y comparación de datos ante-mortem y post-mortem. Debe ser revisado por dos odontólogos forenses experimentados, que no estén implicados en el proceso de búsqueda.
4. Informes:
 - a. Sobre la equiparación de casos en la fase de conciliación.

- b. Demostrando las comunicaciones entre el jefe del equipo y el odontólogo coordinador, y entre este último, y el comandante del proceso de identificación de víctimas en desastres.

5. Presentación: para comparecer ante la junta o autoridad judicial.

6. Preservación de los datos: por si son necesarios para revisiones posteriores.

Durante el proceso de cotejo aparecen similitudes y discrepancias. (Silverstein, 1995). Existen dos tipos de discrepancias, las que pueden ser explicadas, y las que no:

- Las discrepancias explicables están normalmente en relación con el tiempo transcurrido entre los datos ante-mortem y los post-mortem.
- Si una discrepancia es inexplicable, debe de excluirse.

Tras el proceso de identificación se deben obtener conclusiones, gracias a la Junta Americana de Odontología Forense se puede seguir el siguiente protocolo (Body identification guidelines, 1994): (Tabla 1)

Identificación +	Posible identificación	Evidencia insuficiente	Exclusión
<ul style="list-style-type: none"> • Coinciden los datos ante-mortem y post-mortem con suficiente detalle. • Ninguna discrepancia inexplicable. • Los datos corresponden al mismo individuo. 	<ul style="list-style-type: none"> • Los datos post-mortem y ante-mortem tienen características válidas. • Debido a la calidad de los restos post-mortem o de la evidencia ante-mortem, no es posible establecer la identidad positiva. 	<ul style="list-style-type: none"> • No se puede llegar a una conclusión puesto que la información disponible es insuficiente. 	<ul style="list-style-type: none"> • Los datos ante-mortem y post-mortem no se pueden comparar.

Tabla 1. Protocolo tras el proceso de identificación.

Para la identificación de los sujetos no se ha establecido que se deban cumplir un número mínimo de parámetros, con un única prueba o dato de peso se puede realizar una resolución, es decir, una identificación positiva. Como se describía con anterioridad son muchos los casos que han sido identificados gracias a la presencia de un único diente, también es de gran ayuda las series radiográficas que permiten comparar con registros del pasado para determinar una conclusión positiva. (Body identification guidelines, 1994):

El principal problema para la identificación dental radica en la presencia adecuada y seriada de registros clínicos ante-mortem tal como describía Clark (Clark,1994). Las historias clínicas previas deben estar rellenas adecuadamente, incluyendo la historia dental y radiografías previas. También sería importante para facilitar el trabajo de identificación que las prótesis completas incorporaran el nombre del paciente. Las discrepancias muchas veces se deben a los errores en el registro de las historias clínicas. (Sweet & Dizinno, 1996)

Existen diferentes formas de registrar los datos en una historia clínica. Por ejemplo, los odontólogos forenses escandinavos a la hora de realizar una investigación en el proceso de identificación registran los siguientes datos (Solheim et al, 1992):

- Datos post-mortem:
 - Sitio del accidente (coche, barco, casa, avión...).
 - Severidad de los daños: (Andersen, Juhl, Solheim & Borrman,1995)
 - Grado 0: no daños.
 - Grado 1: daños en dientes anteriores (de uno o de los dos maxilares).
 - Grado 2: daños en dientes anteriores y posteriores de un mismo lado (de uno o de los dos maxilares).
 - Grado 3: daño en dientes anteriores y posteriores de ambos lados (de uno o de los dos maxilares).

- Grado 4: fragmentación de ambos maxilares, incluyendo dientes y/o raíces.
- Grado 5: no restos dentarios.
- Registro dental:
 - Dientes intactos/sanos, obturados: especificar el material restaurador, superficies obturadas, endodonciados y dientes perdidos.
 - Prótesis fija (coronas y puentes) y removibles...
 - Desórdenes del desarrollo: dientes retenidos, incluidos, enclavados, impactados, ectópicos, heterotópicos, hiper e hipodoncia.
 - Maloclusiones: clase II, III, sobremordida y mordida abierta > de 5mm, mordida cruzada, en tijera, desplazamiento de la línea media, apiñamiento y diastemas.
 - Evidencia de cambios patológicos: fracturas mandibulares, tumores, infecciones mayores (sinusitis, osteomielitis).
- Datos ante-mortem:
 - Grado 0: no información.
 - Grado 1: información sin registros escritos.
 - Grado 2: sólo registros escritos.
 - Grado 3: registros combinados con radiografías no sistemáticas.
 - Grado 4: registros combinados con aleta de mordida.
 - Grado 5: registros combinados con estudio radiográfico completo u ortopantomografía.

Sin embargo, la identificación puede ser un proceso complicado, un desafío para el odontólogo forense, por la imposibilidad de realizar unos

registros adecuados post-mortem en las grandes catástrofes por: (Brannon & Kessler, 1999)

- Falta de recuperación de estructuras dentales adecuadas.
- Fragmentación y mutilación de los restos.
- Desplazamiento de las estructuras dentales fuera de la cavidad oral.
- Mezcla de los restos.

1.4 Los dientes en necroidentificación.

En la actualidad existen diversas formas de identificar a los sujetos que han sido sometidos a la acción del fuego y el calor, lo cual provoca grandes cambios estructurales en los tejidos humanos, que hacen imposible el reconocimiento facial, el uso de la papiloscopia y de otros métodos comunes de identificación. (Moya, Roldán & Sánchez, 1994)

Sin embargo, los dientes presentes en la boca constituyen un método idóneo para la investigación, identificación y la necroidentificación debido a sus especiales particularidades (Labajo, 2009)

- La singularidad y diversidad de la boca.
- La individualidad y diversidad de los tratamientos dentales.
- La resistencia de los dientes a los agentes físicos, químicos, biológicos, tafonómicos y al paso del tiempo.
- La resistencia de los materiales de reconstrucción y rehabilitación dental a los agentes físicos, químicos, biológicos, tafonómicos y al paso del tiempo.
- La accesibilidad del aparato estomatognático.
- Se considera el tejido que presenta el menor “turn-over” _ del cuerpo.
- La investigación odontológica es simple, sencilla y económica.

- El avance social de la odontología facilita la existencia de datos ante-mortem: historias clínicas completas, radiografías de diagnóstico, modelos de estudio y trabajo, fotografías de estudio.
- El análisis de los maxilares permite hacer resoluciones antropométricas, así como determinar caracteres genéricos del individuo.
- Los dientes permiten en ocasiones la identificación de hábitos, profesiones, estatus socioeconómico, país de origen o residencia, momento de confección.
- Se pueden obtener muestras de ADN identificativas del interior del tejido pulpar_ y de los conductos radiculares.

Por todo esto, los odontólogos son fundamentales en el proceso de identificación de víctimas (Clark,1990; Valenzuela, Martin-de las Heras, Marques, Exposito & Bohoyo, 2000; Whittaker, 1994).

Existe un inconveniente en la identificación dental de pacientes sometidos al calor y es que los dientes pueden sobrevivir a la acción de las temperaturas de 1100°C, pero también pueden ser destruidos frente a un alto golpe de calor (Fereira JL, Fereira AE, Ortega, 2008)

Cuando los sujetos son sometidos a altas temperaturas suceden diferentes circunstancias. En primer lugar, la exposición al fuego produce la protrusión de la lengua por los gases procedentes del intestino, la contracción de los músculos masticatorios y la musculatura de los labios tienden a proteger físicamente a los dientes. Cuando el fuego es más intenso o se prolonga en el tiempo, los labios y mejillas se endurecen. De esta forma, los labios y mejillas se retiran, exponiendo los dientes situados en el sector anterior, afectando gravemente al esmalte dental y la dentina de dichos dientes (los más expuestos al fuego), fragmentándose con facilidad cuando se tocan. Una vez que esto sucede, es difícil reconstruir los dientes para tomar radiografías, fotografías o impresiones que sirvan de evidencia post-mortem, por lo que deben ser utilizados dientes en buenas condiciones. (Delattre, 2000)

Existen más de dos millones y medio de combinaciones posibles en la dentición (presencia o no dientes, superficies dentales restauradas y materiales dentales empleados) que hacen posible la discriminación entre dos individuos. (Miyajima, Daruge E & Daruge Jr, 2001)

La identificación dental además puede verse dificultada, por el hecho que los tejidos blandos y los músculos de un individuo carbonizado pueden volverse muy duros o tirantes, lo que puede complicar la manipulación sin usar la fuerza, y en caso de realizarse, pueden causar la destrucción involuntaria de la dentición. (Delattre & Stimson, 1999)

Para un acceso cuidadoso a la cavidad bucal sin daños colaterales a los tejidos circundantes, describieron la siguiente técnica: (Fereira et al, 1997)

La realización de un colgajo mucoperióstico para el que realizan cuatro incisiones que en su conjunto describen un rectángulo que se corresponde, a su vez, con los límites del vestíbulo bucal, permitiendo así la disección de los tejidos que conforman los labios y mejillas, los cuales se encontrarán duros y frágiles por acción del fuego.

Posteriormente, proceden a la apertura de la boca por tracción, siendo en ocasiones necesario seccionar los cóndilos para lograr un mayor desplazamiento de la mandíbula. Abordan así la cavidad bucal, realizando un examen detallado de las estructuras dentales. La mandíbula y el colgajo pueden ser reposicionados, restableciendo una configuración facial muy similar a la que presentaba el cadáver antes de la realización de la autopsia bucal.

Se ha descrito el siguiente protocolo de actuación para el análisis de los dientes calcinados, siguiendo 4 fases: (Delattre, 2000)

- Fase I: Examen visual extraoral no invasivo, registro preliminar de los dientes visibles, fotos extraorales.
- Fase II: Supresión del tejido blando extraoral, para obtener visión directa de la dentición, continuar registrando y fotografiando la dentición, intentar forzar la apertura de la mandíbula para el acceso intraoral, si no es posible pasar a la siguiente fase.

- Fase III: Resección quirúrgica de la mandíbula o del maxilar, radiografías, y si es necesario, más fotografías. Los dientes sueltos deben ser identificados y radiografiados.
- Fase IV: Colocar toda la dentición suelta etiquetada en un contenedor.

Por otra parte, los daños producidos por el fuego en los dientes se pueden clasificar en distintas categorías: (Delattre, 2000)

- Intactos: no dañados por el fuego.
- Quemados: superficialmente secos y descoloridos.
- Carbonizados: reducidos a carbón por combustión incompleta.
- Incinerados: reducidos a cenizas.
- Explosionados a distancia.

1.4.1 Cambios macroscópicos

- Color:
 - Las permutas de color en dientes no retocados están relacionadas con la temperatura alcanzada y el tiempo de aplicación, puede variar desde un color natural pasando por el negro, marrón, azul, gris, blanco y finalmente rosa.
- Integridad:
 - Cuando un diente es calentado gradualmente, se evapora la humedad y el daño producido en la estructura será mínimo. (Ferreira et al, 2008)
 - Si el calor que recibe es intenso y rápido, va a inducir la evaporación del componente orgánico, con la consecuente explosión de la corona y la separación de la capa de esmalte, (Ferreira et al, 1997) permitiendo de esta manera, que se quemara la dentina que está

menos mineralizada. (Merlati et al, 2002; Taylor, Wilson & Lyons, 2001)

De acuerdo con esto, si los dientes son expuestos a un incremento gradual de la temperatura, sufrirán menor daño estructural, que se contrastará en una pérdida del esmalte, sin mostrar el modelo característico de líneas de fractura. Sin embargo, los dientes sometidos a la acción directa del fuego van a sufrir un incremento del número de fracturas, cuyo patrón variará dependiendo de la edad, que está en relación con el menor grado de humedad, menor contenido en componentes orgánicos, y mayor de inorgánicos a medida que aumenta la edad. (Fereira et al, 2008)

A partir de 400°C se empiezan a visualizar hendiduras en el esmalte que se convierten en grietas a los 600°C (Rotzscher, Grundma & Benthaus, 2004; Moreno S, Merlati, Marin, Savio & Moreno F, 2009), manteniéndose la corona hasta los 1200°C (81). La fragmentación del esmalte comienza a los 600°C y su desintegración en algunos dientes a los 1200°C. En el cemento se advierten fisuras a los 400°C y las grietas inician entre los 600°C hasta los 1200°C, a veces, se observan fisuras longitudinales que se continúan por la dentina radicular y causan en algunos casos quebrantamiento de la raíz. (Merlati, Savio, Danesino, Fassina & Menghini, 2004; Moreno et al, 2009) En cambio, Nossintchoux describe que las fisuras en las raíces comienzan a los 175°C. (Moya, Roldán & Sanchez, 1994)

Otros autores como Holk (Holk, 2009; Basuri, 1967) han demostrado que a 800-1000°C el esmalte y la dentina comienzan a perder sus características estructurales y entre los 1000-1200°C hay desintegración total de huesos y dientes.

Según Basuri a los 400°C puede haber un estallido de la corona de forma espontánea, mientras que a los 800°C aparece una disminución del cuerpo de las raíces. El cemento se destruye alrededor de los 500°C, pero el esmalte, puede soportar temperaturas entre 700 y 900°C antes de su destrucción, dependiendo del diente que se trate. Entre los 1000-1300°C las estructuras dentales se tornan en una sustancia atípica con formación de aspecto globular. (Basuri, 1961)

Por el contrario, según otros autores como Clement los dientes pueden persistir a temperaturas de 1600°C sin afectarse de forma importante su estructura dentaria. (Clement, 1998)

1.5 Materiales dentales en necroidentificación.

La bajada de restauraciones dentales, junto con el cada vez menor número de piezas presentes en boca, dificulta el proceso de necroidentificación. Actualmente, como resultado del envejecimiento de la población, son muchos los pacientes edéntulos totales. (Mojon, 2003)

Los implantes carecen de la singularidad que poseen las restauraciones manuales, ya que son producidos en masa, (Berketa, 2011) pero la principal ventaja que presentan es la gran resistencia a los agentes mecánicos y térmicos (Allen E & Allen P, 2006; Simpson, James, Eitzen & Byard, 2007). En los casos en los que los dientes son sometidos a temperaturas extremas, se ha visto que la corona de los dientes se separa de la raíz, probablemente debido a la morfología del diente permitiendo así la evaporación del tejido pulpar (Herschaft, Alder, Ord, Rawson & Smith, 2006) e impidiendo la utilización del ADN presente en este tejido para realizar técnicas de biología molecular. (Pötsch, Meyer, Rothschild, Schneider & Rittner, 1992)

Diversos estudios han demostrado que, en casos de severa incineración, el cuerpo del implante y el aditamento protésico intermedio pueden ser los únicos restos dentales, ya que los materiales dentales convencionales, entre los que se encuentran, la amalgama, el composite y el oro, se pueden derretir o distorsionar (Merlati et al, 2004; Fairgrieve, 2008; Herschaft et al, 2006).

1.5.1 Amalgama.

Es un material de restauración utilizado muy frecuentemente para el relleno de las cavidades dentales. La amalgama dental está constituida por una combinación de metales incluyendo mercurio, que se mezcla a temperatura ambiente con un polvo constituido clásicamente por plata, estaño, cobre y a veces zinc, aunque posteriormente se le han introducido pequeñas cantidades de otros elementos. (Macchi, Abate, Barreiro, Bertacchini, Edelberg, Kaplan et al, 2002)

Empezó a utilizarse a principios del siglo XIX, a pesar de que todavía se emplea, su uso ha disminuido debido principalmente por la “toxicidad” del mercurio y por su color grisáceo, el cual no está a la altura del estándar estético actual, también por la falta de adhesión al tejido dentario, que requiere la eliminación de tejido sano para crear retención.

Una de las mayores ventajas de la amalgama es la resistencia que presenta, además tienen una muy buena relación calidad/efectividad-precio. Se ha considerado que hasta día de hoy es un material de restauración de manipulación sencilla, buenas propiedades físicas y con un gran número de indicaciones de uso. (OMS, 1997)

- Conducta de la amalgama a altas temperaturas.

A partir de los 200 y 400°C los dientes restaurados con amalgama pierden su brillo debido a la evaporación del mercurio, (Merlati et al, 2004) transformándose a los 600°C en un color negro opaco. (Moreno et al, 2009) Cuando aumentan las temperaturas, aparece un brillo metálico a nivel de las raíces, probablemente debido a la aposición del mercurio (Rotzscher et al, 2004; Moreno et al, 2009), y entre los 1000-1100°C se observan pigmentos rosas en las raíces y las coronas. Los pigmentos solo pueden observarse en el esmalte alrededor de la amalgama con el microscopio entre 600° y 1200°C. A 600°C se observa en la dentina y a 800°C en el cemento, pero estos pigmentos son observados en el esmalte alrededor de la amalgama entre los 600 y 1200°C (Moreno et al, 2009). Esta pigmentación es debida a los óxidos que se volatilizan a partir de los 450°C (Mrowec & Stokosa,1971) Otro distintivo de los dientes restaurados con amalgama es la formación de un hilo dorado alrededor de la superficie oclusal y las cúspides entre los 800 y 1200°C (Moreno et al, 2009). Este fenómeno está asociado a los vapores de óxido de mercurio en tonos rojizos y amarillentos o al óxido de cobre y de plata a partir de los 962°C. (Mrowec & Stokosa,1971)

Por otra parte, la amalgama padece una contracción marginal, probablemente debida a la evaporación del mercurio a partir de los 200° (Merlati et al, 2004; Moreno et al, 2009). Se pueden observar grietas a nivel

macroscópico desde los 600°C, siendo más pronunciadas desde los 800°C hasta los 1200°C (Moreno et al, 2009; Merlati et al, 2002).

Con respecto a la superficie de la restauración, entre los 200°C y los 400°C, la amalgama muestra una superficie ondulada o con ampollas debido a la aparición de pequeños nódulos por la disociación de la aleación, evaporándose el mercurio a través de burbujas gaseosas. (Merlati et al, 2002; Moreno et al, 2009). Los nódulos cambian de tamaño cuando la temperatura aumenta hasta que el mercurio se evapora completamente de la aleación, en un rango de ebullición que va desde los 39°C hasta los 360°C. (Moya et al, 1994) A partir de 800° se producen “balas de plata” por la evaporación del mercurio que arrastra partículas de plata (Rotzcher et al, 2004)

Las reconstrucciones con amalgama se mantienen integras y en su lugar a pesar de la desintegración de las coronas. (Merlati et al, 2004)

1.5.2 Resinas compuestas.

El composite o resinas compuestas es el material de restauración más utilizado desde mediados del siglo XX. Debido a la gran demanda estética, su color blanco hace que sea el material más empleado.

Están compuestos por tres materiales químicamente diferentes:

- matriz o fase orgánica.
- matriz inorgánica, material de relleno o fase dispersa
- órgano-silano o agente de unión entre la resina orgánica y la fase dispersa.

La molécula posee:

- grupos silánicos en un extremo (unión iónica con SiO₂).
 - grupos metacrilatos en el otro extremo (unión covalente con la resina)
- (Hervas, Martinez, Cabanes, Barjau & Fos, 2006)

En la actualidad debido al auge de estos materiales, se han fabricado más de 50 resinas distintas para uso dental. (USAF,2005) Para el odontólogo forense la identificación desde el punto de vista radiográfico puede ser complicada, puesto que en el pasado los materiales que se utilizaban presentaban una radiolucidez similar a la de los dientes naturales. Incluso la

forma puede ser tan exacta al diente natural que dificulte la identificación clínica y radiológica.

1.5.2.1 Identificación de las resinas compuestas sometidas a altas temperaturas

Durante el examen postmortem, se han utilizado varios métodos para mejorar la identificación de la presencia de estos materiales, entre los que se incluyen: solución reveladora de placa, tintes (rojo de alizarina), transiluminación y fluorescencia inducida cuantitativamente por la luz. (Chesne, Benthous & Brinkmann, 1999; Pretty, Smith, Edgar & Higham, 2002). Por otra parte, la incineración complica aún más el proceso de macro-identificación. (Bush MA, Bush PJ & Miller, 2006)

Favorablemente, con fines identificativos, los rellenos de la resina son reconocibles por composición elemental y pueden ser hallados en muestras por microscopía electrónica de barrido / espectrometría de energía dispersiva de rayos-X (SEM/EDS). Las partículas de relleno soportan bien las altas temperaturas, por lo que pueden ser detectables por SEM/EDS. El análisis de EDS produce un espectro de rayos-X que identifica los elementos inorgánicos y su concentración relativa. El uso de imágenes de electrones retrodispersados con el SEM permite determinar el tamaño de las partículas de relleno y su distribución. (Bush MA, Bush PJ & Miller, 2006)

Bush y cols. expusieron que composites sometidos a altas temperaturas pueden ser identificados por análisis elemental, llegando a separar 10 resinas en 6 grupos, pero se necesitan más estudios ya que sólo estudia resinas que se utilizan en EEUU (Bush MA et al, 2006)

Los dientes que presentan restauraciones con composite manifiestan intensas modificaciones macroscópicas cuando se les somete a temperaturas altas entre los 200 y 500°C. (Robinson, Rueggeberg & Lockwood, 1998) Por el contrario, hasta los 800°C, mediante observación macroscópica pueden identificarse los rellenos de los composites (Ferreira, Ortega, Espina, Ávila, Leendertz & Barrios, 1997; Muller, Berytrand, Quatrehomme, Bolla & Rocca, 1998; Pretty et al., 2002; Merlati et al., 2004; Merlati et al., 2002; Savio, Merlati, Danesino, Fassina & Menghini, 2006) A 400°C las reconstrucciones sustituyen

el color, cambian a marrón brillante con vetas blancas (Merlati et al., 2004), lo describen como un marrón amarillento, y posteriormente, incrementan su brillo. (Muller et al.,1998) Cuando la resina es sometida a 600°C cambia a un color negro grisáceo (consecuencia de las vetas negras) debido a la combustión de la matriz acrílica (Ferreira et al., 1997), y se transforma desde los 800°C hasta los 1200°C en un color blanco tiza (Merlati et al.,2004).

A partir de los 200°C las restauraciones demuestran una contracción marginal, probablemente debida a la pérdida de la matriz orgánica. (Ferreira et al.,1997; Merlati et al.,2004) Las grietas comienzan a los 600°C hasta los 1200°C. Algunas restauraciones revelan fracturas del relleno desde los 600°C y el desprendimiento de la restauración desde los 1000°C. (Moreno et al.,2009; Merlati et al., 2002)

Por otra parte, el relleno del composite presenta ondulaciones cuando la temperatura aumenta, hasta que se produce el proceso de incineración a los 1000°C. (Merlati et al.,2004)

1.5.3 Otros materiales restauradores.

- Cementos de ionomero de vidrio.

Los cementos de ionomero de vidrio están compuestos por un polvo a base de partículas de vidrio de distinta composición, y un líquido, formado por un poliácido y agua. Las principales cualidades que aporta son la liberación de flúor al medio y la capacidad de adhesión.

Cuando los dientes han sido restaurados con ionomero de vidrio y sometidos a altas temperaturas presentan decoloración, grietas y fracturas. (Patidar, Parwani & Wanjari, 2010) Otros autores, observaron que se descomponían a 200°C. (Robinson et al.,1998) Sin embargo, los restos de estas restauraciones son importantes para la identificación porque son resistentes al fuego y radiopacos. (Patidar et al., 2010; Rossouw, Grobler, Phillips & Van WKTJ, 1999)

- Fosfato de zinc.

El fosfato de zinc está constituido por un polvo a base de óxido de zinc y un líquido, el ácido fosfórico.

Frente a las altas temperaturas los dientes reconstruidos con fosfato de zinc a 400°C sufren contracción y descoloración, llegando a mostrar a 1100°C un color gris ceniza. El modelo de las grietas en la superficie de la restauración puede favorecer la investigación sobre el tipo de calor expuesto y el origen del fuego. (Patidar et al.,2010)

El cemento de óxido de zinc modificado cambia su color a un gris oscuro a 600°C, siendo más intenso a 1000°C (Rotzcher et al.,2004). A 400°C muestran expansión. A los 200°C comienza la formación de grietas, el desprendimiento de la restauración desde los 800°C y las fracturas desde los 1000°C. El cemento de óxido de zinc modificado al igual que ocurre con la amalgama y el composite se ondula según aumenta la temperatura. (Moreno et al, 2009)

- Coronas metálicas (de Ni-Cr) y metal-cerámicas

Las coronas metálicas (de Ni-Cr) y metal-cerámicas sometidas a altas temperaturas, primariamente presentan pérdida de brillo y finalmente una leve pérdida de la morfología. Ciertas cerámicas tienen una temperatura de fusión que va desde los 1288°C a los 1371°C. (Patidar et al.,2010)

A diferencia de otros materiales, la cerámica presenta alta fuerza y resistencia al desgaste, lo cual es útil también en casos de identificación de víctimas sometidas al fuego. (William & O'Brien, 2002)

1.6 Tejido óseo sometido a altas temperaturas.

El tejido óseo, es un tejido conectivo especializado que se representa por su dureza y consistencia. Está combinado por una matriz intercelular calcificada y por células. Estas células pueden ser de 4 tipos:

- Células osteoprogenitoras o células madre: células indiferenciadas que tienen características de los fibroblastos, con la capacidad de transformarse en un osteoblasto.

- Osteoblastos (células primarias del hueso): células diferenciadas capaces de crear hueso por medio de la secreción de matriz ósea (secreción de fibras de colágeno y de sustancia fundamental, que forman el hueso inicial no mineralizado). Son los responsables de que se calcifique la matriz por medio de la secreción de diminutas vesículas matriciales, que son ricas en fosfatasa alcalina.
- Osteocitos: células óseas maduras, que proceden del osteoblasto. Son células aplanadas, que están rodeadas de la matriz ósea secretada previamente cuando eran osteoblastos. Mantienen la matriz ósea, ya que pueden sintetizarla y volver a absorberla, según las necesidades del hueso.
- Osteoclastos (macrófagos del hueso): células multinucleadas, grandes y cuyas funciones principales son las de abstraer matriz ósea. Degrada el hueso, formando lo que se denomina laguna de resorción.

La matriz ósea posee un componente orgánico y otro inorgánico.

- Componente orgánico: compuesto primordialmente por colágeno tipo I (85-90%), y una pequeña proporción de otras proteínas (10-15%): proteoglicanos (biglicano, decorina), proteínas implicadas en la adhesión celular (trombospondina, osteonectina, sialoproteína), osteopontina, osteocalcina y factores de crecimiento. En el hueso maduro, las fibras se disponen en láminas paralelas (hueso laminar). En el hueso inmaduro, las fibras están desordenadas (hueso plexiforme).
- Componente inorgánico: una parte suele ser amorfa, mientras que la mayoría forma cristales cilíndricos de hidroxapatita, que se disponen a lo largo de las fibras de colágeno. También contiene iones citrato y carbonato. El hueso laminar está más mineralizado que el plexiforme. La matriz ósea no mineralizada se distingue como osteoide.

Existen dos tipos de tejido óseo:

- Hueso esponjoso: modelado por un entramado tridimensional de trabéculas óseas, que se orientan paralelas a las líneas de fuerza.

Los espacios entre ellas están ocupados por médula ósea. Se encuentra en el esqueleto axial, en las epífisis y metáfisis de los huesos largos y en los huesos planos.

- Hueso cortical: está formado por osteonas, que son capas concéntricas de laminillas óseas, donde se encuentran insertos los osteocitos. En el interior de la osteona hay un canal, el conducto de Havers, por donde circulan vasos sanguíneos, linfáticos y nervios. También aparecen canales que conectan unos conductos de Havers con otros. Estos conductos se llaman conductos de Volkmann. Se encuentra en la capa externa de los huesos largos formando la diáfisis, en el exterior y en el interior de los huesos planos y en distintas zonas en los huesos cortos, según cada hueso en concreto.

El ser humano está compuesto por diferentes componentes entre los que se incluyen los tejidos duros y blandos. Cuando un organismo se expone al fuego lo primero que desaparece son las partes blandas de éste, las cuales están compuestas principalmente por agua y material orgánico.

Los componentes orgánicos del hueso como colágeno, proteínas y lípidos sufren una gran alteración cuando son sometidos a la acción del fuego, dejando un componente inorgánico conocido como hueso calcinado o incinerado. (Pope & Smith, 2004) Este hueso se caracteriza por su facilidad a la fractura debido a su elasticidad y deformación de contracción. (Patidar et al, 2010)

Los estudios han demostrado que los huesos del cráneo responden bastante mal a la acción del fuego. Solo entre un 15 y 20% de los maxilares superiores y huesos cigomáticos se mantienen tras ser sometidos a la acción del fuego. Sin embargo, la mandíbula aparece en torno al 40-50% de los casos. (Whal, 1982)

La siguiente (Tabla 2) descrita por Mayne (Mayne, 1997) y modificada por Thompson (Thompson, 2004) explica los cambios en el hueso inducidos por calor (color, resistencia mecánica, patrón de fractura). Se dividen 4 estados de degradación inducidos por calor. Estos cuatro estados por sí mismos no

explican todos los cambios fundamentales que ocurren en los tejidos duros. (Thompson, 2004)

Fase de transformación	Evidencia	Rango de temperatura actual (°C)	Rango de temperatura revisada (°C)
Deshidratación	Modelos de fractura; pérdida de peso.	100-600	100-600
Descomposición	Cambio de color; pérdida de peso, reducción de la resistencia mecánica; cambios en la porosidad.	500-600	300-800
Inversión	Aumento del tamaño del cristal.	700-1100	500-1100
Fusión	Aumento de la resistencia mecánica; reducción de las dimensiones; aumento del tamaño del cristal; cambios en la porosidad.	1000+	700+

Tabla 2. Cambios en el hueso producidos por calor.

Los cambios inducidos por calor en el hueso se pueden clasificar en 2 niveles: los de primer nivel, que son cambios fundamentales (como, por ejemplo, la eliminación de la fracción orgánica y la reorganización de la fracción inorgánica) y los de segundo nivel, que son las manifestaciones del nivel anterior (por ejemplo, los cambios de color).

1.6.1 Contracción

Existe una relación directa entre el fuego y la contracción ósea. (Thompson, 2005) Frente a altas temperaturas (por debajo de los 800°C) durante un periodo breve de tiempo se producen mínimas contracciones. (Holland, 1989) Por otra parte, temperaturas por debajo de 300°C, pueden producir la pérdida de albúmina. (Cattaneo, Gelsthorpe, Sokol & Philips, 1994)

Las quemaduras son difíciles de detectar cuando se aplica un mínimo calor, de tal forma que los efectos y consecuencias pueden ser difíciles de localizar (Hurlbut, 2000). Por último, las consecuencias sobre el esqueleto

están determinadas no sólo por la temperatura alcanzada, sino también por la duración, el suministro de oxígeno y la extensión de materiales protectores en contacto con el esqueleto humano. (Duffy, Waterfield & Skinner, 1991)

En 1970 se realizó un estudio con un horno eléctrico en el que valoraba la respuesta del fémur, rótula y mandíbula frente al calor. El estudio consistía en aplicar energía desde los 200° a los 1500°C, en intervalos de 100°C. La contracción comenzó a los 700°C, aumentaba a los 800°C, pero a partir de esta temperatura no se observó más contracción. (Van Vark, 1970) Estudios posteriores han sugerido una variación importante de la contracción relacionada con la temperatura, duración de la exposición al calor y el tipo de hueso. (Fairgrieve, 2008)

Otros autores, realizaron otro estudio en el que incineraron una mandíbula a 400°C durante 15 minutos, tras este tiempo, la mandíbula se carbonizó completamente y se observaron en ella las típicas fracturas transversales. En cambio, otra mandíbula fue incinerada durante 15 minutos, pero a 1100°C, cuyo resultado fue una gran contracción y una coloración gris ceniza con múltiples fracturas. (Patidar et al, 2010)

1.6.2 Cambios estructurales del hueso a altas temperaturas

Distintos estudios en microscopio electrónico de transmisión sobre húmeros ovinos señalan que exposiciones de calor mínimo causan cambios en las fibras de colágeno óseas. (Koon, Nicholson & Collins, 2003) Cuando se trata de un microscopio electrónico de barrido entre 150° y 1150°C, los efectos de la temperatura sobre las estructuras óseas no se notan. Por el contrario, las investigaciones insinúan en otros proyectos que, entre 800° y 1400°C, emergen nuevos cristales, fusionándose por encima de los 1000°C. Si las temperaturas son superiores a los 1600°C, puede producirse la fusión del mineral óseo, con recristalización posterior al enfriado. (Quatrehomme, Bolla, Muller, Rocca, Grevin, Bailet et al, 1998)

Otros autores hallaron aumentos de la cristalinidad entre 200° y 700°C, y cuando las temperaturas superaban los 700°C, la apatita se transformaba en whitlockita. (Sillen & Hoering, 1993) Se comprobó el aumento del tamaño de los cristales de la hidroxiapatita durante ensayos con huesos de oveja y cabra

sometidos a altas temperaturas controladas. (Shipman, Foster & Schoeninger, 1984) (Holden et al, 1995) advirtieron que el componente orgánico del hueso subsiste hasta temperaturas de 400°C. Por el contrario, cuando se somete a temperaturas comenzando los 600°C o más, el mineral óseo se recristaliza y a los 1600°C se fusiona.

Estudios ultraestructurales en hueso femoral incinerado muestran que las regiones óseas de color negro carecen de crecimiento de cristales, mientras que el hueso laminar se presenta intacto. En las zonas de color grisáceo, se hallan pequeños cristales esféricos estando el patrón de hueso laminar menos conservado. Y finalmente en las regiones blanquecinas, se observan cristales hexagonales, pero sin ningún patrón laminar. Equiparándolo con lo obtenido en el laboratorio, se deduce que las regiones ennegrecidas de hueso cortical han llegado a temperaturas que rondan los 300°C, las regiones de color gris temperaturas en torno a los 600°C (con un tamaño de los cristales esféricos de $0.06 \pm 0.007 \mu\text{m}$), mientras que las blancas registran temperaturas por encima de los 800°C (con un tamaño de los cristales hexagonales que oscila entre $0.25 \pm 0.07 \mu\text{m}$ y $0.41 \pm 0.09 \mu\text{m}$). (Holden et al, 1995)

Los cambios óseos que sufren los sujetos demuestran que las alteraciones ultraestructurales están relacionadas con la edad y temperatura. Por ejemplo, en el intervalo de 200 a 400°C, la cantidad de deshilachado y el grado de conservación de la orientación preferente incrementan con la edad del fallecido. A los 600°C el tamaño de los cristales esféricos muestra una tendencia decreciente con la edad de los fallecidos, y a 800°C la calidad de los cristales hexagonales mejora con la edad de los fallecidos. (Holden et al, 1995)

Bonucci y Graziani diferencian grandes cambios de transformación del tejido óseo y confirman la correlación entre la variación de coloración y el aumento de temperatura:

- El primer cambio sucede a 150°C. La termogravimetría(TG) detecta una primera pérdida de peso pequeña, debido a la reducción del agua. La microscopía electrónica y la difracción de rayos-X muestran que este proceso de deshidratación no perturba a la sustancia inorgánica del hueso.

- Segundo Cambio: Entre 300 y los 500°C se registran cambios importantes en la estructura ósea. Los diagramas de TG muestran la eliminación del agua, la pirolisis de la materia orgánica y un aumento de la longitud de los cristales (200-220 Å). A través de la microscopía electrónica se verifica un aumento del tamaño de los cristales (65-35 Å) y una reestructuración de la sustancia inorgánica, más compacta e irregular. Se observa gran similitud con el hueso fósil con coloración negra y la muestra sometida a temperaturas entre 300 y los 350°C.
- Sobrepassando los 650°C se origina la transformación del fosfato tricálcico al fosfato tricálcico β. Los cristales son mayores (80 Å) y más desorganizados. La difracción de los rayos-X muestra una mejor definición de los reflejos junto con un considerable aumento de la longitud de los cristales (> 230 Å). Presenta una gran semejanza con las muestras de hueso quemado de color blanco, por lo que se deduce que fueron sometidos a temperaturas superiores a 650°C. (Bonucci & Graziani, 1975)

1.6.3 Color

La presencia de oxígeno, duración y temperatura influye en el color de los fragmentos óseos sometidos a altas temperaturas (Walker & Miller, 2005). Un autor en su ensayo experimental en 1990 halló que, frente a altas temperaturas controladas, no ocurría calcinación y los fragmentos aparecían de color marrón y negro. (David, 1990)

Dentro de los tejidos óseos se puede localizar toda la escala de colores. Actualmente, se ha determinado que el tejido blando juega un papel fundamental en los cambios de color térmicos del hueso. (Symes, Rainwater, Chapman, Gipson & Pipper, 2008)

En 1989 evidenciaron que el calor aumentado y la duración del fuego producen una extensión de los fragmentos blancos, pero con una diferenciación considerable. El entorno puede afectar también el color, pudiendo producir tinciones en dichas superficies. (Spenneman & Colley, 1989)

Wahl estableció el patrón de combustión y cambio de color en los restos óseos:

- Primer estadio: fragmentos quemados entre los 200-300°C, cuyo cambio de color va desde el marfil al gris parduzco. En esta etapa sólo se registra una ligera reducción del volumen debido a la pérdida de agua (1%).
- Segundo estadio: entre los 300-400°C, el hueso permuta de color en función del aumento de la temperatura, promoviendo un cambio desde el color marrón a marrón parduzco. A partir de los 400° alcanza un color negruzco, inducido por la combustión parcial de la materia inorgánica del tejido óseo.
- Tercer estadio: El hueso sometido a temperaturas en torno a los 550°C, varía del gris oscuro al gris claro. Sin embargo, en el interior del tejido compacto pueden observarse aun resquicios negros.
- Cuarto estadio: entre los 650-700°C el hueso obtiene un color blanco mate de densidad blanda, tipo yeso. Cuando alcanza los 750°C el hueso experimenta una fuerte y progresiva reducción de su volumen.
- Quinto estadio: A 800° el hueso presenta una apariencia lisa y dura, resistente debido a la aglomeración que forma la apatita. Brotan fisuras parabólicas y se observa una reducción media del 10-12% del volumen. El color del hueso es también blanco en su interior. (Wahl, 1982)

1.7 Implantes.

La implantología oral es una de las ciencias odontológicas que más ha evolucionado en los últimos tiempos. Desde los postulados de Branemark hasta la actualidad se ha confiado cada vez más en la predictibilidad de los implantes dentales, gracias a los numerosos estudios e investigaciones a los que han sido sometidos. Por lo tanto, el uso de los implantes orales oseointegrados se ha convertido en el estándar terapéutico en la rehabilitación de los dientes ausentes.

Actualmente existen muchas opciones a la hora de seleccionar un implante dental. Los implantes dentales varían en función de la casa comercial, características de diseño, tratamiento de superficie, material, método de colocación (inmediato o diferido) y tipo de conexión (interna o externa).

Sin embargo, independientemente de la infinidad de opciones implantológicas, el éxito de los implantes va a depender de una buena reacción de los tejidos mucoperiimplantarios y de una buena oseointegración. (Misch, 2009)

La Asociación Dental Americana (ADA) describe el implante dental como un dispositivo artificial diseñado para ser colocado quirúrgicamente en el interior o sobre el hueso mandibular o maxilar con el fin de restablecer la función y salud de los dientes ausentes (ADA, 2012)

Los implantes requieren un aditamento intermedio atornillado, dispositivo que va a soportar o retener la prótesis. Existen tres tipos de aditamentos dependiendo del método por el cual la prótesis se retiene en ellos: (Moreno et al, 2010)

- Aditamento para retención atornillada: utiliza un tornillo para fijar la prótesis.
- Aditamento para retención cementada: es el cemento el que fija la prótesis al aditamento intermedio.
- Aditamento para retenedor: usa un dispositivo de sujeción para fijar una prótesis removible (atache de bola, locator, imán).

Los implantes pueden ser rehabilitados mediante diferentes técnicas protésicas, dividiéndose en dos grandes grupos:

- Prótesis fija (FP):

La prótesis no puede ser retirada por parte del paciente, ya que esta retenida mediante cemento o tornillos, siendo obligatorio para retirarlo acudir a un profesional. Misch a su vez, clasifica tres categorías según la cantidad de tejidos duros y blandos a sustituir y las características estéticas de la prótesis.

- FP-1: prótesis fija que solamente reemplaza la corona, recrea un diente natural.
 - FP-2: prótesis fija que repone corona y una porción de raíz.
 - FP-3: prótesis fija que sustituye además de la corona, la encía perdida.
- Prótesis removible: el mismo paciente es el que puede retirarse la prótesis para efectuar su limpieza. También conocida como sobredentadura.

Se describen dos tipos, dependiendo de la cantidad de soporte del implante:

- RP-4: sobredentadura soportada completamente por implantes. También llamada sobredentadura implantosoportada.
- RP-5: sobredentadura soportada por tejidos blandos, mientras que los implantes atribuyen la retención. El soporte es la resistencia a la intrusión de la prótesis, mientras que la retención es la oposición a la intrusión de la prótesis. Se conoce también como sobredentadura mucosoportada o implantoreténida. (Misch, 2009)

Cada vez es mayor el número de pacientes que escoge el uso de implantes dentales para reponer las piezas dentales ausentes. El número de implantes colocados está aumentando en algunos países al menos un 1% por año (Tabla 3). (Berketa, James & Marino, 2010; Nuzzolese, Lusito, Solarino & Di Vella, 2008)

Influyen varios factores en el aumento del uso de implantes entre los que se incluyen:

- La población con edades más avanzadas.
- La disminución de dientes en relación con la edad.
- Las consecuencias anatómicas del edentulismo.

- Los aspectos estéticos y psicológicos de la pérdida de dientes.
- El fracaso aumentado de las prótesis fijas sobre dientes que generan desconfianza por parte de los pacientes y el profesional frente a estos tratamientos.
- Los resultados deficientes de las prótesis removibles y sus consecuencias.
- El mayor conocimiento y educación bucal de la población. (Moreno et al, 2009)
- Las ventajas de las prótesis con implantes, los resultados cada vez más predecibles, así como la reducción de los costes en los últimos años. (Nuzzolese et al, 2008)



Tabla 3. Tasa del crecimiento anual de los implantes en el mundo (Berketa et al, 2010)

Por todas estas razones, la probabilidad de que los implantes dentales estén presentes en los fallecidos en un futuro aumenta (Berketa et al, 2010), lo cual será de gran utilidad para la identificación de las víctimas.

En sujetos edentulos, la falta de presencia de obturaciones, dientes y otras estructuras pueden complicar el proceso de identificación. Frente esta situación es muy habitual la utilización de sobredentaduras implanto-retenidas mandibulares que favorecen la calidad de vida al paciente, convirtiéndose en una fuente potencial para la identificación humana. (Richmond, Phil & Pretty, 2010)

Habitualmente, el material empleado para la fabricación de los implantes dentales es el titanio comercialmente puro y algunas de sus aleaciones. (Steinemann, 1998) En la actualidad, algunos fabricantes están introduciendo implantes de zirconio (Hisbergues, Vendeville S & Vendeville P, 2009) y otros que combinan ambos materiales, el cuerpo de titanio mientras que el cuello se fabrica en zirconio. (Bianchi, Bosetti, Dolci, Sberna, Sanfilippo & Cannas, 2004)

En casos de incineración de un cuerpo humano en un crematorio se ha observado que las máximas temperaturas a las que se llega rondan los 950-1000°C. (Fargrieve, 2008) Cuando arde un motor de un vehículo se ha registrado que la temperatura oscila en torno a los 1000°C. (Dehaan, 2002) Sin embargo, en un estudio en Suecia en el que el incendio se produjo en el interior de un túnel, las temperaturas superaron los 1365°C. (Lönermark & Ingasson, 2005) A pesar de que la temperatura de fusión es mucho más alta en implantes se ha observado que los metales pueden sufrir modificaciones en su estructura “creep” a temperaturas más bajas que su punto de fusión, de tal forma que el macrodiseño del implante puede verse afectado, lo cual puede dificultar la necroidentificación. La fusión de los metales ocurre cuando $T > 0.3-0.4 T_M$, (donde T es la temperatura y T_M es la temperatura de fusión en grados centígrados a la que se le resta 272.15). (Ashby & Jones, 1980)

El proceso de oxidación a altas temperaturas fue inicialmente descrito por Pilling y Bedworth. (Pilling & Bedworth, 1923), esta oxidación sobre la superficie del implante produce un pequeño aumento del tamaño de aproximadamente 0.1mm. Lo cual debería ser considerado si se lleva a cabo un análisis métrico. (Bianchi et al, 2004)

1.7.1 Titanio.

Los implantes dentales son fabricados de forma generalizada con titanio, material completamente biocompatible y cuyo uso produce una respuesta correcta por parte del organismo, en comparativa con otros biomateriales. Los requisitos que debe cumplir un biomaterial en implantología dental son: biocompatibilidad, resistencia a la corrosión, osteointegración, biofuncionalidad (adecuadas propiedades mecánicas), procesabilidad y disponibilidad. (Breme & Biehl, 1998)

El titanio, noveno elemento más disponible en la corteza terrestre fue descubierto en 1791. Dicho material no pudo ser aislado de forma eficiente hasta 1936, debido a su altísima afinidad por el oxígeno, por tanto, es un material relativamente nuevo. En su estado natural se puede encontrar en forma minerales ricos, compuestos por oxido de titanio como son el rutilo y la ilmenita. El método de obtención del titanio fue descrito finalmente Kroll, desde entonces, el titanio se ha usado con infinidad de aplicaciones, entre ellas las biomédicas. (Tschernitschek, Borchers & Geurtsen, 2005)

Existen cuatro tipos de titanio comercialmente puro para su aplicación médica según la normativa internacional ISO 5832-2 ASTM F67-00. En función de los distintos elementos intersticiales minoritarios que contiene la aleación de titanio comercialmente puro, se clasifican distintos grados (Ti c.p.) (Tabla 4). La cantidad de elementos intersticiales aumenta el grado (desde el I hasta el IV), aumentando la resistencia mecánica, disminuyendo la ductilidad y la resistencia a la corrosión, entre otros.

	N máx	C máx	H máx	Fe máx	O máx	Ti
Ti c.p. grado I	0,03	0,10	0,0125	0,20	0'18	Balance
Ti c.p. grado II	0,03	0,10	0,0125	0,30	0,25	Balance
Ti c.p. grado III	0,05	0,10	0,0125	0,30	0'35	Balance
Ti c.p. grado IV	0,05	0,10	0,0125	0,50	0,40	Balance

Tabla 4. Composición química en peso (% en peso)

La alta biocompatibilidad que confiera el Ti c.p., así como las excelentes propiedades mecánicas que presenta y la alta resistencia a la corrosión son las razones principales que lo convierten en el material de elección, en cuanto a implantes dentales se refiere. Además, permite la osteointegración, factor fundamental por parte de estos dispositivos mecánicos.

1.7.2 Propiedades físicas titanio

Las altas temperaturas producen modificaciones sobre el titanio puro. En condiciones normales, el titanio puro hasta los 895°C permanece en la forma alotrópica α , con una estructura hexagonal compacta, pero por encima de esta temperatura pasa a una forma alotrópica β centrada en el cuerpo.

Frente al calor el titanio sufre reacciones térmicas proporcionalmente relacionadas con las altas temperaturas. El titanio presenta una alta reactividad frente al oxígeno y otros gases con temperaturas muy elevadas. A partir de los 649°C, la resistencia a la oxidación decrece rápidamente y tanto el titanio como sus aleaciones deben protegerse del aire debido a su posible combinación con el oxígeno. La presencia de este elemento y del nitrógeno del aire fragiliza el metal.

Posee un alto punto de fusión, de 1668°C, baja capacidad térmica, y bajos coeficientes de conductividad y dilatación térmicas.

1.7.3 Biocompatibilidad

La biocompatibilidad ha sido definida como “la capacidad de un material de ser utilizado en una aplicación específica con una respuesta adecuada del tejido receptor”, según la sociedad Europea de Biomateriales en la conferencia de Chester de 1986. (Williams, 1987) Para el uso de los implantes dentales no se detalla cómo debe medirse la biocompatibilidad, sin embargo, la normativa ISO 10993-1 sule esta deficiencia, y detalla una serie de ensayos que debe superar un biomaterial para ser considerado óptimo para su uso:

- Ensayos de genotoxicidad y carcinogenicidad
- Citotoxicidad in vitro
- Toxicidad sistémica.
- Efectos locales después de la implantación, irritación y sensibilidad, residuos de esterilización...

La principal característica que presentan los implantes de Ti c.p. cuando se alojan en el hueso es la capacidad de este de ordenarse alrededor de la superficie del implante, sin apreciar la presencia de una capsula de tejido blando a su alrededor. Sin embargo, los implantes dentales no están adheridos al hueso, ya que a nivel microscópico se aprecia una capa biológica de tejido blando de unos escasos 5-10nm de grosor. (Thomsen, Larsson, Ericson, Sennerby, Lausmaa & Kasemo, 1997)

1.7.4 Propiedades mecánicas

El grado de pureza del titanio va a influir enérgicamente en las propiedades mecánicas como se observa en la siguiente tabla (Tabla 5). La adición de elementos aleantes en la red cristalina del titanio aumenta la resistencia máxima a la fractura, si bien, también se produce una disminución de la elongación.

PROPIEDADES	GRADO 1	GRADO 2	GRADO 3	GRADO 4	Ti-6Al-4V
Resistencia tensión, min (MPa)	240	345	450	550	930
Límite resistencia 0,2% offset, min (MPa)	170	275	380	483	860
Módulo elasticidad (GPa)	103	103	103	103	113

Tabla 5. Propiedades mecánicas del titanio y su aleación Ti₆Al₄V ta

1.7.5 Resistencia a la corrosión

El titanio es un material altamente corrosivo por diferentes medios, que reacciona con gran facilidad frente a la oxidación. Este elemento, considerado un material con alta reactividad y velocidad frente a los procesos de oxidación, debe estar siempre recubierto por una capa de óxido, excepto en condiciones artificiales de laboratorio. En la mayoría de los casos, la capa superficial oxidada está compuesta por el más estable de todos los óxidos de titanio, es decir, el dióxido de titanio (TiO₂).

En contraposición con el titanio, el TiO₂ es un compuesto estable, altamente resistente a los ataques químicos de la mayoría de las sustancias (Tengvall & Lundström, 1992) El óxido se distribuye en una espesa película de entre 5-10nm que protege al metal de los ataques químicos, incluyendo el de los fluidos corporales agresivos. (Kasemo, 1983)

1.7.6 Aleación Ti₆Al₄V.

La aleación Ti₆Al₄V es la más utilizada en la actualidad, más del 50% del titanio que se produce a nivel mundial se utiliza en este formato. (Boyer &

Colings, 1994) De este porcentaje, el 80% de la producción se dedica a la industria aeroespacial, un 3% para aplicaciones biomédicas y el resto en los sectores automotriz, químico y marino.

Los diferentes estudios buscaban una aleación con elevada fuerza, bajo peso molecular, alta temperatura de fusión y alta resistencia a la corrosión. No fue hasta 1950 cuando se desarrollaron las primeras aleaciones de titanio que cumplían con estas propiedades. Tuvieron que pasar 10 años, es decir, a partir de 1960 para que apareciesen las aleaciones de titanio que fueron utilizadas como materiales de implantes quirúrgicos. (Davis, 2003)

La formulación de la aleación Ti₆Al₄V varía ligeramente según el estándar o el fabricante escogido. Es del tipo α/β ya que presenta en su estructura una mezcla de fase α y fase β . En la siguiente tabla (Tabla 6) se presenta una comparación para la composición del Ti₆Al₄V en función de diferentes normativas. Cuanto menor es su contenido en oxígeno, nitrógeno, aluminio o vanadio, mayor es la tenacidad a fractura, la ductilidad, la resistencia a la corrosión inducida por tensión y la velocidad de propagación de grieta, por el contrario, cuanto mayor es el contenido, mayor es la resistencia. (Davis, 2003)

	Al	V	Fe	C	O	N	H	Ti
UNE-7301	5,5-6,5	3,5-4,5	0,25	0,08	0,13	0,05	0,012	balance
ISO 5832-3	5,5-6,75	3,5-4,5	0,30	0,08	0,20	0,05	0,015	balance
ASTM F136	5,5-6,5	3,5-4,5	0,25	0,08	0,13	0,05	0,012	balance

Tabla 6. Composición (%) del Ti₆Al₄V

La aleación de titanio presenta mejores propiedades mecánicas que el titanio puro comercializado. Es cuatro veces más fuerte que la del titanio grado I y casi el doble de fuerte que el grado IV, siendo su principal ventaja la resistencia en comparativa a los titanios de diferentes grados. El módulo de elasticidad (rigidez) de los cuatro grados de titanio es similar (103 GPa), siendo el de la aleación de titanio sólo ligeramente más alto (113 GPa) (Davis, 2003)

De todas las aleaciones presentes en el mercado, la aleación de Ti₆Al₄V ha demostrado presentar las mejores propiedades físicas y mecánicas, resistencia a la corrosión, así como biocompatibilidad.

El aluminio y vanadio tiene posibles efectos tóxicos por lo cual algunos autores cuestionan la utilización de las aleaciones de titanio-aluminio-vanadio. (Villaplana & Romaguera, 1998)

Pero, sin embargo, existen estudios experimentales a largo plazo en animales que no encuentran reacciones patológicas.

La mayor resistencia a la corrosión de las aleaciones en comparación con el titanio puro indica mayores probabilidades de liberación de iones de aluminio y vanadio. (Grosogeat, Boinet, Dalard & Lissac, 2004; Grosogeat, Reclaru, Lissac & Dalard, 1999)

Estudios in vitro han demostrado la no citotoxicidad ni del titanio comercialmente puro ni de aleación. (Faria, Rosa, Rodrigues & Ribeiro, 2008)

1.7.7 Osteointegración

Para alcanzar el éxito implantológico es necesaria la unión firme, estable y duradera del implante dental al soporte óseo. Brånemark en 1965 definió la osteointegración como “la conexión directa, estructural y funcional entre el hueso y la superficie del implante sometido a carga funcional”. (Branemark, Adell, Breine, Lindstrom, Hallen & Ohman, 1969) Shroeder en 1978 describe la osteointegración como “anquilosis funcional”, entendiendo que existe una relación impenetrable entre la superficie del hueso y la del implante. (Schroder, Stich & Straumann, 1978)

Para poder estudiar la relación real entre el hueso-implante han sido necesarias realizar explantaciones. Dicho proceso se ha realizado en implantes fracturados o por motivos psiquiátricos, tras periodos prolongados de tiempo osteointegrados (entre 5 y 7 años). Para realizar la extirpación del implante se usaron trefinas, cuyo objetivo era retirar el implante en bloque y poder estudiar esta unión. (Hansson, Albrektsson & Branemark, 1984)

La microscopía electrónica ha determinado que se aprecia una unión íntima entre el titanio y el hueso que lo rodea. En los dos tercios más profundos del implante se encuentra un sistema haversiano, regular, mientras que en el resto se encuentra un sistema laminar, lo que significa que el hueso está en constante remodelación por el estímulo de las cargas que se transmiten al hueso a través de los implantes. No se evidencia la presencia de una cápsula de tejido conjuntivo alrededor de los implantes osteointegrados. (Linder, Albrektsson, Branemark, Hansson, Ivarsson & Lundström, 1983)

Un estudio realizado sobre un implante Straumann ITI ® que fue resecado por una tumoración, con más de 4 años de función, ha demostrado con microscopía óptica junto al análisis morfométrico que la mayor parte de las roscas del implante están ocupadas por hueso mineralizado sin la interposición de tejido fibroso, mientras que había algunas roscas vacías que contenían células sanguíneas. Con microscopía electrónica se observa una capa que oscila entre los 100 y 400 nm de un material granular formado por una capa amorfa. (Gratz, Zimmermann & Sailer, 1994)

Existen otros estudios que se realizan sobre animales, sobre los que se utilizan dispositivos de titanio que recrean los implantes. Se insertan en las tibias de conejo y son estudiadas con microscopía óptica y electrónica. En la microscopía se distinguen tres tipos de estructura de la interfase:

- fibras de colágeno más o menos ordenadas que se aproximan a la estructura metálica hasta una distancia de 50nm.
- fibras de colágeno tipo I separadas de la superficie de 500 a 1000nm.
- fibras de colágeno tipo I separadas de la superficie del implante de 500 a 600nm por una zona de estructuras filamentosas más densas que la capa anterior (169). (Linder, Obrant & Boivin, 1989)

La interfase existente entre las fibras de colágeno y el titanio del implante contiene proteoglicanos, encontrándose el ácido hialurónico y el sulfato de condroitina más cerca. En la unión, los osteocitos contienen organelas normales y no se evidencian signos degenerativos. De los osteocitos salen unas prolongaciones que se extienden en estrechos canales, pero nunca

están en contacto directo con el titanio, ya que están separados por una capa de proteoglicanos de al menos 20nm. A la capa llegan fibras conectivas y prolongaciones celulares que forman la matriz ósea. (Sennerby, Ericson, Thomsen & Lekholm, 1991)

Por otra parte, en otro estudio realizado sobre perros Beagle, tanto la microscopía óptica como la electrónica de transmisión demostraron el estrecho contacto entre el hueso y el implante de titanio, no evidenciándose capas de proteoglicanos separando hueso-implante. (Sennerby et al, 1991; Listgarten, Buser, Steinemann, Donath, Lang & Weber, 1992)

La unión hueso-implante está establecida por enlaces de tipo físico y químico. Brånemark, describe que las uniones de tipo físico comprenden los puentes de hidrógeno y las fuerzas de Van der Waals, que son débiles, pero predominan cuando la distancia entre la capa de óxidos y la biomolécula es aproximadamente de 1µm. Por otro lado, el hueso aporta a la unión, biomoléculas de alta especificidad por la superficie del implante, las cuales formarán una capa monoatómica con los óxidos, que será cubierta por capas moleculares más complejas. (Branemark, Zarb & Albrektsson, 1985)

1.8 Diseño de los implantes.

Los implantes dentales presentan distintas formas y tamaños en función de los requerimientos actuales. El diseño macroscópico variara en base a la técnica quirúrgica, limitaciones anatómicas, calidad ósea, estética y reducción de los tiempos del tratamiento.

El diseño básico de los implantes dentarios se va a clasificar en:

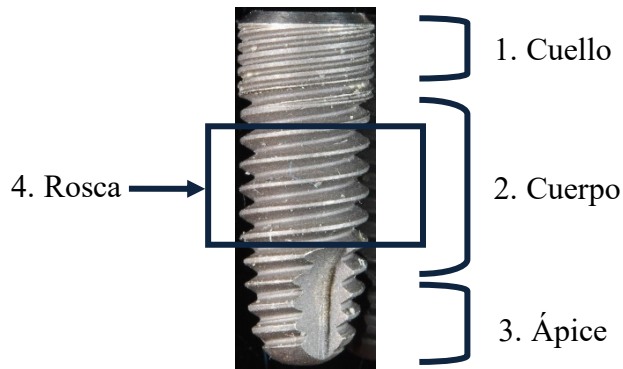
(English, 1991)

- Endoóseos:
 - Morfología de poste: descrito en los años 50, manipulado como estabilizador transendodóntico.
 - Marco de rama: creado en la década de los 60, se utilizó como soporte posterior para una prótesis parcial fija mandibular,

cuando se dispone de una altura y anchura deficiente de hueso en el cuerpo de la mandíbula.

- Diseño de disco: elaborado en los años 70, se debe implantar con unos periostótomos especiales.
 - Diseño de lámina: Desarrollados por Linkow, instaurado a finales de los 60, hay muchas oscilaciones, pueden ser de una o dos fases quirúrgicas, para diente único, cabeza única o doble. Hay diferentes modalidades en función de si se trata mandíbula o maxilar. (Linkow, 1970)
 - Concepto radicular: cilindro o roscado, con múltiples diversificaciones, por ejemplo, huecos o macizos, de una o dos fases quirúrgicas...
- Transóseos: creados en los años 30, pueden presentar varios postes donde podrá retenerse una prótesis fija o una sobredentadura. Pensados para casos de reabsorción mandibular severa, mandíbulas irradiadas, injertos óseos, o con pseudofracturas y otros casos de mal pronóstico. (Powers, Bosker, Van Pelt & Dunbar, 1994)
 - Subperiósticos: fabricados en los años 40, pueden presentar un diseño de arco completo para los casos de edentulismo total, o ser unilaterales para edentulismos parciales. Se suelen escoger en casos de reabsorción ósea extrema. (Homoly, 1991)

Los implantes admitidos por la comunidad científica dental son los endoóseos de titanio, forma radicular, diseño cilíndrico o cónico, con una superficie rugosa grabada o rociada con plasma de titanio (Nuzzolese et al, 2008)



1.8.1 Partes de un implante

Existe otra clasificación para los implantes dentales según Sahiwal y cols. En esta ocasión los implantes se clasifican según su tercio coronal, medio y apical, disponiendo de las distintas particularidades para poder ser identificados radiológicamente. Estos autores describen que los implantes con forma radicular pueden diferenciarse entre roscados y no roscados, dentro de estos grupos como cónicos o rectos. (Sahiwal, Woody, Benson & Guillen, 2002)

En base a esta clasificación, según las características de los tres tercios: coronal, medio y apical se establecen nuevas subclasificaciones.

Los implantes también pueden clasificarse en función de la técnica quirúrgica:

- Implantes de “una sola fase quirúrgica”, se caracterizan por ser implantes que una vez introducidos en el lecho óseo se les incluye el pilar de cicatrización, quedando en comunicación con la boca.
- Implantes en “dos fases quirúrgicas”, se insertan en el hueso, pero se dejan cubiertos mediante sutura por la encía presente. Más tarde se realizará una segunda cirugía en la que se expondrá la conexión del implante y se incluirá el pilar de cicatrización.

Las distintas partes del implante, es decir, la parte coronal, medio y apical presentan distintas variaciones:

- Tercio coronal: parte del implante en la que se encuentra la conexión al aditamento protésico.

- **Conexión**: Dicha conexión puede variar en función del implante, distinguiendo (Homoly, 1991)

- **Conexión Externa**: (Fig. 5) Donde el dispositivo retentivo protésico está en el exterior del cuerpo del implante. La conexión más

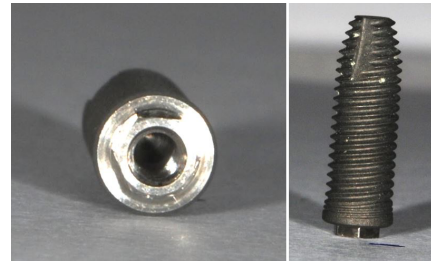


Fig. 5: Conexión externa hexagonal.

utilizada y que más estudios presenta es la hexagonal.

- **Conexión Interna**: La conexión se encuentra en el interior del cuerpo del implante. Sin embargo, este tipo de conexión presenta mayor número de diseños: hexágono (Fig. 6), octógono o dodecágono (Fig. 7). En busca de la mejora clínica otros investigadores han desarrollado formas más complejas (cono morse, el sistema de sellado cónico y los trilóbulos (Fig. 8) o tetralóbulos internos ...)



Fig. 6: Conexión interna hexagonal



Fig. 7: Conexión interna dodecagonal

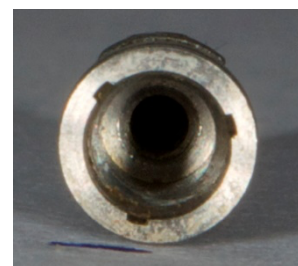


Fig. 8: Conexión interna trilobular.

- Algunos autores como Sahiwal y cols. han descartado la identificación de un implante a través de la conexión, puesto que en la mayoría de los casos se



Fig. 9: Implante con tornillo de cierre.

presenta cubierta por el aditamento protésico, tapón de cierre_ o pilar de cicatrización. (Fig. 9)

(Sahiwal et al, 2002)

- **Tipo de cuello del implante:** Sahiwal et tal, 1991)

- Ancho: el diámetro del cuello del implante es mayor que el del cuerpo del implante. (Fig. 10)



Fig. 10: Cuello ancho implante.

- Recto: no hay diferencia entre el diámetro del cuerpo del implante, ni angulación entre el cuerpo del implante y el cuello. (Fig. 11)



Fig. 11: Cuello recto implante.

- Acampanado: Hay un pequeño cambio suave y curvado entre el cuerpo y cuello del implante. (Fig. 12)

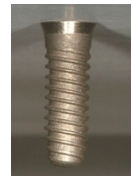


Fig. 12: Cuello acampanado implante.

- Truncocónico: En la parte más superficial se observa cierta convergencia hacia apical. (Fig. 13)



Fig. 13: Cuello truncocónico implante.

- Plataforma reducida: La parte más superior del tercio coronal presenta las paredes convergentes con respecto al ápice del implante. (Fig. 14)



Fig. 14: Plataforma reducida implante.

- Tratamiento del cuello: cuello o bisel pulido del implante en la parte más coronal de la plataforma protética (Fig. 15). El objetivo es reducir el acúmulo de la placa bacteriana, presentando una superficie lisa.



Fig. 15: Cuello pulido implante.

Hay otros diseños que presentan la superficie tratada (Fig. 16) hasta la conexión protética y otros diseños híbridos con superficies mecanizadas desde el cuerpo del implante.



Fig. 16: Superficie tratada hasta arriba

- **Tipo de espiras del implante:**

Pueden estar presentes o no a nivel del tercio coronal. También se ha de tener en cuenta la forma de dichas espiras si es que las posee.

- Las espiras pueden clasificarse en:
 - Macroespiras (Fig. 17)
 - Espiras convencionales (Fig. 18)
 - Microespiras (Fig. 19).
 - Microhendiduras (no presentan espiras)

- Lugar de inicio de las espiras.

Gran número de implantes presentan una superficie lisa (sin espiras), pudiendo estar tratado o no entre la plataforma protética y el cuerpo del implante.

Por otra parte, otros diseños, van a presentar la primera espira inmediatamente apical a la plataforma protética



Fig. 17, 18 y 19. Implante con macroespiras, espiras convencionales y microespiras.

- Implantes de una sola pieza: Se caracterizan por la ausencia de conexión, va unido el “pilar protético” al cuerpo del implante y se observa una prolongación del implante a la conexión protésica. Dicho pilar se trata como si fuese un diente natural, de tal forma que será tallado como si de prótesis fija se tratase en el caso de ser necesario, para colocar corona sobre implante. (Fig. 20)

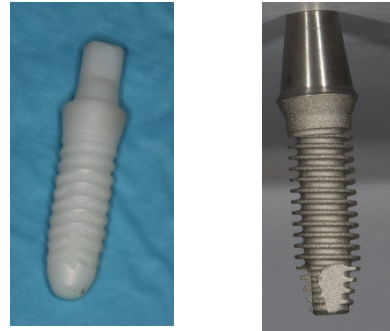


Fig. 20 Implantes de una sola pieza.

- Tercio medio: es la zona más importante del implante y la que va a determinar sus particularidades:

- **Diseño del implante:** (Sahiwal et al, 1991)

- Forma

- Cilíndricos: (Fig. 21) el diámetro del implante es continuo desde el tercio coronal al apical.
- Cónicos: el diámetro del cuerpo del implante es menor a nivel apical y mayor en la parte más coronal de forma progresiva, va decreciendo progresivamente hacia apical. El tercio medio indica si se trata de un implante cónico o cilíndrico. (Sahiwal, Woody, Benson & Guillen, 2002)



Fig. 21: Implante cilíndrico.

- Superficie:

- Lisos: No presentan espira alguna en toda su trayectoria. Se caracteriza por ser un diseño antiguo pero que aún se comercializa.

- Roscados: Los implantes más usados en la actualidad. Se caracterizan por presentar espiras en alguno de los tercios.

- **Variación geométrica de la espira** (Sahiwal et al, 1991):

- Espira en V: el trayecto superior e inferior, son del mismo tamaño, presentan cierta inclinación y terminan en un punto formando un triángulo. (Fig. 22)



Fig. 22: Espira en v.

- Espira cuadrada: el trayecto superior e inferior de las espiras son de igual tamaño, van de forma paralela entre sí, terminando en una superficie plana, perpendicular al eje mayor del cuerpo del implante. (Fig. 23)



Fig. 23: Espira cuadrada.

- Espira en arbotante: el trayecto superior de la espira, inclinado, es mayor que el inferior, que suele ser perpendicular al eje del cuerpo del implante. (Fig. 24)



Fig. 24: Espira en arbotante.

- Espira en arbotante invertido: el trayecto inferior está inclinado, más largo y el superior, más corto, es perpendicular al eje del implante. (Fig. 25)

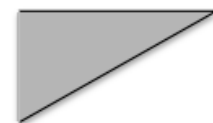


Fig. 25: Espira en arbotante.

En función de la casa comercial, los implantes pueden presentar distintas características. En ocasiones el tamaño de las espiras en el tercio más coronal varía con respecto al tercio más apical. Existen diversos implantes en los que su rosca es más pequeña a nivel coronal (Astra Tech®, NobelSpeedy Replace®) y otras en la apical (Replace®).

(Martinez, Cano, Martinez & García-Saban, 2002) Como se menciona anteriormente los implantes con forma cónica se estrechan en la zona más apical, siendo habitual que las espiras en coronal sean más estrechas y se engrosen en la trayectoria más apical.

- Paso de rosca: es el trayecto, medido de manera paralela a su eje, entre las roscas adyacentes; o bien el número de roscas por unidad de longitud en el mismo plano axial y en el mismo lado del eje. (Fig. 26)



Fig. 26: Paso de rosca.

A menor paso de rosca, más espiras tendrá un implante, y por tanto mayor será la superficie, a igual anchura de rosca.

- Elementos antirrotacionales o que favorecen la estabilidad inicial de los implantes (estrías o escotaduras) o cualquier otra particularidad.

- Tercio apical:

- **Morfología:** en ocasiones puede concordar el tercio más apical con el cuerpo del implante. (Sahiwal et al, 1991)



Fig. 27: Ápice cilíndrico.

- Cilíndrica. (Fig. 27)

- Cónica: con gran frecuencia se acompaña de un diseño de implante cilíndrico. (Fig. 28)



Fig. 28: Ápice cónico.

- **Forma del ápice:** (Sahiwal et al, 1991)

- En V: termina un punto y tiene forma angulada. (Fig. 29)



Fig. 29: Ápice en v.

- Plano: tiene forma plana y el ápice es recto, perpendicular al eje mayor del implante. (Fig. 30)



Fig. 30: Ápice en plano.

- Curvado: presenta una terminación de forma semiesférica. (Fig. 31)



Fig. 31: Ápice curvado.

- **Otras características:** (203)

- Cámaras apicales. (Fig. 32)



Fig. 32: Cámara apical.

- Orificios apicales. (Fig. 33)



Fig. 33: Orificio apical.

- Espiras en el tercio apical. (Fig. 34)



Fig. 34: Espiras en tercio apical.

- Espiras hasta el ápice.

- Estrías en el tercio apical.

Existen infinidad de casas comerciales de implantes en la actualidad, comercializando distintos diseños, debido al incremento de su uso en la época actual. Iniciaron esta fabricación las principales empresas del sector dental, sin embargo, el uso aumentado y creciente de este tipo de tratamiento ha hecho que las empresas a nivel nacional también quieran formar parte de este

mercado tan rentable, desarrollando su propio diseño y sistema de implantes. Por ello, cada día son más el número y forma de implantes que se puede encontrar en el mercado. (Nuzzolese et al, 2008) Esta inclusión provoca grandes confusiones entre unos implantes y otros, puesto que parecen prácticamente iguales, lo cual dificulta la identificación en implantes sometidos a altas temperaturas. (Berketa, Hirsch, Higgins, & James, 2010)

No existen muchos estudios que incluyan el análisis de los implantes dentales sometidos a altas temperaturas, una de las razones por la cual se desarrolló la presente investigación.

1.9 Radiología.

La identificación de los cuerpos quemados en ocasiones es muy complicada, debido al proceso de carbonización y rigidez cadavérica, que dificulta el acceso a la cavidad oral, siendo necesario en muchas ocasiones hacer uso de la radiología. (Delattre, 2000) Los procesos de identificación se basan en la comparación ante-mortem y post-mortem de los datos registrados. (Pretty & Sweet, 2001)

La radiología fue utilizada por primera vez en medicina forense en 1896, prácticamente un año después de descubrir los rayos X por Roëntegen, demostrando la presencia de balas de plomo en la cabeza de una víctima. (Eckert, 1984)

Una de las grandes ayudas en la identificación es la radiografía dental, debido a su alta objetividad en comparación con otros registros. (Lee, Choi, Yoon, Kim & Shin, 2004)

Para la práctica clínica diaria es fundamental el uso de las radiografías, siendo consideradas una prueba definitiva en juicios o en casos de identificación. Tal es la importancia de su uso para registrar y evaluar resultados, que las Naciones Unidas, la Interpol y la Junta Americana de Odontología Forense, han recomendado su uso en casos de fosas comunes, desastres e identificación de víctimas y cuerpos. (Savio et al, 2006)

El proceso radiográfico se divide principalmente en dos grupos, por una parte, las radiografías intraorales y por otra parte las extraorales, según el lugar de la película, indicaciones, características del equipo, tamaño y forma de las placas.

1.9.1 Radiografías intraorales.

Suelen ser radiografías de pequeño tamaño para el diagnóstico interno, que se diferencian en: periapicales o retroalveolares, interproximales, de aleta de mordida y oclusales.

- Radiografía periapical:

Con esta radiografía se puede registrar la totalidad del diente, desde el ápice hasta la corona, el espacio periodontal y el tejido óseo interdental.

Se puede realizar de dos formas:

- Técnica de bisección: Se coloca la placa sin elemento paralelizador en la cara palatina o lingual del diente a explorar, de tal forma que el haz de rayos x es perpendicular a la bisectriz del ángulo formado por el eje longitudinal del diente y el plano de la película (regla de Cieszynski).
- Técnica paralela o de cilindro: Existe un paralelismo entre el objeto de estudio y la película, por otra parte, el haz de rayos x debe ser perpendicular a ellos. A diferencia del anterior procedimiento para este sí que es necesario el uso de paralelizadores. Eso permite realizar radiografías más exactas y que pueden ser comparadas a posteriori, puesto que permite mantener relaciones idénticas en la película, región a radiografiar y tubo de rayos.

- Radiografía interproximal o aleta de mordida:

Su principal utilidad es la detección de caries interproximales.

Cabe destacar que la realización de radiografías en sujetos fallecidos que han sido sometidos a altas temperaturas se complica, los tejidos blandos pierden estabilidad y elasticidad, volviéndose rígidos. Estos hechos ofrecen resistencia a la hora de insertar la película o la colocación correcta en la zona lingual. La “fragilidad” de los cuerpos carbonizados influye a la hora de intentar insertar una película, se debe de intentar ser delicados, puesto que un mal control de la fuerza o movimientos puede producir la destrucción de las pruebas, con la consiguiente pérdida de información crucial (Oliveira, Melani, Antunes, Freitas & Galvao., 1999)

La ausencia de dispositivos específicos para realizar radiografías a los cadáveres, tales como posicionadores o instrumentos que fijen las radiografías, hizo que los investigadores desarrollasen distintos elementos para poder realizar las radiografías, muchos de ellos se caracterizan por ser modificaciones de lo ya disponible. (Gruber & Kameyamamm, 2001) Saucy y Brown en 1991, describen como con un balón inflado a través de un catéter en el interior de la cavidad oral pueden mantener las radiografías en el sitio de elección. Lo ideal es realizar las radiografías una vez ha sido examinado el cuerpo por un patólogo, que ha eliminado la lengua mediante un corte a nivel de la faringe, dejando una entrada libre a la placa y al balón. (Saucey & Brown, 1991) Existen otros ejemplos que incluyen soportes modificados para placas (Oeschger & Hubar, 1999), dispositivos de posicionamiento. (Goldstein, Sweet & Wood, 1998)

Las radiografías post-mortem deben asemejarse a las ante-mortem, para ello se requiere un posicionamiento correcto de la placa y de los instrumentos para favorecer la angulación del tubo (principalmente distancia y geometría) y el tiempo de exposición de la radiación. El observador debe poder comparar los datos radiográficos ante-mortem y post-mortem. (Fischman, 1985)

Gracias a diferentes estudios y autores se puede concluir que las radiografías son una herramienta fundamental para la identificación de muchos cuerpos.

La utilización de la técnica radiológica en implantes ante-mortem y post-mortem permite determinar el tipo de implante-diseño en muchas ocasiones,

incluso podría facilitar la identificación del individuo. Cada vez son más los programas de identificación de implantes, así como páginas en la red que favorecen esta identificación de forma más eficaz. (Gruber & Kameyamamm, 2001)

1.9.2 Radiografías extraorales.

En la actualidad la radiografía más utilizada para el diagnóstico inicial en odontología es la panorámica u ortopantomografía. (Lee et al, 2004) Se trata de una radiografía que aporta una visión general de las dos arcadas (superior e inferior), así como de la articulación, al girar el haz de rayos x alrededor de la cabeza del paciente, mientras esta se mantiene fija. (Happonen, Laaksonen, Wallin, Tammissalo & Stimson, 1991)

El principal inconveniente de esta radiografía es que en ocasiones carece de definición, debido a la superposición de imágenes, por lo que si se quiere tener alguna imagen en particular se recomienda una radiografía periapical.

La radiación en líneas generales va a ser menor que en una serie periapical, en desdentados totales suele ser la única. (Richmond et al, 2010)

Las radiografías panorámicas presentan las siguientes estructuras para los estudios: (Du Chesne, Benthaus, Teige & Brinkmann, 2000)

- 1) La estructura ósea maxilar.
- 2) Las estructuras óseas mandibulares.
- 3) La región dentoalveolar de ambos maxilares.
- 4) La articulación temporomandibular que incluye la región retromaxilar y cervical.

1.9.3 Radiografías digitales.

La radiología ha sufrido un desarrollo espectacular en los últimos años. Por fin se ha alcanzado la digitalización de las radiografías, reduciendo los costos, permitiendo el desarrollo de nuevas técnicas más fiables de comparación de imágenes radiológicas, con aplicación en odontología legal. (Gruber et al, 2001)

Existen numerosas variaciones de la técnica radiológica digitalizada descritas en la literatura, pero esencialmente se basa en las siguientes etapas:

- 1) Digitalización de las imágenes radiográficas mediante un scanner (Wood, Tai, Blenkinsop & Johnston, 1994) o cámara de video (Wenzel & Sewerin, 1991) o incluso mediante la adquisición de la imagen directamente de un sistema de rayos X acoplado a un ordenador con monitor, impresora y grabadora de CD-ROM (Hubar & Carr, 1999)
- 2) Manipulación de las imágenes con un software adecuado, permitiendo comparaciones por superposición (Dong-Sheng, Yu-Wen, Cheng et al, 1989; Wood, Kirk & Sweet, 1999), interposición (Wood et al, 1994) o sustracción de imágenes. (Wenzel & Sewerin, 1991; Adersen et al, 1995)

Mediante estos procedimientos se puede comparar con precisión la posición real, raíces y estructuras de soporte de dientes en imágenes ante-mortem y post-mortem. (Wood et al, 1999) Existen programas que permiten rotar, trasladar y ajustar del tamaño de las imágenes, facilitando la corrección de posicionamiento de la radiografía post-mortem en relación ante-mortem, sin necesidad de nuevas exposiciones. (Hubar & Carr, 1999) Las diferencias geométricas entre las radiografías es la principal causa de error, por lo que su corrección es fundamental para reducir ruidos obtenidos después del proceso de sustracción de imágenes. (Wenzel & Sewerin, 1991)

1.9.4 Radiología e implantes.

Actualmente existe una gran inmensidad de diseños de implantes dentales. Los investigadores demostraron en el 2000 que existían más de 90 implantes con forma radicular disponibles en “una variedad distinta de diámetros, longitudes, superficies, plataformas, conexiones y diseños del cuerpo”. (Binon, 2000)

En 2003 se realizó una extensa investigación con relación a la cantidad de implantes disponibles en la literatura, casas comerciales y páginas de internet. Dicho estudio, desveló que existían más de 220 tipos de implantes

producidos por unos 80 fabricantes. (European markets for dental implants, 2003)

El número de fabricantes en los últimos años ha ido en aumento, de tal forma que se ha visto que los implantes dentales se habían duplicado desde el 2003-2007, pasando de 70 fabricantes a 135. (Jungling & Suria, 2006; Jungling, Surla & Sharma, 2007)

Berketa y cols. en 2010 transmiten que al menos hay un total de 460 tipos de implantes diferentes. (Berketa, James & Marino, 2010)

Sin embargo, este aumento en el número y diseño de implantes puede ser un problema para la identificación por parte de los odontólogos, en especial para la odontología forense. (Sewerin, 1992) En ocasiones, un mismo paciente puede presentar implantes que han desaparecido del mercado, implantes más actuales, implantes de origen nacional o implantes que pertenecen a grandes marcas.

En la actualidad, la radiografía intraoral para la identificación tiene muchas ventajas: es una técnica barata en comparación con las imágenes tridimensionales o panorámicas, su uso es sencillo en un cuerpo en decúbito prono, y cuando existe un contexto de identificación en un desastre de masas, se pueden usar aparatos de rayos-X portátiles. (Berketa et al.,2010)

La sustancial desventaja de la radiografía intraoral como instrumento de diagnóstico en la identificación de implantes es la proyección geométrica, que causa distorsión y magnificación de la imagen.

La técnica del ángulo de la bisectriz crea mayores variaciones en el tamaño de la imagen en comparación con la técnica paralela del cono largo (Biggerstaff & Phillips, 1976; Gron, 1960), aunque incluso esta técnica no garantiza el correcto tamaño de la imagen. Para disminuir la distorsión, la película o el sensor digital tiene que estar posicionado cerca de las estructuras dentales en un correcto ángulo con el haz de rayos-X. (Martinez-Gonzalez et al.,2002; Berketa et al.,2010)

Las peculiaridades geométricas de los implantes dentales que se muestran en las radiografías pueden ser de gran utilidad para la identificación

de las personas, creando perfiles y limitando las búsquedas, en función del sistema de implantes utilizado. (Bell, 2001; Pretty & Addy, 2002; Zhou & Abdel-Mottaied, 2005)

En la práctica diaria se realizan radiografías de forma continua, además también previa, durante y posteriormente a la colocación de un implante, las cuales se registran y pueden servir para la identificación del sujeto en un futuro. (Berketa et al.,2010)

Cada implante tiene diseños y formas distintas. Diversos implantes tienen perforaciones, surcos, cámaras apicales o espiras que pueden influir en la identificación de la imagen radiográfica del implante. Hay implantes que tienen características particulares, permitiendo el reconocimiento de estos de forma rápida y sencilla, pero, hay otras características que dificultan la interpretación, incluso pueden engañar. (Sewerin, 1991)

En radiografías post-mortem es de vital importancia tener en cuenta la rigidez muscular e intentar adquirir, aunque sea a base de repeticiones imágenes geométricas claras, que muestren las características específicas del implante. (Nuzzolese et al.,2008)

Sahiwal y cols. demuestran diferencias en función de la inclinación. En su investigación demostraron una distorsión considerable de las características apicales y de la forma de las espiras cuando las inclinaciones verticales son mayores de 10°. Los agujeros circulares en el ápice aparecen oblicuos y la determinación de la forma de las espiras a medida que se va incrementando la inclinación vertical se complica. Estos problemas pueden llevar a una identificación falsa del implante. (Sahiwal, Woody, Benson & Guillen, 2002)

Por esta razón, la inclinación y angulación debe ser la misma pre- y post-mortem para realizar la identificación.

La observación de los cambios predecibles en las imágenes de las espiras, la cámara apical, y la conexión interna implante-prótesis permite una aproximación de la inclinación vertical de los implantes en relación con el haz de rayos y a la película. (Sahiwal et al.,2002)

- Espiras: Para determinar la inclinación vertical del implante se investigó la apariencia radiográfica de las espiras, con implantes Brånemark y encontró que el 81% de las estimaciones hechas por distintos clínicos diferían como máximo 2°. (Sewerin,1991)
 - Cámara apical: Presente con relativa radiolucidez en el área apical cuando la inclinación vertical es de 0° y no está cubierta por otra característica. Según se incrementa la angulación vertical porque los dos lados del implante no se superponen, la circunferencia de la cámara se vuelve cada vez más visible en el ápice. Por lo tanto, cuando el haz radiográfico no tiene un correcto ángulo con relación al eje del implante el haz indica una circunferencia visible de la cámara apical. Esto puede suceder también si el implante no es paralelo a la película. El grado en el que la circunferencia apical es visible da una idea aproximada de la inclinación de la película y el haz. (Sahiwal et al.,2002)
- Hexágono interno o cualquier otra conexión prostética interna: si está presente y es visible llega a ser más fácil identificable a medida que se aumenta el ángulo vertical. (Sahiwal et al.,2002)

Cada vez son más los mecanismos que se utilizan para la identificación de implantes. Michelinakis y cols., desarrollaron un software de reconocimiento de implantes (IRS®, *Implant Recognition Software*) con el fin de poder identificar implantes. Mediante este software se incluyeron 231 implantes de 87 casas comerciales distintas con sus distintas particularidades. Cada casa de implantes suele tener distintos diámetros, longitudes, así como, forma, diseño, presencia de espiras y diseño coronal. La mayoría de los sistemas de implantes tienen varios diámetros, así como cuatro o cinco longitudes. Otras características incluidas fueron la forma, superficie, presencia de espiras y diferencias en la sección coronal. A través de unos desplegables en los que incorporas el diseño, longitud, tipo de espira, etc. el programa te proporciona una lista con diferentes posibilidades de implantes (casa comercial e implante). (Michelinakis, Sharrock & Barclay, 2006)

Existe otro estudio realizado en 2010 donde reunieron 200 radiografías de 22 casas comerciales distintas de implantes de 12 países diferentes. En este caso la identificación de los implantes se llevó a cabo por dos odontólogos con y sin la ayuda del software IRS®. Si las radiografías no estaban estandarizadas se observó que aumentaba la dificultad de identificar los implantes. El IRS® no aportó suficiente información en muchos casos para la correcta identificación de los implantes. (Berketa et al.,2010)

Para la identificación de implantes por parte de odontólogos existen infinidad de bases de datos de radiografías dentales, que incluyen desplegables con diferentes preguntas con respecto al diseño, que permiten incorporar características para identificar el implante, como longitud, tipo de espira, Esta el caso de la página <http://whatimplantisthat.com> que contiene 952 radiografías. Las preguntas realizadas son:

- Respecto al tercio coronal:

• Interfase:

• Externa.
(Fig. 35)



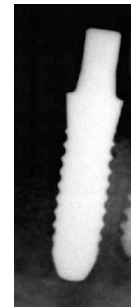
*Fig. 35:
Conexión
externa.*

• Interna.
(Fig. 36)



*Fig. 36:
Conexión
interna.*

• Única. (Fig.
37)



*Fig. 37:
Conexión
única.*

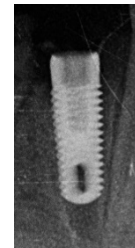
• Cuello:

• Ancho. (Fig.
38)



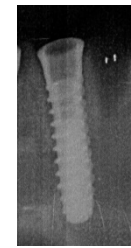
*Fig. 38: Cuello
ancho.*

• Recto. (Fig.
39)



*Fig. 39:
Cuello recto.*

• Acampanad
o. (Fig. 40)

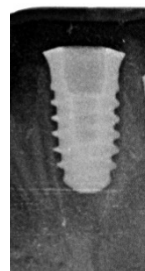


*Fig. 40:
Cuello
acampanado.*

- En relación al tercio medio:

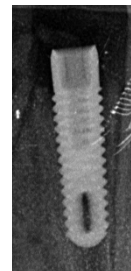
• Conicidad del cuerpo:

• Cónico. (Fig.
41)



*Fig. 41:
Implante cónico.*

• No cónico.
(Fig. 42)



*Fig. 42:
Implante no
cónico.*

• Sólo
conicidad en el ápice. (Fig.
43)



*Fig. 43:
Implante cónico
solo en apical.*

- Presencia o no de roscas:

- Roscado. (Fig. 44)

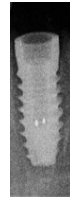


Fig. 44: Implante roscado.

- No roscado. (Fig. 45)

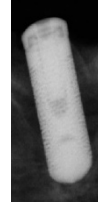


Fig. 45: Implante no roscado.

- Tipo de espiras:

- En V. (Fig. 46)

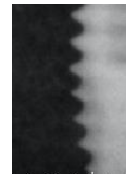


Fig. 46: Espira en v.

- Cuadradas.

- En arbotante. (Fig. 47)



Fig. 47: Espira cuadrada.

- En arbotante invertido. (Fig. 48)

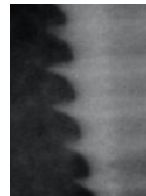


Fig. 48: Espira abortante.

- Respecto al tercio apical:

- Forma del ápice:

- En V.
- Plano.
- Curvo.

- Ápice abierto:

- Sí.
- No.

- Agujeros ovalados o redondos: (Fig. 49)

- No.
- Sí (número).

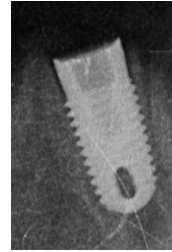


Fig. 49: Agujero ovalado

- Cámara apical:
 - No.
 - Sí (número).
- Surcos apicales:
 - No.
 - Sí (número).

También existe otro portal de gran utilidad para la identificación de los implantes dentales cuyo nombre es: <http://www.implantdetective.com/>. Dicha página empezó siendo un perfil en Facebook a través del cual los distintos compañeros compartían sus imágenes radiográficas para identificar los implantes por cuestiones protésicas, tal fue la acogida que han ido ampliando su espectro hasta precisar de una página web.

Se puede determinar que el fuego y las altas temperaturas producen destrucción de gran parte del cuerpo humano. Los huesos, al estar compuestos fundamentalmente por materia inorgánica son más resistentes a su alteración. El hecho de que los implantes se encuentren insertados dentro del hueso y perfectamente unidos a él mediante el fenómeno conocido como osteointegración, hace que éstos estén especialmente protegidos frente a los agentes externos. Si a esto se le une la elevada resistencia que poseen los implantes a los agentes físicos, se convierten así, en una rica fuente de información en los casos de necroidentificación, especialmente cuando no se puedan utilizar otros métodos, o como complemento a otras técnicas más costosas o que requieren de elevado tiempo.

Todo lo anteriormente expuesto no sólo es útil en el proceso de identificación de las víctimas, ya que se ha visto que el conocimiento acerca de

las modificaciones que experimentan los tejidos dentarios y los biomateriales de uso odontológico bajo la acción de las altas temperaturas y el fuego directo, es de gran importancia tanto para estimar las temperaturas alcanzadas durante el siniestro, como para conocer la manera en que el agente agresor incidió sobre las víctimas, lo cual puede ser útil en el análisis de las circunstancias que rodearon la muerte y el desarrollo de la tragedia. (Delattre, 2000)

Se cree justificado la realización de este estudio debido a la ausencia de bibliografía que determine cómo se comportan los implantes y el hueso periimplantario frente a las altas temperaturas y su posible aplicación en la identificación en un cotejo ante-mortem/post-mortem.

Con este estudio se pretende profundizar en la utilidad de los implantes en el campo de la odontología forense.

2.JUSTIFICACIÓN

En la actualidad, la identificación de cadáveres no suele plantear grandes dificultades, no obstante, cada día son más los sucesos que pueden producir restos esqueléticos quemados, entre los que se incluyen: suicidios, homicidios, accidentes aéreos, bombas, explosivos y terremotos, muertes accidentales, etc. que pueden implicar el uso del fuego con resultados variables en los restos humanos. (Martin-de las Heras et al., 1999; OMS, 1980; Bell, 1989, Kahana, Ravioli, Urroz & Hiss, 1997; Castilla, 2004) Asimismo, el fuego puede ser utilizado para tratar de destruir la evidencia forense en casos criminales, para evitar la identificación y recuperación, como ocurre en muchos casos actualmente. (Fanton & Jdeed, 2006)

La identificación es el proceso mediante el cual se establece la identidad de las personas. Cada persona tiene características que la hacen única en su género. Identificar consiste en determinar aquellos rasgos o conjunto de cualidades que la distingue, es, por tanto, reconocer si una persona o cosa es la misma que se supone o busca. (Téllez-Barragán MC, 2011)

Identificar un cuerpo sometido a la acción del fuego es una tarea dificultosa. La extensión del daño que provoca el fuego en una víctima depende de la temperatura y el tiempo de exposición a éste.

Se ha establecido que para incinerar a un sujeto adulto se necesitan temperaturas que van desde los 800 a 1200° C durante 45 a 120 minutos dependiendo del tamaño y del contenido en agua, (Prokop & Göhler, 1976) dejando tras esto, de 1 a 3 Kg de cenizas. Sin embargo, otros autores, han establecido que es necesario de una hora y media a dos horas y media con temperaturas en torno a 1000° C (Dimaio DJ & Dimaio VJM, 1989), mientras que cuando se realizaba con motores de gas se necesitaba de una hora a hora y media a 800° C. (Spitz, 1993)

Los nucleótidos son los componentes básicos de los ácidos nucleicos: ácido desoxirribonucleico (DNA) y ácido ribonucleico (RNA), los cuales presentan la información genética. (Neison & Cox, 2009)

En muchas ocasiones la identificación de los cuerpos se basa en las pruebas de ADN. Estudian ciertas regiones del ADN, el cual es altamente

variable en la población para poder identificar a los individuos. Dentro de los sistemas de identificación por ADN se recurre al análisis del material genético de tipo nuclear ya que tiene como característica principal el ser muy revelador debido a que la herencia es mendeliana progenitor. La dificultad que presenta radica en la susceptibilidad que tiene la molécula de ADN a la modificación química.

Existe un patrón hereditario de un tipo especial de ADN presente en los orgánulos celulares conocidos como mitocondrias, el ADN mitocondrial. Debido a que la información contenida en la secuencia mitocondrial se hereda a partir de la vía materna exclusivamente, sólo se puede establecer un vínculo de parentesco entre individuos maternalmente relacionados. Cuando exista degradación del ADN nuclear o insuficiente cantidad de DNA en las muestras se puede utilizar el ADN mitocondrial debido a su mayor resistencia a la degradación y al alto número de copias presente por célula. (Zietkiewicz et al., 2011)

Es de gran utilidad el uso del ADN presente en la pulpa dental ya que se encuentra protegido por el tejido dentario frente a las agresiones externas. (Schwartz et al., 1991) Los molares son los dientes más utilizados para la extracción del ADN, ya que son los que poseen una mayor cámara pulpar. En el caso que presenten exposición pulpar, ya sea debido a caries o fracturas, se escogerá otro grupo dentario, que por orden de preferencia será: premolares no dañados, caninos no dañados y finalmente incisivos no dañados. (Labajo, 2009)

Sin embargo, en ocasiones, a pesar de todos los métodos identificativos de los que se dispone no es suficiente y hay que recurrir a otras técnicas identificativas. El uso de los implantes dentales para la rehabilitación oral es una técnica que se ha establecido mundialmente y que puede servir como método identificativo, gracias a la superposición de imágenes y otros procedimientos. (Berketa et al, 2010)

Los implantes carecen de la individualidad que poseen las restauraciones hechas a mano, ya que son producidos en masa. (Berketa et al, 2011). La principal ventaja que presentan es la gran resistencia a los agentes

mecánicos y térmicos (Allen & Allen, 2006; Simpson et al.,2007). En situaciones de calor extremo, se ha visto que la corona de los dientes se separa de la raíz, probablemente debido a la anatomía del diente permitiendo así la evaporación del tejido pulpar (Herschaft et al., 2006) e impidiendo la utilización del ADN presente en este tejido para realizar técnicas de biología molecular. (Pötsch et al., 1992)

En casos de severa incineración, el cuerpo del implante y el pilar pueden ser los únicos restos dentales existentes, ya que los materiales dentales convencionales, entre los que se encuentran, la amalgama, el composite y el oro, se pueden derretir o distorsionar (Merlati et al., 2004; Fairgrieve, 2008; Herschaft et al., 2006) Los implantes poseen un alto punto de fusión, los de titanio por encima de los 1650°C, (Van Noort, 1987) mientras que los de zirconio superan los 1850°C. (Gomez, 2011) Esta propiedad física de los implantes, junto con los diferentes diseños, diámetros, longitudes y tratamientos de superficie podría ayudar a la identificación de las víctimas, sobre todo en casos donde exista ausencia de otras evidencias científicas, como el DNA o las huellas dactilares, y exista pérdida de restos dentales frágiles. (Berketa et al.,2010)

La siguiente investigación se realizó con el fin de analizar los efectos de las altas temperaturas en el diseño macroscópico de los implantes dentales, valorando si había modificaciones en la superficie de los mismos a través de radiografías digitales, las cuales se usan de forma rutinaria y objetiva en los tratamientos implantológicos. (Lee et al., 2004; Mac Lean DF et al., 1994) Cuando los métodos identificativos no son suficientes, el uso de la radiología dental a nivel de los implantes dentales puede ser un método excelente, gracias a que se trata de una técnica rápida, sencilla y económica, que permite la superposición de imágenes y otros procedimientos para la identificación. (Berketa et al.,2010)

Debido a la ausencia de investigaciones en relación con este tema, se planteó la posibilidad de realizar dicho estudio, presentándose las siguientes preguntas:

- ¿Existen modificaciones macroscópicas de los implantes dentales sometidos a las altas temperaturas a nivel radiográfico?
- En caso afirmativo, ¿es esta alteración significativa para no poder ser identificados los implantes dentales a través de métodos radiográficos?
- Y si esto último es así, ¿se podría identificar a través del implante dental al sujeto portador de éste?

3.HIPÓTESIS Y OBJETIVOS

Se propone la siguiente hipótesis de trabajo:

“Cuando los cuerpos han sido sometidos a altas temperaturas durante un tiempo específico, es posible utilizar un registro vertical como la distancia interespira y un parámetro horizontal como la anchura apical de los implantes dentales adquirido a través de las radiografías periapicales como método de ayuda en el proceso de necroidentificación cadavérica.”

Por lo tanto, los objetivos del siguiente estudio son los siguientes:

Objetivo 1: Comprobar si existe la posibilidad de identificar un implante dental insertado en los maxilares, a través del registro métrico de la anchura apical en una radiografía periapical antes de que sea sometido a altas temperaturas y cuando se compara de nuevo mediante el mismo proceso de registro radiográfico siendo sometido el implante a diferentes incrementos de temperaturas y diversos tiempos de mantenimiento de las mismas.

Objetivo 2: Analizar si es viable la identificación de un implante dental colocado en un maxilar, a través de la medición de la distancia interespira en una radiografía periapical, previo a que sea sometido a altas temperaturas y cuando se compara de nuevo mediante el mismo proceso de registro radiográfico siendo sometido a diferentes incrementos de temperatura y tiempos de mantenimiento de las mismas.

4.MATERIAL Y MÉTODOS

4.1 Implantes dentales.

Se usaron 137 implantes dentales cedidos por diferentes empresas comerciales. Los implantes tenían distinto diseño macroscópico, geometría, longitud, diseño de la espira, distancia interespira, diámetro coronal y apical y longitud.

Los implantes dentales utilizados tenían tres composiciones distintas, dos de ellos son composiciones de las más usadas habitualmente en el sector dental para implantes, mientras que el tercero grupo tiene una composición más novedosa:

- El primer implante estaba compuesto por titanio puro grado IV. (Fig. 50)

*Fig. 50:
Implante titanio
grado IV.*



- El segundo implante estaba compuesto por una aleación de titanio-aluminio –vanadio (titanio grado V). (Fig. 51)

*Fig. 51:
Implante titanio
grado V.*



- Implantes de cerámica de óxido de Zr, también denominado Zirconio. (Fig. 52)

*Fig. 52:
Implante óxido
de Zr.*



La asignación de los implantes fue de

forma aleatoria por parte del personal auxiliar ajeno al estudio, según iban siendo sacados de la caja que contenía todos los implantes.

Con el fin de realizar un estudio valido y especifico se consideró que era necesario analizar las distintas medidas del implante, mediante un pie de rey digital correctamente calibrado, que se describe más adelante.

4.1.1 Registro de los parámetros de los implantes dentales.

El análisis de las características métricas de los implantes dentales fue realizado mediante un pie de rey digital Stainless Hardened® (Fig. 53) Las medidas fueron anotadas en unas tablas confeccionadas para este estudio y se registraron mediciones con dos decimales.



Fig. 53: Pie de rey digital.

En la tabla del grupo control se registró:

- Número de implante:
- Empresa comercial.
- Longitud del implante: Desde la plataforma o de la parte más coronal de los implantes hasta el ápice de este.
- Diámetro coronal del implante: Medida en la cabeza del implante tomando como referencia el borde cervical o el más ancho del mismo.
- Diámetro de la primera espira: Se denomina primera espira a aquella que está situada por debajo de la parte coronal del mismo.
- Diámetro de la última espira: aquella que se sitúa en la parte más apical del implante.
- Distancia interespira: medida entre la primera y segunda espira del implante de estudio.
- Diseño de la espira: triangular, cuadrangular, en forma arbotante o arbotante invertido.
- Diámetro de la superficie del cuerpo del implante: medido en milímetros por debajo de la primera espira.
- Diámetro inferior del cuerpo: medido inmediatamente por debajo de la última espira.
- Diámetro apical: medido en la parte más apical del implante de estudio, tomándose como referencia 1mm justo por encima del extremo apical del implante.

- Altura del cuello pulido: cuando está presente es la medida en la parte más coronal del implante, de una superficie lisa y brillante. Sin ningún tratamiento superficial que le confiera rugosidad, calculado desde el borde más coronal hasta donde comienza el tratamiento de la superficie rugosa del mismo.
- Diseño de la plataforma, que se puede dividir en uno de estos 3 grupos:
 - Ancha: el diámetro de la plataforma es mayor que el diámetro coronal, medido 1mm justo por debajo del borde superior.
 - Reducida: el diámetro de la plataforma es menor que el diámetro coronal, medido 1mm por debajo del borde superior.
 - Regular: el diámetro de la plataforma es igual al del cuello del implante, medido 1mm justo por debajo del borde superior.
- Diámetro de la plataforma: es la parte más coronal del implante, que será el futuro punto de unión con la prótesis.
- Conexión prostodóncica, que se puede clasificar en dos tipos:
 - Externa: cuando el elemento retentivo protético antirrotatorio se sitúa por fuera del cuerpo o parte más coronal del implante.
 - Interna: cuando el elemento retentivo protético antirrotatorio se sitúa en el interior del cuerpo o parte más coronal del implante.
- Superficie texturizada: el cuerpo del implante puede presentar algún tipo de alteración en su superficie. Se evalúa macroscópicamente la presencia de superficie rugosa. La modificación de la superficie mecanizada (lisa) puede realizarse de tres maneras: por adicción, sustracción o por tratamiento de la superficie.
- Color del implante:
 - Gris oscuro.
 - Gris claro.
 - Blanco.
- Material de fabricación:
 - Titanio grado V.
 - Titanio grado IV.
 - Zirconio.

Los implantes dentales fueron divididos en grupos en función de las medidas registradas de longitud y diámetro. De esta forma, se podía realizar la colocación de los implantes dentales adecuando las dimensiones al espacio quirúrgico y evitando sesgos.

Cada implante dental fue colocado en su sobre correspondiente, según su diámetro y longitud, dividiéndose de este modo en grupos tal y como se refleja en la siguiente (Tabla 7):

Grupo	Diámetro implante	Longitud implante
A	< 4mm	< 10mm
B	< 4mm	> 10mm y < 11mm
C	< 4mm	≥ 11mm y < 12mm
D	< 4mm	> 12mm
E	≥ 4mm y < 4,5mm	< 10mm
F	≥ 4 y < 4,5mm	≥ 10mm y < 11mm
G	≥ 4mm y < 4,5mm	≥ 11mm y < 12mm
H	≥ 4mm y < 4,5mm	> 12mm
I	≥ 4,5mm y < 5mm	< 10mm
J	≥ 4,5mm y < 5mm	≥ 10mm y < 11mm
K	≥ 4,5mm y < 5mm	≥ 11mm y < 12mm
L	≥ 4,5mm y < 5mm	> 12mm
M	≥ 5mm y = 5,5mm	< 10mm
N	≥ 5mm y ≤ 5,5mm	≥ 10mm y < 11mm
O	≥ 5mm y ≤ 5,5mm	≥ 11mm y < 12mm
P	≥ 5mm y ≤ 5,5mm	> 12mm

Tabla 7. División de los implantes en función de la longitud y diámetro.

Para poder realizar el presente estudio se colocaron los implantes dentales tanto en maxilar superior como inferior indistintamente, mediante el protocolo quirúrgico de fresado estándar. Una vez colocados los implantes dentales, los modelos anatómicos fueron llevados a un crematorio donde fueron sometidos al proceso de cremación.

4.2 Protocolo de colocación de los implantes oseointegrados.

Los implantes dentales cedidos por las distintas empresas comerciales fueron colocados en las zonas desdentadas de los maxilares y mandíbulas de los distintos modelos anatómicos, los cuales consistían en cabezas humanas concedidas de forma voluntaria al proyecto de investigación y que fueron utilizadas para el desarrollo de este.

No solo se colocaron implantes dentales en los tramos edéntulos con hueso alveolar completamente cicatrizado, siguiendo el protocolo de fresado estándar, sino también en localizaciones de alveolos post extracción.

4.2.1 Implantes dentales colocados sobre hueso alveolar cicatrizado.

El proceso realizado fue el siguiente:

1. Incisión:

Se trazó una incisión mediocrestal en la zona edéntula a espesor total (hasta el periostio) con la hoja de bisturí del 15 montada sobre un mango de bisturí circular Bonfanti®. En el caso que existieran dientes contiguos a la zona a implantar se procedía a realizar la incisión intrasulcular, en los dientes adyacentes con el fin de visualizar completamente la cresta ósea.

2. Despegamiento:

Una vez realizada la incisión a espesor total se levantó el colgajo mucoperióstico a espesor total con el periostótomo tipo Molt con el fin de ver correctamente el hueso receptor de los implantes dentales. (Fig. 54)



Fig. 54: Despegamiento del colgajo.

En un primer lugar se desplazó la parte más vestibular del mismo, una vez realizado esto, se procedió a despegar la parte lingual o palatina, de manera que quedaba expuesta y visible completamente la

cresta alveolar. Posteriormente se realizó el fresado para la colocación de los implantes dentales.

Una vez visualizado el campo quirúrgico, se realizaron las mediciones óseas necesarias para la posterior colocación de implantes dentales en función de los requisitos establecidos por el estudio.

3. Medición de la cresta ósea:

La disponibilidad ósea en anchura fue determinada mediante un pie de rey digital. Se colocó una de las puntas externas en vestibular a 3mm en sentido vertical desde la cresta ósea y la otra punta en lingual a la misma distancia. El fin de esta medida era determinar que el hueso era susceptible de recibir los implantes dentales a estudio. Los implantes dentales debían estar rodeados al menos 1mm por vestibular y otro por lingual de hueso. Por esta razón, la anchura de la cresta ósea debe ser al menos 2mm mayor al diámetro del implante. Consecutivamente se midió la longitud (en sentido vertical) de la cresta ósea, lo cual fue determinado mediante radiografías periapicales con la técnica de paralelismo tal y como se describió anteriormente. Dichas radiografías recibieron el nombre “previa sujeto” seguido del número del sujeto del 1 al 11 y la disposición de los futuros implantes, siguiendo la numeración dentaria de la FDI (diente número).

Las radiografías fueron reveladas con el programa DBSWin 5.3.1, se utilizó la herramienta de medición que posee el programa, que permite medir la longitud en sentido vertical (altura) en mm a través de una línea recta, cuyos límites anatómicos eran el seno maxilar, fosas nasales, nervio dentario, basal mandibular, etc.

A nivel del maxilar inferior y con respecto al dentario se mantuvo un margen de seguridad de 2mm. Dichas dimensiones de la cresta ósea permitieron determinar el implante y posición adecuada. A partir de las mediciones realizadas, tanto radiográficamente como clínicamente se seleccionó el implante a colocar y la posición. El operador indicó una medida del implante a insertar y de forma aleatoria se escogió el implante a colocar.

Sujeto	
Posición del implante	
Anchura de la cresta ósea	
Longitud de la cresta ósea	
Elevación subantral	
Grupo implante elegido	
Número de implante	

Tabla 8. Selección del implante en función de los condicionantes anatómicos.

4. Elección del implante:

Los implantes a estudiar cedidos por las distintos fabricantes se presentaron individualmente dentro de sobres, que a su vez estaban distribuidos en las distintas cajas según su diámetro y longitud. El operador, en función de las dimensiones óseas medidas determino la longitud y diámetro adecuado del implante a colocar, que se clasifico en uno de los 16 grupos antes mencionados, en función de los datos tomados, medidos, registrados y explicados anteriormente. Un colaborador auxiliar del estudio selecciono el sobre de la caja correspondiente al implante a colocar, según la longitud y diámetro necesarios para la cresta ósea, que podía ser de cualquier casa comercial que tuviera las características compatibles. Lo cual quedo correctamente registrado (Tabla 8).

Un controlador ajeno a la investigación, para evitar sesgos, registró todos estos datos en las tablas mencionadas, relacionando así el tipo de implante colocado (mediante el número asignado al principio del estudio), con el lugar de ubicación (posición) y sujeto, así como los datos obtenidos y registrados posteriormente tras ser sometidos a altas temperaturas.

Mediante la selección del implante adecuado, y una vez adjudicado por el auxiliar, empezó la preparación del lecho óseo maxilar o mandibular que iba albergar el implante.

5. Fresado del lecho:

El protocolo de colocación de los implantes difiere en función de cada sistema, por lo tanto, la osteotomía fue realizada en función de las

recomendaciones de cada fabricante según la longitud y diámetro del implante a colocar.

En primer lugar, se seleccionó un sobre al azar, se abrió y se determinó el implante a insertar, de tal forma que se seleccionó la caja quirúrgica de implantes adecuada y se siguió el protocolo de fresado estándar determinado en función de la empresa comercial. (Fig. 55)

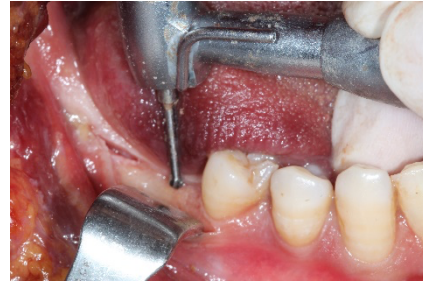


Figura. 55: Fresado mediante fresa inicial

Como se ha mencionado anteriormente cada empresa de implantes presenta sus peculiaridades para el fresado, sin embargo, el mecanismo suele ser prácticamente el mismo. En esta imagen se observa un ejemplo de una secuencia de fresado estándar de una de las empresas comerciales que ofreció sus implantes para desarrollar el estudio.

El protocolo de fresado estándar que se siguió fue el siguiente:

- 1) Fresado que suele realizarse a alta velocidad (900-1200 rpm).
 - a. Las revoluciones por minuto variaron en función del sistema de implantes seleccionado
- 2) Fresa inicial:
 - a. Se marca la posición inicial de entrada ideal del implante (2-3mm)
 - I. Fresa lanceolada (fresa afilada con forma de lanza más utilizada, permite corrección dirección y punto de entrada correcto)
- 3) Fresa helicoidal de 2mm:
 - a. Imprescindible para la angulación del implante.
 - b. Se realizó presión firme y continua hasta la longitud del implante.
 - c. La fresa presenta marcas realizadas con láser con las diferentes longitudes (en función del tamaño del implante (7mm, 9mm, 11 m) o utilización de topes para determinar la longitud. Por lo que el operador debe de prestar especial atención para comprobar que la línea o el tope mecánico (en toda su circunferencia) son alcanzados.

- d. Algunos sistemas no presentaban esta fresa e incluyen solo la siguiente fresa que se va a mencionar (piloto).
- 4) Pin de paralelización:
- a. Permitió valorar la angulación y paralelización con el resto de implantes o dientes desde el punto de vista tridimensional, para que el implante dental estuviera a posteriori insertado completamente en el hueso en todas las posiciones espaciales y en todo su contorno.
 - b. Es un instrumento metálico que se introduce en el lecho del fresado y que tiene el mismo diámetro que la fresa inicial del sistema de implantes, para que quede estable en la posición y la otra parte sobresalga del lecho quirúrgico.
 - c. Informa de la relación oclusal.
 - d. Algunos sistemas presentan pin de paralelización con marcas que permite valorar la profundidad de la osteotomía realizada.
- 5) Fresa piloto:
- a. Ensancha la apertura realizada con la fresa inicial a nivel más crestal.
 - b. Permite el paso de la siguiente fresa.
 - c. Es la última fresa con la que se pueden realizar correcciones.
- 6) Fresa helicoidal (diámetro variable).
- a. Fresa que varía en función longitud y diámetro del implante seleccionado.
 - b. El diámetro es variable en función de la calidad ósea.
 - I. Hueso blando: Se puede labrar un lecho más estrecho para obtener mayor estabilidad.
 - II. Hueso duro: El lecho debe coincidir al máximo con la medida final del implante, utilizando la fresa avellanadora cuando sea necesario. A veces es necesario uso del macho de terraja para labrar la entrada del implante.
 - c. Implantes de mayor diámetro: El lecho del implante es aumentado mediante el uso de fresas helicoidales de diámetros

progresivamente mayores, codificados por una secuencia de colores en la mayoría de los sistemas.

7) Fresa avellanadora:

- a. Parte activa superior que actúa aumentando el diámetro coronal y conforma el diseño ideal para la plataforma del implante.
- o Se avellana para:
 - Reducir el trauma oclusal y la posible aparición posterior de osteonecrosis.
 - Evitar la fenestración del implante durante la inserción del implante.
- o No avellanar en exceso.
 - Al menos 1mm de cortical intacta, para evitar pérdida ósea nivel marginal.
 - Cuidado con pérdida estabilidad primaria.

8) Medidor de profundidad:

- Permite valorar la profundidad a la que se ha realizado la secuencia de fresado y comprobar la integridad de las paredes del lecho óseo labrado.

9) Terraja

- a. Fresa que labra la rosca del implante. Se utiliza en:
 - I. Hueso muy duro.
 - II. Prevención: para evitar la pérdida de la cortical fina al insertar el implante.
- b. Debe ser utilizada a bajas revoluciones (25 rpm).
- c. Una vez lograda la longitud que se desea, se recomienda dar marcha atrás (reverse), manteniendo la dirección del lecho labrado.

10) Colocación del implante dental a baja velocidad (15-25 rpm) con un torque inicial de 20 Ncm.

Todos estos parámetros fueron tomados en cuenta como si se tratase de un caso real de un paciente, permaneciendo así preparado correctamente para su posterior rehabilitación protésica.

Este protocolo proporciono al proyecto los mismos condicionantes que los implantes colocados en pacientes susceptibles de tratamiento implantológico. Si la posición no era la adecuada, se procedía a eliminar esa posición de la colocación de implantes y por tanto del estudio, escogiendo otra para la inserción del implante volviendo a comenzar el proceso de elección de implante y devolviendo este a las condiciones iniciales.

Se presenta en esta imagen la clasificación de la calidad ósea según Lekholm y Zarb, en la que se divide el hueso oral en cuatro tipos en función del grosor de hueso cortical y su relación con el grado de densidad que posee el hueso esponjoso. (Lekholm & Zarb, 1985) Esto se valoró encarecidamente a la hora de realizar el proceso de fresado. (Fig. 56)

D1: corresponde esencialmente a hueso cortical denso.

D2: hueso poroso de cierto espesor crestal, internamente con gruesas trabéculas óseas.

D3: hueso con una delgada cortical crestal y un fino trabeculado interno.

D4: No existe cortical crestal y el trabeculado constituye el total del volumen óseo.

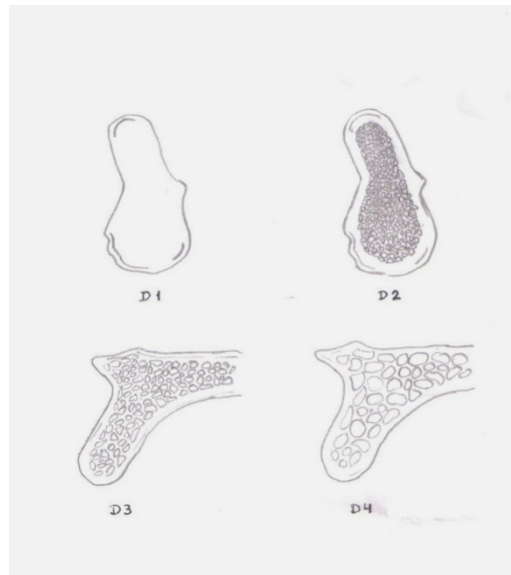


Figura. 56: Densidades óseas.

En la cavidad oral dicha clasificación se distribuye de la siguiente manera:

- la clase 1 se suele ubicar en la zona anterior de la mandibular
- la clase 2 suele ser más frecuente en la zona posterior mandibular
- la clase 3 en el sector anterior maxilar
- la clase 4 en la zona posterior maxilar.

Los casos en los que se presenta un hueso más blando, los tipos III y IV según Lekholm y Zarb, requieren en muchos casos la utilización de implantes

autorroscantes y de ciertos modelos y diseños de implantes, sobre todo aquellos que son cónicos en su parte apical. Además, se recomienda prescindir de la última fresa, lo cual aportara una mejor estabilidad por parte del implante.

En este estudio, la técnica de infrafresado solo se utilizó en los casos en los que se consideró necesario, siempre que las condiciones óseas fueran las adecuadas y que la empresa comercial recomendara el tratamiento implantológico. Sin embargo, en huesos tipo I y II de la clasificación de Lekholm y Zarb, se procedió a fresar hasta la última fresa, en función del protocolo de la empresa comercial. También se utilizó en huesos de este tipo la fresa avellanadora, que ensancha la parte más coronal, facilitando la inserción del implante.

En algunos casos, fue necesario pasar el macho de terraja hasta la longitud del implante, cuando se colocaron implantes no autorroscantes e incluso con algunos sistemas autorroscantes por sus características macroscópicas, bien manual o bien con contraangulo, en este caso a baja velocidad quirúrgica (25 rpm). Para ello se montó la fresa de terraja en el contraangulo, se selecciona la velocidad comentada anteriormente y se introdujo girando la fresa en sentido de las agujas del reloj hasta el final de la osteotomía realizada para crear así el paso de espira del implante. Una vez se llega a la longitud del implante se paró y se cambió el sentido de giro a inverso de la marcha en el motor, seleccionando una tecla del motor que se denomina como reverse. Este paso de fresa favorece un paso de las espiras del implante más suave, así como menor sobrecalentamiento.

La fresa avellanadora es la última fresa que pasar después de todos los procesos anteriores, siendo el último paso que realizar.

A la hora de realizar este fresado se presentan ciertas limitaciones anatómicas como el nervio dentario inferior o el seno maxilar. El seno maxilar es una cavidad aérea que se neumatiza y está presente en todos los seres humanos, produciendo una disminución en la altura desde la cresta ósea hasta el suelo del seno maxilar, siendo necesario para la colocación correcta de un implante una elevación de seno atraumática o subantral. La elevación subantral está indicada cuando la distancia del suelo del seno maxilar a la cresta ósea se

comprende entre 7 a 9mm de altura. En estos casos está indicado la elevación atraumática, permitiendo colocar implantes de 1 a 3mm de longitud mayor que la altura ósea disponible. Para ello se realiza un infrafresado a 2mm del suelo del seno maxilar y con la ayuda de osteotomos, que son instrumentos con una parte activa ligeramente cóncava, similar a los implantes seleccionados y con una punta que puede ser cóncava o convexa. Estos osteotomos requieren martillo que eleva el tabique óseo residual y la membrana sinusal que tapiza el seno maxilar. Se evita así la realización de un abordaje lateral, que es una técnica más compleja y traumática.

11) Inserción del implante dental.

Los implantes dentales suelen presentarse aislados en un blíster estéril, con o sin transportador metálico fijado a la conexión mediante un tornillo.

Esta conexión puede ser externa si se encuentra en el exterior del cuerpo del implante o interna si se encuentra en el interior del mismo. A su vez la geometría de la conexión puede ser hexagonal, octogonal, etc.

En cuanto a la pieza denominada transportador puede ser de plástico o metálico. Si es metálico suele ir unido al cuerpo del implante mediante un tornillo pasante interno, que une mecánicamente el elemento, conectándose al paso de la espira del implante de una manera rígida y estable.

El implante fue insertado en el lecho labrado mediante un adaptador que viene en la caja de los implantes y conecta con el transportador, o directo al implante. Todo ello fue montado en el contraangulo del motor de implantes y se le aplico 25 rpm con un torque inicial de 20 Ncm.

Se llevó el implante al lecho y presionando el pedal del motor que giraba en sentido horario se fue introduciendo el implante dental. El torque seleccionado determinara si el implante dental tiene buena estabilidad primaria inicial. Dicha estabilidad será definida como la fuerza o fricción que se desarrolla ante el contacto de la superficie del implante girando sobre el lecho óseo circundante. Tiene una relación directa con el torque de inserción del implante dental en el lecho y se mide en Ncm, reflejando así la fuerza

necesaria para la inserción total del implante dental ante la resistencia del hueso a su introducción. (Sennerby & Meredith, 1998)

Esta estabilidad es mecánica y no biológica, ya que depende del rozamiento de ambos elementos, hueso e implante dental. Dicha estabilidad tiene relación con 3 factores.

- El procedimiento quirúrgico empleado (relación entre el tamaño del implante dental y el lecho quirúrgico preparado).
- La densidad ósea.
- El diseño del implante dental tanto a nivel macro como microscópico.

Hasta el momento, se ha valorado que los implantes dentales colocados con mayor torque de inserción poseen tasas de supervivencia más altas en el periodo inicial de la osteointegración, que aquellos colocados con rangos más bajos de torque o incluso por debajo de los 20 Ncm (Ottoni, Oliveira, Mansini & Cabral, 2005). Los valores óptimos de inserción inicial se estiman entre los 35 Ncm y los 45 Ncm evaluados con el motor de los implantes. (Meredith, 1998; Reesu & Aadithya, 2015)

Cuando se estaba insertando el implante y el contraángulo se paraba se sospechaba que la resistencia ósea periférica era mayor que el torque de inserción seleccionado en el aparato. Como se necesitaba que el implante quedara totalmente introducido en el lecho óseo, se incrementaba el torque de forma progresiva de 10 en 10 Ncm, hasta alcanzar los 50 Ncm, que es el máximo valor que permite el motor. Esto permitía confirmar la buena estabilidad primaria del implante, así como registrar el torque de inserción de los implantes del estudio. Todos los implantes del presente estudio su torque de inserción estaba por encima de los 45 Ncm.

Si tras aumentar el torque a 50 Ncm no se conseguía insertar el implante dental, se llevó a cabo el uso de la carraca, que es una herramienta que se conecta a un adaptador. Dicho adaptador puede ir directo a implante o al transportador metálico.

Para poder adaptar la carraca directamente al implante, se retira el tornillo pasante mediante un destornillador hexagonal que se introdujo en el interior de la chimenea (orificio en la parte superior del transportador). El transportador era retirado del implante mediante un mosquito, de manera que se podía observar la conexión prostodóncica. Sobre la conexión prostodóncica del implante ahora visible, se colocó el adaptador de la carraca que suele presentar una forma cuadrada en su parte superior (coronal) que encaja en la parte circular de la llave roscadora (carraca). De ese elemento circular sale un mango alargado que sirve para hacer girar el adaptador intermedio y produciendo a su vez el movimiento de giro en el implante en sentido horario-IN (hacia el interior de la osteotomía) y antihorario-OUT (hacia el exterior de la osteotomía) según como se posiciona el mango de la llave. Una vez fue adaptada esta llave se hizo girar en sentido horario para introducir completamente el implante en el lecho. La inserción total del implante se completó cuando visualmente el operador comprobó que se posicionó el hombro yuxtacrestal del implante dental en el límite óseo, es decir, el borde cervical más coronal del implante dental quedaba situado a la misma altura de la cresta ósea circundante de la osteotomía, tomando en este caso para todos los implantes dentales como referencia la tabla vestibular.

Toma de registros:

Con un pie de rey se procedió a medir todos los siguientes datos:

4.2.2 Distancia Inter-implante:

Es la distancia horizontal entre dos implantes contiguos de la misma arcada, que va desde la parte más distal de la plataforma protésica del implante más mesial hasta la parte más mesial de la plataforma protésica del implante más distal.

4.2.3 Distancia implante-diente:

Se registra solo en el caso que existiera dientes adyacentes al implante. Se registró la distancia en sentido horizontal.

Si el diente estaba situado a mesial: se mide la distancia desde la parte más mesial de la plataforma protésica a la zona distal de la raíz del diente en contacto con la cresta ósea.

Sin embargo, si el diente está situado a distal, se mide desde la parte más mesial de la plataforma protésica a la parte más mesial de la raíz del diente en contacto con la cresta ósea.

En los casos en los que se tiene un diente a cada lado del implante, se mide desde la plataforma protésica a cada lado de los dientes adyacentes.

4.2.4 Distancia implante-tabla ósea:

Se registra la medida horizontal existente desde la parte más vestibular del cuello del implante a la tabla vestibular y desde la parte más lingual/palatina del cuello a la tabla lingual. Esta medida debe ser igual o superior a 1mm.

4.2.5 Plataforma-Cresta ósea:

Es la distancia en vertical desde la plataforma del implante a la cresta ósea medida en vestibular. Esta medida tenía que ser 0, ya que todos los implantes se colocaron yuxtaóseos.

Tras la realización de todos los registros, se procedió a colocar los tornillos de cierre sobre los implantes dentales (Tabla 9).

Una vez finalizada la parte quirúrgica de la colocación de los implantes dentales se procedió al cierre del colgajo.

Modelo anatómico	
Nº de implante	
Empresa comercial	
Maxilar o Mandíbula	
Posición	
Implante post-extracción	
Elevación	
Longitud	
Diámetro	
Distancia interimplante a M	
Distancia interimplante a D	
Distancia implante-diente a M	
Distancia implante-diente a D	
Distancia implante-cortical a V	
Distancia implante-cortical a P/L	
Situación de la Plataforma	
Torque de inserción	

Tabla 9. Registro de todos los datos de la colocación de los implantes.

Sutura:

El colgajo mucoperióstico de los modelos anatómicos fue cerrado completamente mediante sutura de seda de 3/0, con aguja incorporada de 3/8 de sección triangular Arago ®. Se realizaron puntos simples de sutura con doble nudo para conseguir el cierre primario.

4.2.6 Implantes dentales insertados en alvéolos post-extracción.

Se realizó este procedimiento cuando la cantidad ósea, así como la inserción del implante dental era posible en el lecho del diente previamente extraído. Con este estudio se podía evaluar la influencia de los implantes post-extracción y los pasos realizados fueron los siguientes:

1) Exodoncia del diente:

Se realizó la extracción de la forma más atraumática posible, para evitar la fractura de la cortical vestibular y lingual.

Primero se luxó el diente con un botador fino recto Carl Martin® y posteriormente se usó un botador más grueso. Una vez se produjo movilidad en la pieza dental con los botadores se procedió a la prehensión del diente, realizando movimientos de rotación en dientes uniradiculares y movimientos vestibulo linguales/palatinos en dientes multiradiculares, para evitar la fractura de la tabla vestibular, tal y como se ha comentado anteriormente.

En las piezas multiradiculares, para conservar el mayor volumen óseo posible se procedió a realizar la odontosección para facilitar la exodoncia y conservar así las corticales a su alrededor. Se realizó con pieza de mano multiplicadora 3/ 1 montado sobre el motor de implantes y una fresa de fisura de pieza de mano.

2) Elección del implante:

El implante fue seleccionado en función de la longitud de la raíz y el diámetro de la parte más coronal de la raíz extraída, la cual fue medida con una sonda periodontal CP 12 Hu- Fredy®. El implante debía ser al menos 2mm mayor de longitud y con un diámetro de al menos 1mm mayor, con el fin de obtener la estabilidad primaria adecuada cuando se colocase el implante dental en el alvéolo residual. Una vez seleccionado el implante a colocar, se determinó a que grupo pertenecía de los 16 mencionados anteriormente, y se cogió la caja que incluía los implantes con las dimensiones evaluadas, eligiéndose un sobre al azar, que poseía un implante dental de una marca comercial. El campo quirúrgico fue abierto mediante una incisión.

3) Incisión:

Se realizó una incisión intrasulcular a espesor total (epitelio y conectivo) desde la zona proximal de los dientes adyacentes a la zona de la extracción, incluyendo a su vez la extracción.

4) Protocolo fresado:

En los casos en los que se tiene visibilidad suficiente se prescinde de la incisión y se realiza directamente el fresado para la colocación del implante dental intentando que tuviera el mayor contacto óseo y estabilidad primaria.

En los tramos edentulos adyacentes se siguió el protocolo de fresado establecido, según la longitud y el diámetro del implante dental, así como las indicaciones de la empresa comercial. Se realizó bajo irrigación profusa con suero salino fisiológico al 0,9 % y movimientos de vaivén de entrada y salida de las fresas en el lecho óseo que se estaba disponiendo para el implante dental elegido, cuyo objetivo principal era reducir el sobrecalentamiento óseo y traumatizar los tejidos lo mínimo posible.

En el caso de los implantes post-extracción se llevó a cabo el mismo protocolo de fresado. En función del diente a reponer el fresado se iniciaba en una zona u otra, por ejemplo, dientes multiradiculares el fresado se inició en el septum interradicular a unos 3-4mm de profundidad. De la misma manera se procedió en los dientes uniradiculares, apoyándonos preferiblemente en la pared palatina y siguiendo una inclinación adecuada, que no se corresponde con la inclinación en el alveolo de la pieza extraída.

La inclinación fue cerciorada mediante el pin de paralelización, descrito su mecanismo anteriormente. Si la inclinación no era la adecuada, se procedió a desechar esa opción y se buscaban alternativas, en el caso que hubiese.

5) Toma de registros.

Con el pie de rey se procedió a medir la misma serie de datos que en los implantes colocados en tramos edentulos, es decir:

- Distancia interimplante
- Distancia implante-diente
- Distancia implante-tabla ósea
- Plataforma del implante-cresta ósea

Finalmente se procedió al cierre del colgajo mucoperiostico mediante sutura.

6) Sutura:

A diferencia de los tramos edentulos, en los implantes con extracción se procedió a realizar dos descargas verticales, una mesial y otra distal. Ambas incisiones debían sobrepasar al menos 2mm la línea mucogingival para que junto con la desperiostización (cortes horizontales del colgajo en el interior) permitiera un cierre del colgajo primario. Las líneas ángulo mesial y distal fueron suturadas con puntos simples de doble nudo.

En los casos en los que no se levantó colgajo por no ser preciso, no fue necesario suturar el mismo.

4.3 Disposición de los implantes dentales en los modelos anatómicos humanos.

Fueron usados 11 modelos anatómicos humanos frescos que ostentaban todas las exigencias y consentimientos para su uso en este proyecto de investigación. (Fig. 57)

El principal requisito fue que los modelos fueran parcialmente edentulos, para poder colocar implantes dentales en las ausencias dentales, tal y como se realiza en la cirugía tradicional de colocación de implantes dentales. También se realizaron implantes post-extracción en aquellos modelos o zonas que se consideraron susceptibles de esta técnica.



Fig. 57: Modelo anatómico humano.

Preliminarmente a la colocación de los implantes dentales los modelos anatómicos fueron divididos de forma numérica (Fig. 58), siendo marcados del 1 al 11 mediante un tatuaje con tinta china a nivel de la zona frontal del rostro. La asignación de los números fue aleatoria, mediante la adjudicación para cada modelo anatómico de un sobre que contenía un número del 1 al 11.



Fig. 58: Marcado de modelo anatómico.

En total se colocaron 137 implantes sobre los modelos anatómicos humanos, en función de los dientes presentes y del hueso disponible en cada una de las arcadas total o parcialmente edéntulas. Previamente a la colocación de los implantes dentales se realizaron las pruebas radiológicas diagnósticas adecuadas, quedando estos distribuidos como se observan en las tablas a continuación (Tabla 10-20).

- Modelo anatómico humano 1: 6 implantes dentales

Posición implante	Tipo de implante	Dimensión del implante
14	Titanio grado V	3,75x10mm
16	Titanio grado V	3,75x10mm
21	Titanio grado IV	3,75x13mm
24	Titanio grado IV	4x12mm
25	Zirconia	4x10mm
26	Titanio grado IV	4,8x14mm

Tabla 10. Distribución de los implantes dentales en el modelo anatómico humano 1

- Modelo anatómico humano 2: 15 implantes dentales.

Posición implante	Tipo de implante	Dimensión del implante
11	Titanio grado IV	3,7x13mm
13	Zirconia	4x10mm
16	Titanio grado V	3,75x10mm
21	Titanio grado IV	4,3x9mm
22	Titanio grado IV	4,3x9mm
25	Titanio grado IV	3,8x10,5mm
26	Titanio grado V	3,75x10mm
33	Zirconia	4x10mm
35	Titanio grado IV	4,25x10mm
36	Titanio grado IV	4,25x10mm
37	Titanio grado IV	4,25x10mm
41	Titanio grado V	3,75x10mm
43	Titanio grado IV	3,75x10mm
44	Titanio grado IV	5x10mm
46	Titanio grado IV	3,75x10mm

Tabla 11. Distribución de los implantes dentales en el modelo anatómico humano 2.

- Modelo anatómico humano 3: 9 implantes dentales.

Posición implante	Tipo de implante	Dimensión del implante
15	Zirconia	4x10mm
16	Zirconia	4x10mm
17	Titanio grado IV	4,7x10,5mm
18	Titanio grado IV	4,3x9mm
26	Titanio grado IV	3,8x10,5mm
28	Titanio grado IV	4,5x12mm
35	Titanio grado V	3,75x10mm
36	Titanio grado V	3,75x10mm
45	Titanio grado IV	3,7x8mm

Tabla 12. Distribución de los implantes dentales en el modelo anatómico humano 3.

- Modelo anatómico humano 4: 17 implantes dentales.

Posición implante	Tipo de implante	Dimensión del implante
11	Titanio grado IV	4x12mm
12	Titanio grado IV	4x12mm
15	Titanio grado IV	4x12mm
16	Titanio grado IV	4x12mm
17	Titanio grado IV	4x12mm
21	Titanio grado IV	4x12mm
24	Titanio grado IV	4x12mm
28	Zirconia	4x10mm
32	Titanio grado IV	4x12mm
36	Titanio grado IV	4x12mm
37	Titanio grado IV	4x12mm
38	Titanio grado IV	4x12mm
44	Titanio grado IV	4x12mm
45	Titanio grado IV	4x12mm
46	Titanio grado IV	4x12mm
47	Titanio grado IV	4x12mm
48	Titanio grado IV	4x12mm

Tabla 13. Distribución de los implantes dentales en el modelo anatómico humano 3

- Modelo anatómico humano 5: 12 implantes dentales.

Posición implante	Tipo de implante	Dimensión del implante
13	Titanio grado IV	4x12mm
21	Titanio grado IV	4x12mm
23	Titanio grado IV	4x12mm
27	Titanio grado IV	4x12mm
35	Titanio grado IV	4x12mm
36	Titanio grado IV	4x12mm
37	Titanio grado IV	4x12mm
41	Titanio grado IV	4x12mm
44	Titanio grado IV	4x12mm
45	Titanio grado IV	4x12mm
46	Titanio grado IV	4x12mm
47	Titanio grado IV	4x12mm

Tabla 14. Distribución de los implantes dentales en el modelo anatómico humano 5.

- Modelo anatómico humano 6: 15 implantes dentales.

Posición implante	Tipo de implante	Dimensión del implante
12	Titanio grado IV	4x12mm
13	Titanio grado IV	4x12mm
15	Titanio grado IV	4x12mm
17	Titanio grado IV	4x12mm
22	Titanio grado IV	4x12mm
23	Titanio grado IV	4x12mm
25	Titanio grado IV	4x12mm
26	Titanio grado IV	4x12mm
35	Titanio grado V	3,75x10mm
37	Titanio grado IV	3,75x11,5mm
41	Titanio grado IV	4x12mm
44	Titanio grado V	3,75x10mm
45	Zirconia	4x10mm
46	Titanio grado IV	4x12mm
47	Titanio grado IV	4x12mm

Tabla 15. Distribución de los implantes dentales en el modelo anatómico humano 6.

- Modelo anatómico humano 7: 11 implantes dentales.

Posición implante	Tipo de implante	Dimensión del implante
13	Titanio grado IV	4x12mm
14	Titanio grado IV	4x12mm
15	Titanio grado IV	4,5x11,5mm
22	Titanio grado IV	4x12mm
23	Titanio grado IV	4x12mm
25	Titanio grado IV	4x12mm
35	Titanio grado V	3,75x10mm
36	Titanio grado IV	4x12mm
37	Zirconia	4x10mm
41	Titanio grado IV	4x12mm
47	Titanio grado IV	5,5x10mm

Tabla 16. Distribución de los implantes dentales en el modelo anatómico humano 7.

- Modelo anatómico humano 8: 17 implantes dentales.

Posición implante	Tipo de implante	Dimensión del implante
11	Titanio grado IV	4x12mm
18	Titanio grado IV	4x12mm
21	Titanio grado V	3,75x11,5mm
22	Titanio grado IV	4x13mm
28	Titanio grado IV	4x12mm
31	Titanio grado IV	4x12mm
32	Zirconia	4x10mm
33	Titanio grado IV	4x12mm
34	Titanio grado IV	4x12mm
36	Titanio grado IV	4x12mm
37	Titanio grado IV	4x12mm
41	Titanio grado IV	4x12mm
42	Titanio grado IV	4x12mm
44	Titanio grado IV	4x12mm
46	Titanio grado IV	4x12mm
47	Titanio grado IV	4x12mm
48	Titanio grado IV	4x12mm

Tabla 17. Distribución de los implantes dentales en el modelo anatómico humano 8.

- Modelo anatómico humano 9: 9 implantes dentales.

Posición implante	Tipo de implante	Dimensión del implante
31	Titanio grado IV	4x12mm
33	Titanio grado IV	4x12mm
35	Titanio grado IV	4x12mm
37	Titanio grado IV	4x12mm
38	Titanio grado IV	4x12mm
41	Titanio grado IV	4x12mm
45	Titanio grado IV	4x12mm
47	Titanio grado IV	4x12mm
48	Titanio grado IV	4x12mm

Tabla 18. Distribución de los implantes dentales en el modelo anatómico humano 9

- Modelo anatómico humano 10: 9 implantes dentales.

Posición implante	Tipo de implante	Dimensión del implante
12	Titanio grado IV	4x12mm
13	Titanio grado IV	5x12mm
15	Titanio grado IV	4x12mm
21	Titanio grado IV	4x12mm
41	Titanio grado IV	4x12mm
44	Titanio grado IV	4x12mm
45	Titanio grado IV	4x12mm
46	Titanio grado IV	4x12mm
47	Titanio grado IV	4x12mm

Tabla 19. Distribución de los implantes dentales en el modelo anatómico humano 10

- Modelo anatómico humano 11: 17 implantes dentales.

Posición implante	Tipo de implante	Dimensión del implante
11	Titanio grado IV	4x12mm
12	Titanio grado IV	4x12mm
14	Zirconia	4x10mm
16	Zirconia	4x10mm
21	Titanio grado IV	4x12mm
22	Titanio grado IV	4x12mm
24	Titanio grado IV	4,25x10mm
25	Titanio grado V	3,75x10mm
26	Titanio grado IV	4,25x10mm
32	Titanio grado IV	4,25x11,5
34	Titanio grado IV	4x12mm
36	Titanio grado IV	4x13mm
37	Titanio grado V	3,75x10mm
43	Titanio grado IV	4x12mm
46	Titanio grado V	3,75x10mm
47	Zirconia	4x10mm
48	Titanio grado V	3,75x10mm

Tabla 20. Distribución de los implantes dentales en el modelo anatómico humano 11.

En condiciones normales cuando se realiza cirugía oral y colocación de implantes orales en seres humanos vivos, se requiere de un periodo de espera para la osteointegración de los implantes dentales. Puesto que en este proyecto se trata de modelos anatómicos no vivos, no es necesario esperar al proceso de osteointegración. La cremación se realizó inminentemente después de la colocación de los implantes dentales para poder valorar el objeto de estudio.

Tras la colocación de los implantes dentales en los distintos modelos anatómicos, se procedió a realizar radiografías dentales de los implantes dentales con la técnica que se describe a continuación:

4.4 Radiografías pre-quemado.

A cada modelo anatómico se le realizaron radiografías intraorales con la técnica paralela o de cono largo, las cuales fueron registradas previa y posteriormente a la incineración en función de los distintos modelos anatómicos. Para una paralelización correcta de las radiografías, se usó paralelizadores radiográficos Rinn® que evitaban la distorsión de la imagen radiológica de los implantes dentales, además servían para colocar correctamente la placa en una situación más próxima al cono.

Puesto que se trataba de un modelo anatómico no vivo, siendo incapaz de sostener el paralelizador con la placa dental mediante la oclusión dental con la arcada antagonista, se utilizó arena de playa insertada en un guante como estabilizador de la placa. Se seleccionó arena de playa para este cometido puesto que es moldeable y fácilmente manejable dentro del guante, además también disponía de una firmeza que otros materiales no disponían. Mediante esta técnica se simulaba oclusión dental y estabilidad del soporte radiológico, como si de un ser humano vivo se tratase.

El paralelizador (Fig.59) esta formado por:

- Un aro que va acoplado en la parte externa del vástago metálico y que permite posicionar el cono de rayos X.
- Un vástago metálico que permite posicionar el aro en su parte externa y adaptar el acople con el que ocluirá el paciente para mantenerlo estable.
- Un acople que va acoplado en la parte interna del vástago y permite la oclusión por parte del paciente.



Fig. 59: Paralelizador intraoral.

Una vez posicionado el paralelizador en el interior de la boca del modelo anatómico, se colocó el foco del haz de rayos – X portátil Vatech® sobre el aro posicionador, y se seleccionó en la zona de

mandos del aparato de rayos- X los parámetros necesarios para el disparo, que determinaban el kilovoltaje (kv) de la radiografía, que eran:

- El tipo de la radiografía (digital).
- La posición bucal del implante dental a radiografiar.
- El tipo del sujeto en cuanto a su complexión (delgado, medio o grueso), seleccionando para este estudio el tipo medio para obtener placas con la misma intensidad aproximadamente.

Una vez fueron determinados todos los parámetros correctos se disparó la radiografía de cada uno de los implantes dentales, que quedo capturada de forma analógica en una placa de fosforo fotoestimulable. Posteriormente fueron procesadas para convertirlas en una imagen digital y posterior evaluación.

4.4.1 Revelado de las radiografías.

Las radiografías fueron procesadas mediante el programa DBSWin 5.3.1 y con ayuda del revelador digital Vista Scan. (Fig. 60)



Fig. 60: Revelado radiografía.

En el programa informático se abrió una carpeta por cada modelo anatómico de estudio y el número grabado en su zona frontal previo a la cremación y se les dio el nombre “Modelo”, el número correspondiente, por ejemplo: 1 y añadiendo pre-quemado, es decir, para el modelo anatómico 1 se confeccionaba una carpeta que ponía Modelo 1 pre-quemado. A su vez dentro de esa carpeta se fue diferenciado las piezas dentales mediante la selección de la pieza dental que facilitaba el programa, según la nomenclatura de la FDI.

Una vez realizado, se eligió la opción de la radiografía y en ese momento, se abrió la pestaña del revelador, por la que se introducía la placa. De tal forma que se fue realizando este mecanismo con cada una de las radiografías realizadas del mismo sujeto, que presentaba varios implantes colocados. Una vez se finaliza con un modelo anatómico se

pasa al siguiente modelo, creándose cada vez una carpeta. Todos los datos fueron registrados en las distintas carpetas tal y como se ha descrito, desde el modelo anatómico 1 hasta el 11. Todas estas carpetas fueron extraídas del programa informático y se adjuntaron a carpetas nuevas creadas. (Tabla 21)

Modelo 1-Pre-quemado	Implante 14
	Implante 16
	Implante 21
	Implante 24
	Implante 25
	Implante 26
Modelo 2- Pre-quemado	Implante 11
	Implante 13
	Implante 16
	Implante 21
	Implante 22
	Implante 25
	Implante 26
	Implante 35
	Implante 36
	Implante 37
	Implante 41
	Implante 43
	Implante 44
Implante 46	
Modelo 3- Pre-quemado	Implante 13
	Implante 14
	Implante 15
	Implante 22
	Implante 23
	Implante 25
	Implante 35
	Implante 36
Implante 37	

Tabla. 21. Ejemplo de la clasificación de los modelos anatómicos.

4.5 Horno crematorio.

Una vez realizados los registros del material pre-quemado, se dispuso a someter a los modelos anatómicos a las altas temperaturas de un horno crematorio.

Fue seleccionado un horno que permitiese alcanzar altas temperaturas de forma controlada. Antes de introducir los modelos anatómicos en el horno se realizó un precalentamiento del horno durante dos horas para obtener así la temperatura acordada inicial del siguiente proyecto de estudio.

Dicho proceso de cremación fue realizado en las instalaciones del tanatorio Atocha de Alfara del Patriarca en la provincia de Valencia (España). El tanatorio cumplía con toda la legislación vigente para llevar a cabo incineraciones a temperatura controlada de restos humanos en un horno crematorio. (Fig. 61)



Fig.61: Documento acreditativo para la incineración

Se empleó un horno crematorio modelo Lazar de la marca Atroesa® (Fig. 62) que funciona a base de gas natural. El horno está compuesto por dos cámaras, la de proceso donde se realiza la cremación propiamente dicha y la de postcombustión o antipolución. Ambas cámaras poseen las paredes de ladrillo

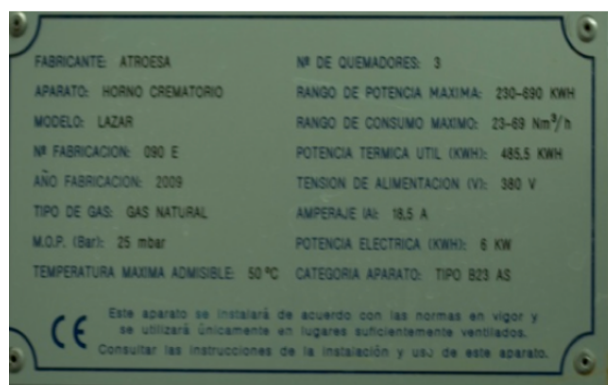


Fig. 62: Características horno crematorio

refractario y aislante, mientras que el suelo y el techo son de cemento refractario. Tiene unos orificios de entrada de aire, necesario para la combustión y una pequeña cámara debajo del suelo donde se depositan los restos de la cremación.

La puerta del horno es tipo guillotina, es decir se abre y cierra en sentido vertical. Los modelos anatómicos humanos fueron introducidos en el horno crematorio (Fig. 63) para someterles a las altas temperaturas requeridas y controladas, incluyendo también control de tiempo. La temperatura de la cámara se evalúa por medio de un termopar (sensor de temperatura) ubicado en el centro del techo, y se puede obtener datos a través de un controlador de temperatura electrónico situado en el exterior.



Fig. 63: Horno crematorio.

4.5.1 Calentamiento horno crematorio.

Una vez se realizó el precalentamiento del horno que permitiese iniciar el estudio se introdujeron los modelos anatómicos. Para ello se utilizaron cadáveres completos en ataúdes, lo cual hizo que la temperatura del horno adquiriera una temperatura inicial de 500°, posteriormente 700°, 800° e incluso 1000°, que fue la temperatura máxima registrada en este estudio.

La designación de las temperaturas y tiempos a los que se iban a someter los modelos anatómicos no fue aleatorio, se tuvieron en cuentas distintas condiciones:

El titanio a partir de los 649° disminuye de forma sustancial su resistencia a la corrosión, (Gil & Planell,1993) por lo que se seleccionó una temperatura superior (700°) para determinar si la oxidación podría afectar el diseño macroscópico de los implantes, y otra inferior (500°) para determinar si ciertamente no se había producido ningún cambio en la estructura macroscópica de los implantes por su cambio de fase, lo cual podría provocar algún cambio.

Antes de la descomposición total de los huesos y dientes, que tiene lugar por encima de los 1000° C se seleccionó una temperatura inferior (800°C). A partir de esta temperatura comienza la reducción del volumen de las raíces dentales (86) y la corona dental suele estar ya devastada, por lo que interesaba evaluar la incidencia de esta temperatura sobre los implantes dentales.

La incineración total reduciendo a cenizas se alcanza a partir de los 1000° durante más de dos horas, por lo que esta fue la temperatura y tiempo máximo registrado en este estudio.

4.5.2 Introducción de los modelos anatómicos en el horno.

Para la selección de los modelos anatómicos que se sometieron a diferentes temperaturas se seleccionaron unos sobres en los que se había introducido una hoja en la que ponía el “modelo” seguido de su número.

Un trabajador del centro al azar escogió uno de los sobres de forma aleatorio. Introduciendo ese modelo en primer lugar a 500° durante 30 minutos. (Fig. 64) Tras este tiempo se abrió la puerta y se sacó el modelo del horno crematorio, se esperó durante 5 minutos



Fig. 64: Modelo anatómico sometido a altas temperaturas

para poder realizar las pruebas radiológicas necesarias para el presente estudio, así como se retiraron los implantes que visiblemente se intuían sueltos para proceder también al posterior estudio macroscópico.

Posteriormente se eligieron otros 2 sobres y se introdujeron estos modelos, someténdolos a 800 ° C durante 45 minutos, procediéndose tras este tiempo a retirarlos y realizar el estudio radiológico. Se mantuvieron fuera hasta realizar la incineración total.

A continuación, se eligieron al azar 4 nuevos sobres, y se introdujeron los modelos anatómicos por orden de elección de los sobres colocados empezando desde la izquierda a la derecha del horno crematorio. Dichos modelos fueron sometidos a 500° durante 15 minutos, se espera 5 minutos y posteriormente se realizó el estudio radiográfico.

Para facilitar el estudio macroscópico de los implantes dentales y determinar si coincide con el estudio radiológico fueron retirados los implantes dentales del primer modelo anatómico situado más a la izquierda. En cambio, el segundo modelo se reservó para finalizar la cremación total. Los otros dos modelos restantes fueron incorporados junto a otros dos modelos frescos a 700° durante 15 minutos. En el horno fueron colocados de tal forma que los dos modelos ya sometidos a

calor se situaron a la izquierda y los otros dos modelos a la derecha. Para poder conseguir aumenta la temperatura dentro del horno fue preciso introducir un cadáver entero, sin el cual hubiese sido imposible alcanzarla.

Tras someter los modelos de estudio durante 15 minutos a 700°C, se sacaron del horno y se dejaron enfriar para realizar el estudio radiológico correspondiente. Una vez hecho, el primer y cuarto modelo comenzando por la izquierda se reservaron para posteriormente someterlos a cremación total. Mientras que del tercer modelo se sacaron los implantes dentales para poder ser estudiados macroscópicamente.

Finalmente, el segundo modelo comenzando por la izquierda se sometió de nuevo a 800°C durante 15 minutos. Este modelo fue posicionado a la izquierda del horno y a su derecha se colocaron por orden de apertura de sobres los otros dos últimos modelos anatómicos humanos, para ser sometidos también a la misma temperatura durante 15 minutos. Una vez sacados del horno se realizó el mismo proceso de estudio radiológico. Tras esto, el primer y tercer modelo anatómico empezando por la izquierda del horno crematorio fueron sometidos a calcinación total, mientras que del segundo modelo se extrajeron los implantes dentales para el estudio macroscópico tras el estudio radiológico.

Para terminar, todos aquellos modelos que se habían reservado para ser sometidos a calcinación total se incorporaron en el horno hasta la destrucción total de los tejidos. Cuando esto tuvo lugar, se recuperaron los implantes dentales, para realizar su estudio macroscópico junto con los implantes aislados de los modelos anatómicos a distintas temperaturas.

Tras someter los implantes a las altas temperaturas se procedió a valorar todos los posibles cambios, así como las alteraciones en los implantes con respecto a las radiografías previas.

4.6 Radiografías post-quemadas.

Los modelos anatómicos fueron sometidos a distintas temperaturas en el horno, por lo que se realizaron radiografías de los implantes dentales sometidos a diferentes tiempos y temperaturas para valorar la subsistencia de los implantes, así como los posibles cambios en subestructura. Se utilizó la técnica paralela descrita anteriormente.

Algunos modelos no conservaron su integridad, por lo que se realizó las radiografías de los fragmentos óseos sueltos existentes sin paralelizador y situando el foco a 10mm de la placa, intentando identificar los implantes dentales por la posición, morfología del implante dental y del resto óseo encontrado.

Estas radiografías periapicales registradas de los implantes dentales se revelaron y quedaron guardadas en las carpetas con los códigos siguientes, "Modelo" seguido de una letra que se asignó por orden de elección de los sobres, de tal forma que el primer modelo elegido recibió la letra "A", siguiendo las letras del abecedario hasta la letra "K", con el sobrenombre post-quemado, la temperatura y el tiempo a la que había sido sometido hasta el momento de la realización de la radiografía. (Fig. 65)

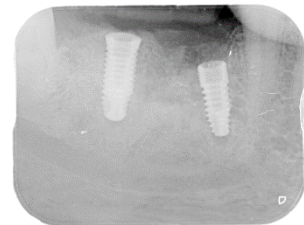


Fig. 65: Radiografía periapical implante post-quemado.

Modelo post-quemado	500° 30 minutos	800° 45 minutos	1000° 2 horas	500° 15 minutos	700° 15 minutos	800° 15 minutos
A	SI					
A	SI		SI			
B		SI				
B		SI	SI			
C		SI				
C		SI	SI			
D				SI		
E				SI		
E			SI	SI		
F				SI		
F				SI	SI	
F			SI	SI	SI	
G				SI		
G				SI	SI	
G				SI	SI	SI
G			SI	SI	SI	SI
H					SI	
I					SI	
I			SI		SI	
J						SI
K						SI
K			SI			SI

Tabla 22. Agrupación de radiografías en función de los tiempos y temperaturas.

Para agrupar las radiografías se dividió en función de las distintas carpetas de post-quemados, a diferentes tiempos y temperaturas, tal y como se ve en la (Tabla 22) dentro de cada carpeta, las radiografías se clasificaron según la posición de la arcada en la que se tomaban, según la FDI.

El estudio radiológico se completó mediante un protocolo fotográfico determinado al inicio del estudio en que se realizaron de nuevo fotografías de todos los implantes dentales recuperados de los modelos anatómicos y aquellos que se encontraron tras la incineración total. Estas fotografías se pueden compararlas con las anteriores tras someter los implantes a altas temperaturas, pudiendo valorar así los posibles cambios macroscópicos.

4.7 Modelos anatómicos sometidos a calcinación total.

Cuando los modelos anatómicos fueron sometidos a calcinación total, se redujeron a cenizas, desprendiéndose los implantes del hueso. Los implantes dentales fueron encontrados dentro del horno crematorio y fueron recuperados para su estudio clasificándolos en grupos según su longitud y diámetro, medido con el pie de rey digital (Tabla 23). Se intentó evaluar si era posible identificar el implante a pesar de no conocer la posición o a que modelo anatómico pertenecía.

Se clasificaron los implantes dentales en distintos grupos al igual que para la elección del implante.

Grupo	Diámetro implante	Longitud implante
A	< 4mm	< 10mm
B	< 4mm	> 10mm y < 11mm
C	< 4mm	≥ 11mm y < 12mm
D	< 4mm	> 12mm
E	≥ 4mm y < 4,5mm	< 10mm
F	≥ 4 y < 4,5mm	≥ 10mm y < 11mm
G	≥ 4mm y < 4,5mm	≥ 11mm y < 12mm
H	≥ 4mm y < 4,5mm	> 12mm
I	≥ 4,5mm y < 5mm	< 10mm
J	≥ 4,5mm y < 5mm	≥ 10mm y < 11mm
K	≥ 4,5mm y < 5mm	≥ 11mm y < 12mm
L	≥ 4,5mm y < 5mm	> 12mm
M	≥ 5mm y = 5,5mm	< 10mm
N	≥ 5mm y ≤ 5,5mm	≥ 10mm y < 11mm
O	≥ 5mm y ≤ 5,5mm	≥ 11mm y < 12mm
P	≥ 5mm y ≤ 5,5mm	> 12mm

Tabla 23. Clasificación de los implantes tras sometimiento a altas temperaturas en función del diámetro y longitud.

Una vez elaborados los grupos se realizó radiografías de los implantes retirados para poder compararlos con las radiografías previas de estos incluidos en el hueso, y determinar si pueden ser reconocidos e identificados y si existen modificaciones o no en su diseño. Las radiografías se llevaron a cabo con paralelizador, colocándose una placa radiográfica sobre una superficie plana y sobre la radiografía se colocó el implante, mientras que el haz se colocó perpendicular al eje del implante, traspasando su centro a una distancia de 10mm de la placa. A cada proyección radiológica seguido de la palabra “grupo” se asignó el nombre I y el nombre del grupo al que correspondía el implante, detrás de la palabra post-quemado. También se adjuntó un número empezando por el 1 que corresponde al primer implante que se fotografió de cada grupo, que se realiza aleatoriamente en función de lo que entrega el personal auxiliar, ignorante de los parámetros de la investigación.

Posteriormente se continuó con el estudio fotográfico de estos implantes aislados, tal y como se ha explicado anteriormente, y distribuyéndose en sobres las fotografías y el implante correspondiente, asignándole a cada sobre un nombre que se corresponde con el asignado en la radiografía.

4.8 Obtención de los datos radiográficos.

Una vez recogidos todos los datos y procesadas de forma digital las radiografías (TIFF) se procedió a evaluar las mediciones radiográficas pre y post incineración para valorar si había cambios dimensionales con el programa informático Adobe Photoshop® CS6 que fueron evaluados mediante análisis estadístico.

Un supervisor, ajeno al estudio, realizó las mediciones tanto iniciales como posteriores de todos los documentos (radiografías) entregados en un dispositivo extraíble por parte del investigador.

Para realizar dichas mediciones, el registrador abrió las imágenes a través del programa Adobe Photoshop ® e inicio los registros a través de la herramienta que facilita el propio programa denominado regla. Mediante esta aplicación procedió a obtener todas las mediciones de las diferentes variables establecidas previamente con máximo dos decimales.

Se midieron distintas variables, entre las que se incluyen las de interés para el estudio:

- una horizontal (la anchura apical) y otra vertical (la distancia interespira)
- Anchura apical: medido en la parte más apical del implante de estudio, tomándose como referencia 1mm justo por encima del extremo apical del implante.
- Distancia interespira: medida entre la primera y segunda espira del implante de estudio.

Estos parámetros suelen presentar una magnificación de las distancias y dilatación del material similar, por eso fueron escogidas. Para el estudio de

la magnificación se basa en la anchura coronal de los implantes, variable que sirvió de base para la extrapolación al resto de parámetros de estudio.

Por otra parte, además del estudio radiográfico, el propio registrador comprobó físicamente con un pie de rey digital la medición, hasta dos decimales.

Se ha comprobado, que a pesar de que las técnicas radiográficas con paralelizador reducen considerablemente los errores dimensionales con respecto a la técnica de la bisectriz, existe cierta magnificación que se debe de tener en cuenta en el estudio. (Gron, 1960; Bell, 2001)

Los datos fueron registrados en la presente tabla:

Modelo anatómico posterior	
Posición del implante	
Temperatura sometida	
Anchura coronal en Rx	
Anchura coronal Real	
Distancia interespira en Rx	
Anchura apical radiográfica	
Magnificación	

Tabla 24. Datos obtenidos por los dos examinadores.

La magnificación de las radiografías por la proyección del foco, que producía errores milimétricos fue compensada por el registrador ajeno que realizó una sencilla valoración de la magnificación a nivel de la anchura coronal, la cual extrapoló a cada una de las medidas del estudio. Corrigió la distorsión de las radiografías gracias a las mediciones reales sobre los implantes tomadas posteriormente a la incineración que servían de referencia mediante un pie de rey digital. Una vez registrados estos datos calculo la magnificación con respecto a la radiografía del implante post-quemado, que había medido previamente con la herramienta del programa informático, previo a la extracción del implante del hueso para su medición.

La realización del cociente entre ambas medidas (real post-quemado y radiografía post-quemado), proporciono una cantidad numérica de la magnitud

de la variación de la medida entre la obtenida en la placa radiográfica y la medida real en el implante para poder aplicarse posteriormente al resto de variables (Tabla 24).

4.9 Calibración de los examinadores.

Para la calibración de las dos personas responsables de la toma de registros en la investigación, se emplearon un total de 14 radiografías e implantes dentales que fueron escogidos al azar de la base de datos disponible. Mediante el programa Photoshop Adobe CS6® se midió la anchura coronal, la distancia interespira y la anchura apical. Para calcular la magnificación y extrapolarlo al resto de parámetro, se midió la anchura coronal real sobre el implante con un pie de rey y se comparó con los resultados radiográficos.

Tras realizar un análisis estadístico de las variables de calibración, se determinó que no había diferencias estadísticamente significativas y por lo tanto se podía extrapolar al resto de mediciones de interés, es decir, anchura apical y distancia interespira.

4.10 Grupo previo vs Grupo posterior al sometimiento de implantes a 500°C durante 15 minutos.

En este estudio, un investigador ajeno al estudio y sin nociones de los objetivos de esta investigación, comparo si existía modificaciones entre los implantes previamente a ser sometidos a altas temperaturas y posteriormente a ser sometidos durante 500°C 15 minutos. Para ello el controlador del estudio entrego al registrador todos los datos recogidos, incluidas las radiografías previas, así como la posición de los implantes dentales en los modelos anatómicos.

Dicho investigador, realizó las radiografías posteriores mediante el uso de paralelizadores que se le facilitaron a través de una proyección similar. Posteriormente procedió a realizar las mediciones de todas las variables de estudio, incluidas entre ellas las del análisis: distancia interespira y anchura apical. La toma de medidas sobre las radiografías se realizó a través del

programa informático Adobe Photoshop® C6S, cuyos resultados se registraron con dos decimales.

Una vez realizado todo el estudio se extrajeron los implantes del modelo anatómico tal como se describió anteriormente, y se realizó las mediciones de la anchura coronal, cuyo objeto era determinar la magnificación presente en las radiografías y compensar las pequeñas variaciones que podían existir. Este mecanismo al no presentar diferencias estadísticamente significativas, permitió extrapolarlo al resto de variables.

4.11 Criterios de inclusión y exclusión.

La realización de este estudio presenta una serie de condicionantes, como se ha ido observando en el desarrollo del material y métodos. Se intenta simular al máximo situaciones reales y presentes en la sociedad actual, sobre todo en grandes catástrofes (Tabla 25).

Criterios de inclusión	Criterios de exclusión
Modelos anatómicos humanos parcialmente desdentados.	Modelos anatómicos humanos totalmente dentados o desdentados.
Altura ósea mayor o igual a 8mm en cualquier zona, excepto en zonas maxilares posteriores.	Altura ósea menor a 8mm, en cualquier localización excepto en las zonas posteriores maxilares.
En zonas posteriores maxilares, altura mínima de 6mm.	En las zonas posteriores maxilares altura ósea menor a 6mm.
Anchura ósea mayor o igual a 5.5mm en cualquier localización.	Anchura ósea menor a 5.5mm en cualquier localización.
Existencia de al menos 2mm de hueso a cada lado del implante, 1mm vestibular y otro lingual o palatino.	Ausencia de al menos 2mm de hueso a cada lado del implante, 1mm vestibular y otro lingual o palatino.
Estabilidad primaria de los implantes.	Ausencia estabilidad primaria de los implantes.
Implantes colocados	Implantes colocados supra o

yuxtacrestalmente con respecto a la tabla vestibular.	infracrestalmente con respecto a la tabla vestibular.
Implantes tridimensionalmente correctos y rodeados de hueso.	Implantes tridimensionalmente incorrectos y rodeados de hueso.

Tabla 25. Criterios de inclusión y exclusión.

4.12 Análisis estadístico.

La disertación estadística analiza el conjunto de medidas correspondiente a dos variables numéricas:

- Anchura apical.
- Distancia interespira

Para llevar a cabo el estudio se utilizaron los siguientes programas:

- Programa SPSS de IBM (Versión 19)
- Programa MiniTab
- Excel (Microsoft Office)

4.12.1 Metodología de trabajo

1. Estadística descriptiva:

Esta etapa resume los conjuntos de datos aportando los estadísticos habituales. Se trabajó bajo un nivel de confianza del 95% sobre las estimaciones de los valores medios.

Se representaron gráficamente los datos, usando para ello tablas descriptivas y diagramas gráficos, considerando especialmente relevantes los diagramas de cajas, ya que éstos permitieron dar una idea visual aproximada de varios factores: colocaciones de los valores promedio, dispersión, valores atípicos y extremos, etc.

2. Estadística inferencial:

Fue la etapa principal del estudio estadístico de los datos, permitió mediante cálculos sobre los datos muestrales exhibidos, extrapolaciones a poblaciones mayores, favoreciéndose de esta forma, que pudiesen sacarse conclusiones generalizadas.

Se utilizó un nivel de significación del 5% (Valor $\alpha = 0,05$)

Puesto que las comparaciones se planteaban sobre parejas de datos, se propusieron las dos siguientes hipótesis de trabajo:

- Hipótesis nula (H_0) Las diferencias halladas entre los dos grupos no son significativas.
- Hipótesis alternativas (H_1): Las diferencias halladas entre ambos grupos sí son significativas.

La estimación de los resultados de las diferentes pruebas se efectuó en función del Valor- P obtenido en cada caso:

- Si el Valor-P < 0.05 las diferencias entre los grupos comparados serían significativas.
- Si el Valor- P > 0.05 las diferencias entre los grupos podrían considerarse no significativas.

Cuando los valores son próximos o superiores a 0.05 hay que mantenerse cauteloso en la interpretación y combinar el Valor- P con otros valores, como el intervalo de confianza (incluido en analítica descriptiva).

Para estos datos de tipo numérico se aplicaron varios test que determinaron la distribución de probabilidad que presentaban los datos muestrales. Las pruebas aplicadas a todos los grupos y variables fueron:

- La prueba de Kolmogorov- Smirnov
- La prueba de Shapiro-Wilk

Estas pruebas sirvieron para establecer si los datos presentaban o no distribuciones de probabilidad que se ajustasen a la curva normal. Pudiendo acontecer dos situaciones:

- Que los datos siguiesen una distribución de tipo “normal” aplicándose entonces el modelo de la t de Student para comparar medias de muestras independientes.

- Que los datos no siguiesen la distribución normal, utilizando de esta forma el método (no paramétrico) denominado: Prueba de U de Mann-Whitney.

Debido a que la mayoría de los grupos no seguían la distribución de probabilidad normal, se optó por aplicar la prueba U de Mann-Whitney que fue la más sugerida para estos casos.

5. RESULTADOS

Los resultados fueron obtenidos a través del proceso de investigación, en el cual se registraron los datos y las mediciones de los implantes en las radiografías que fueron analizadas. Los registros del presente estudio incluyeron: la anchura apical y la distancia interespira, en ambos casos antes y después de estar sometidos a altas temperaturas, tal y como se explica en el apartado material y métodos. A posteriori se calculó el índice de magnificación y se adaptó a los diferentes registros.

Se distinguieron distintos grupos estudio en los que se había aplicado ya el índice de magnificación en función de la temperatura y tiempo expuesto, diferenciándose los siguientes grupos:

- Grupo 1: Implantes expuestos a 500°C durante 15 minutos.
- Grupo 2: Implantes sometidos a 500°C durante 30 minutos.
- Grupo 3: Implantes expuestos a 700°C durante 15 minutos.
- Grupo 4: Implantes expuestos a 800°C durante 15 minutos.
- Grupo 5: Implantes sometidos a 800°C durante 45 minutos.
- Grupo 6: Implantes sometidos a 500°C durante 15 minutos y posteriormente a 700°C durante otros 15 minutos.
- Grupo 7: Implantes recuperados tras la cremación total de los modelos anatómicos a 1000°C durante 2 horas.

Los distintos grupos fueron divididos por tablas, se describe anteriormente, en la primera subdivisión se presenta el ejemplar anatómico de estudio, seguido de la ubicación del implante en el modelo según la nomenclatura de la FDI.

Se disponía de las medidas originales de los implantes insertados, por lo que se calculó mediante una regla de tres la magnificación de las radiografías preoperatorias y post-operatorias. En la segunda subdivisión se encuentra registrado la anchura apical en la radiografía tras someterse los implantes a altas temperaturas, en base a la magnificación calculada previamente. La tercera división registra la distancia interespira del implante post-quemado.

En el material y métodos se describe como un investigador ajeno al estudio registra todos los datos previos de los implantes que son sometidos a

altas temperaturas durante 15 minutos a 500°C. Se ha observado que no existen diferencias estadísticamente significativas entre el grupo 1 (500 ° C durante 15 minutos) y el grupo previo, sin ser sometido a las altas temperaturas. Por lo que se toma el grupo 1 para realizar las comparativas con los grupos estudio, es decir, se califica como grupo control este grupo 1.

5.1 Análisis descriptivo de los datos.

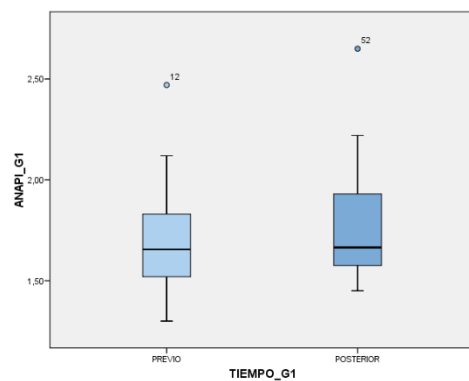
Los datos registrados fueron organizados y distribuidos de forma ordenada para posteriormente realizar un análisis descriptivo de los mismos, tal y como se explica en el material y métodos.

Los registros de los que se realiza un análisis descriptivo fueron:

5.1.1 Anchura apical.

- Grupo 1 (Análisis descriptivo de la anchura apical de implantes sometidos a 500°C durante 15 minutos):

La media del diámetro apical en este grupo fue de 1,7603 con un error típico de 0,04136, siendo el límite superior del intervalo de confianza para la media al 95% de 1,8439, mientras que el inferior fue de 1,6766. La media recortada al 5% fue de 1,7397, la mediana 1,6650, la varianza 0,068 y la desviación típica 0,26160 (Tabla y figura).



Descriptivos

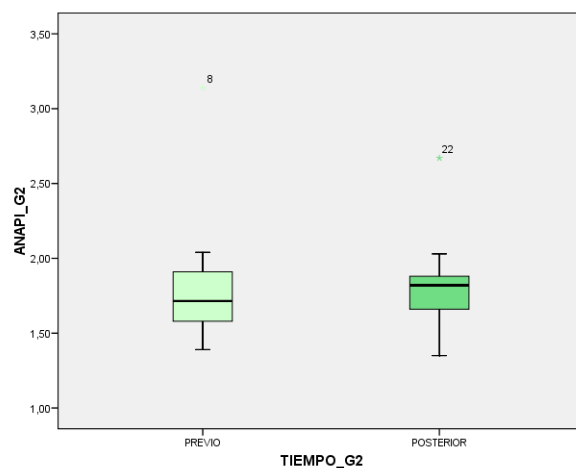
ANAPI_G1

TIEMPO_G1		Estadístico	Error típ.	
PREVIO	Media	1,6923	,03796	
	Intervalo de confianza para la media al 95%	Límite inferior	1,6155	
		Límite superior	1,7690	
	Media recortada al 5%	1,6794		
	Mediana	1,6550		
	Varianza	,058		
	Desv. típ.	,24006		
	Mínimo	1,30		
	Máximo	2,47		
	Rango	1,17		
	Amplitud intercuartil	,33		
	Asimetría	,971	,374	
	Curtosis	1,450	,733	
POSTERIOR	Media	1,7603	,04136	
	Intervalo de confianza para la media al 95%	Límite inferior	1,6766	
		Límite superior	1,8439	
	Media recortada al 5%	1,7397		
	Mediana	1,6650		
	Varianza	,068		
	Desv. típ.	,26160		
	Mínimo	1,45		
	Máximo	2,65		
	Rango	1,20		
	Amplitud intercuartil	,36		
	Asimetría	1,329	,374	
	Curtosis	1,967	,733	

- Grupo 2 (Análisis descriptivo de la anchura apical de implantes

sometidos a 500°C durante 30 minutos):

La media del diámetro apical de estos implantes dentales fue 1,7979mm con un error típico de 0,08609mm, siendo el límite superior del intervalo de confianza para la media al 95% de



RESULTADOS

1,9838mm mientras que el inferior fue de 1,6119mm. La media recortada al 5% fue de 1,7743mm, la mediana 1,8200mm, la varianza de 0,104 y la desviación típica 0,32211mm.

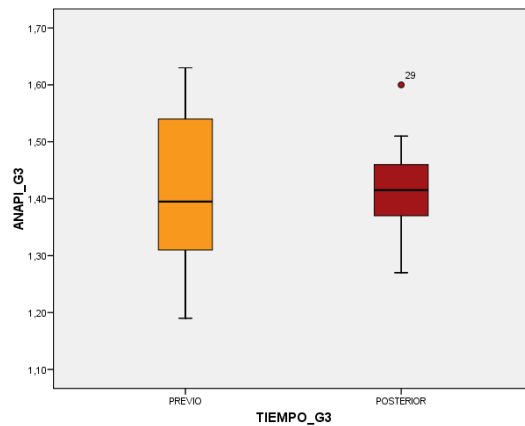
Descriptivos

ANAPI_G2

TIEMPO_G2		Estadístico	Error típ.	
PREVIO	Media	1,8243	,11245	
	Intervalo de confianza para la media al 95%	Límite inferior	1,5814	
		Límite superior	2,0672	
	Media recortada al 5%	1,7753		
	Mediana	1,7150		
	Varianza	,177		
	Desv. típ.	,42075		
	Mínimo	1,39		
	Máximo	3,14		
	Rango	1,75		
	Amplitud intercuartil	,36		
	Asimetría	2,582	,597	
	Curtosis	8,078	1,154	
POSTERIOR	Media	1,7979	,08609	
	Intervalo de confianza para la media al 95%	Límite inferior	1,6119	
		Límite superior	1,9838	
	Media recortada al 5%	1,7743		
	Mediana	1,8200		
	Varianza	,104		
	Desv. típ.	,32211		
	Mínimo	1,35		
	Máximo	2,67		
	Rango	1,32		
	Amplitud intercuartil	,29		
	Asimetría	1,325	,597	
	Curtosis	3,614	1,154	

- Grupo 3 (Análisis descriptivo de la anchura apical de los implantes sometidos a 700°C durante 15 minutos):

La media del diámetro apical de los implantes de este grupo fue 1,4175mm, con un error típico de 0,01916mm, siendo el límite superior del intervalo de confianza para la media al 95% de 1,4583mm, mientras que el inferior es de 1,3767mm. La media recortada al 5% fue de 1,4156mm, la mediana 1,4150mm, la varianza de 0,006mm y la desviación típica de 0,07664mm.



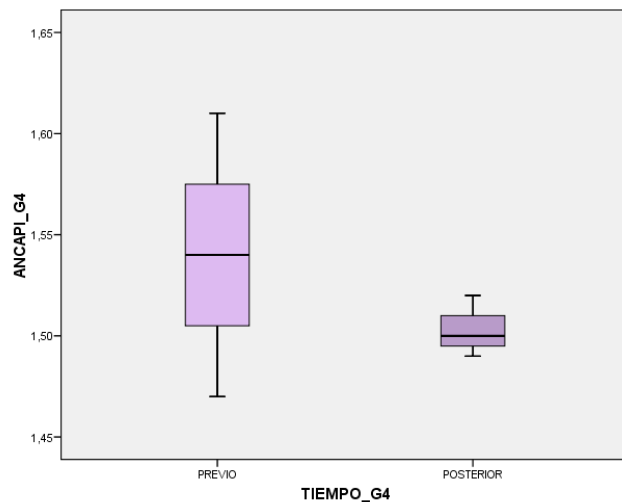
Descriptivos

ANAPI_G3

TIEMPO_G3		Estadístico	Error típ.	
PREVIO	Media	1,4200	,03211	
	Intervalo de confianza para la media al 95%	Límite inferior	1,3516	
		Límite superior	1,4884	
	Media recortada al 5%	1,4211		
	Mediana	1,3950		
	Varianza	,016		
	Desv. típ.	,12843		
	Mínimo	1,19		
	Máximo	1,63		
	Rango	,44		
	Amplitud intercuartil	,24		
	Asimetría	-,058	,564	
	Curtosis	-1,118	1,091	
POSTERIOR	Media	1,4175	,01916	
	Intervalo de confianza para la media al 95%	Límite inferior	1,3767	
		Límite superior	1,4583	
	Media recortada al 5%	1,4156		
	Mediana	1,4150		
	Varianza	,006		
	Desv. típ.	,07664		
	Mínimo	1,27		
	Máximo	1,60		
	Rango	,33		
	Amplitud intercuartil	,10		
	Asimetría	,562	,564	
	Curtosis	1,339	1,091	

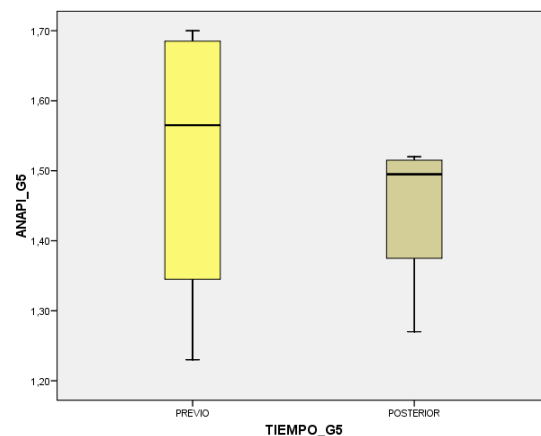
- Grupo 4 (Análisis descriptivo de la anchura apical de los implantes sometidos a 800°C durante 15 minutos):

La media del diámetro apical de estos implantes fue 1,5033mm con un error típico de 0,00882, siendo el límite superior del intervalo de confianza para la media al 95% de 1,5413mm, mientras que el inferior fue de 1,4654mm. La mediana fue de 1,5000mm, la varianza de 0,000 y la desviación típica de 0,01528mm.



- Grupo 5 (Análisis descriptivo de la anchura apical de los implantes sometidos a 800°C durante 45 minutos):

La media del diámetro apical de los implantes de este grupo es de 1,4450mm con un error típico de 0,05895mm, siendo el límite superior del intervalo de confianza para la media al 95% de 1,6326 mientras que el inferior de 1,2574mm. La media recortada al 5% fue de 1,4506mm, la mediana de 1,4950mm, la varianza de 0,014mm y la desviación típica de 0,11790mm.

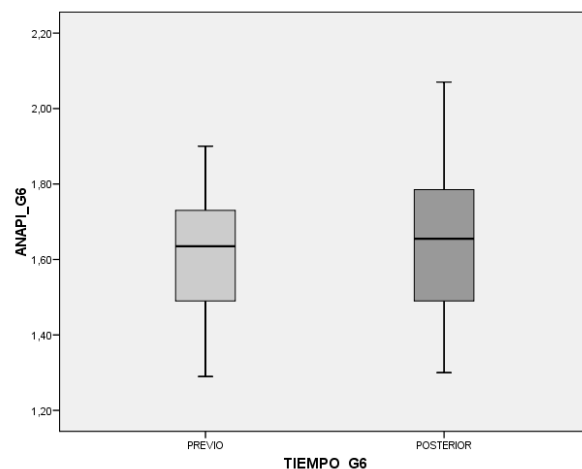


Descriptivos

ANAPI_G5

TIEMPO_G5		Estadístico	Error típ.	
PREVIO	Media	1,5150	,10897	
	Intervalo de confianza para la media al 95%	Límite inferior	1,1682	
		Límite superior	1,8618	
	Media recortada al 5%	1,5206		
	Mediana	1,5650		
	Varianza	,048		
	Desv. típ.	,21794		
	Mínimo	1,23		
	Máximo	1,70		
	Rango	,47		
	Amplitud intercuartil	,41		
	Asimetría	-,854	1,014	
	Curtosis	-1,156	2,619	
POSTERIOR	Media	1,4450	,05895	
	Intervalo de confianza para la media al 95%	Límite inferior	1,2574	
		Límite superior	1,6326	
	Media recortada al 5%	1,4506		
	Mediana	1,4950		
	Varianza	,014		
	Desv. típ.	,11790		
	Mínimo	1,27		
	Máximo	1,52		
	Rango	,25		
	Amplitud intercuartil	,20		
	Asimetría	-1,879	1,014	
	Curtosis	3,561	2,619	

- Grupo 6 (Análisis descriptivo de la anchura apical de los implantes sometidos a 500°C durante 15 minutos y posteriormente a 700°C durante otros 15 minutos): La media del diámetro apical de estos implantes dentales fue de 1,6588mm con un error típico de 0,04973mm, siendo el límite superior del intervalo de confianza para la

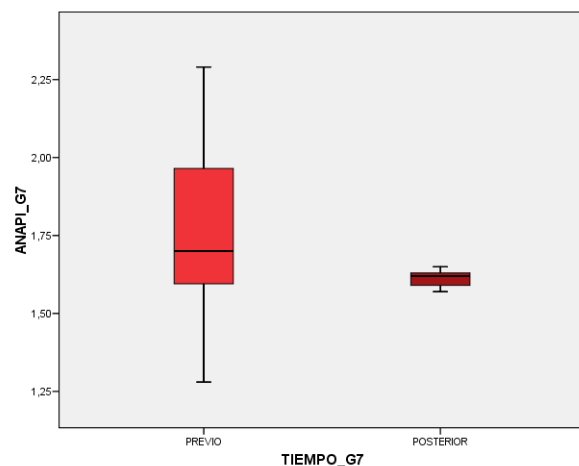


media al 95% de 1,7648mm, mientras que el inferior fue de 1,5527mm. La media recortada al 5% fue de 1,6558mm, la mediana de 1,6550mm, la varianza de 0,040mm y la desviación típica de 0,19893.

Descriptivos

ANAPI_G6		Estadístico	Error típ.	
TIEMPO_G6				
PREVIO	Media	1,6100	,04392	
	Intervalo de confianza para la media al 95%	Límite inferior	1,5164	
		Límite superior	1,7036	
	Media recortada al 5%	1,6117		
	Mediana	1,6350		
	Varianza	,031		
	Desv. típ.	,17569		
	Mínimo	1,29		
	Máximo	1,90		
	Rango	,61		
	Amplitud intercuartil	,26		
	Asimetría	-,122	,564	
	Curtosis	-,496	1,091	
POSTERIOR	Media	1,6588	,04973	
	Intervalo de confianza para la media al 95%	Límite inferior	1,5527	
		Límite superior	1,7648	
	Media recortada al 5%	1,6558		
	Mediana	1,6550		
	Varianza	,040		
	Desv. típ.	,19893		
	Mínimo	1,30		
	Máximo	2,07		
	Rango	,77		
	Amplitud intercuartil	,30		
	Asimetría	,349	,564	
	Curtosis	,013	1,091	

- Grupo 7 (Análisis descriptivo de la anchura apical de implantes sometidos a 1000°C durante dos horas)
La media del diámetro apical de estos implantes



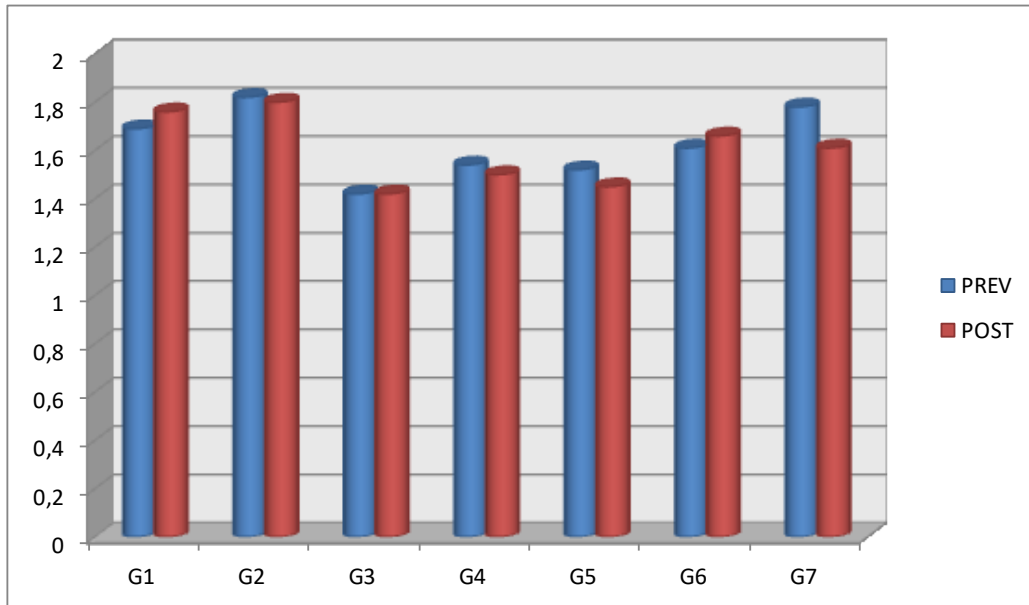
dentales fue de 1,6126mm con un error típico de 0,00393mm, siendo el límite superior del intervalo de confianza para la media al 95% de 1,6206mm, mientras que el inferior de 1,6045mm. La media recortada al 5% fue de 1,6133mm, la mediana 1,6200mm, la varianza de 0,000 y la desviación típica de 0,02190mm.

Descriptivos

ANAPI_G7

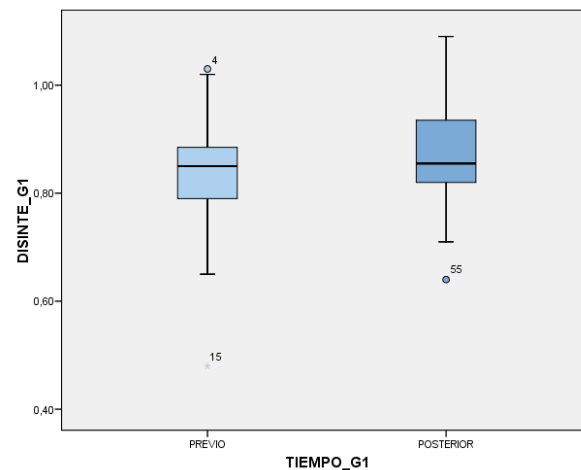
TIEMPO_G7		Estadístico	Error típ.	
PREVIO	Media	1,7761	,04447	
	Intervalo de confianza para la media al 95%	Límite inferior	1,6853	
		Límite superior	1,8669	
	Media recortada al 5%	1,7746		
	Mediana	1,7000		
	Varianza	,061		
	Desv. típ.	,24760		
	Mínimo	1,28		
	Máximo	2,29		
	Rango	1,01		
	Amplitud intercuartil	,39		
	Asimetría	,211	,421	
	Curtosis	-,761	,821	
POSTERIOR	Media	1,6126	,00393	
	Intervalo de confianza para la media al 95%	Límite inferior	1,6045	
		Límite superior	1,6206	
	Media recortada al 5%	1,6133		
	Mediana	1,6200		
	Varianza	,000		
	Desv. típ.	,02190		
	Mínimo	1,57		
	Máximo	1,65		
	Rango	,08		
	Amplitud intercuartil	,04		
	Asimetría	-,719	,421	
	Curtosis	-,616	,821	

**RESUMEN DE VALORES MEDIOS ANCHO APICAL GRUPOS
(PREVIO – POSTERIOR)**



5.1.2 Distancia interespira.

- Grupo 1 (Análisis descriptivo de la distancia interespira de implantes sometidos a 500°C durante 15 minutos): La media de la distancia interespira de los implantes que pertenecen a este grupo es de 0,8700mm con un error típico de 0,01449mm, siendo el límite superior del intervalo de confianza para la media al 95% de 0,8993, mientras que el inferior de 0,8407mm. La media recortada al 5% fue de 0,8700mm, la mediana de 0,8550mm, la varianza de 0,008mm y la desviación típica de 0,09162mm.

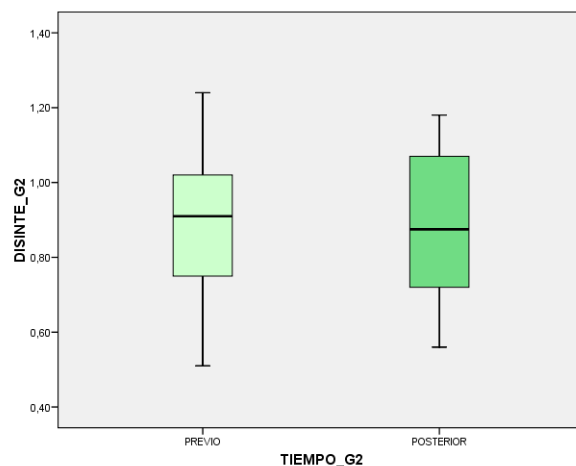


Descriptivos

DISINTE_G1

TIEMPO_G1		Estadístico	Error típ.	
PREVIO	Media	,8310	,01579	
	Intervalo de confianza para la media al 95%	Límite inferior	,7991	
		Límite superior	,8629	
	Media recortada al 5%	,8350		
	Mediana	,8500		
	Varianza	,010		
	Desv. típ.	,09987		
	Mínimo	,48		
	Máximo	1,03		
	Rango	,55		
	Amplitud intercuartil	,10		
	Asimetría	-1,100	,374	
	Curtosis	3,106	,733	
POSTERIOR	Media	,8700	,01449	
	Intervalo de confianza para la media al 95%	Límite inferior	,8407	
		Límite superior	,8993	
	Media recortada al 5%	,8700		
	Mediana	,8550		
	Varianza	,008		
	Desv. típ.	,09162		
	Mínimo	,64		
	Máximo	1,09		
	Rango	,45		
	Amplitud intercuartil	,12		
	Asimetría	,092	,374	
	Curtosis	,330	,733	

- Grupo 2 (Análisis descriptivo de la anchura apical de implantes sometidos a 500°C durante 30 minutos): La media de la distancia interespira de estos implantes fue de 0,8936mm con un error típico de 0,05406mm, siendo el límite superior del intervalo de confianza para la media al 95% de 1,0104mm, mientras que el inferior fue de 0,7768mm. La media recortada al 5% fue



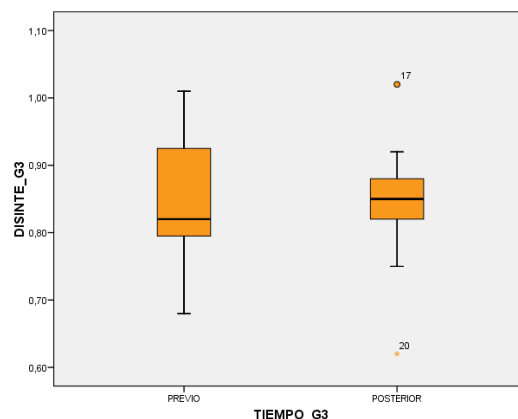
de 0,8962mm, la mediana de 0,8750mm, la varianza de 0,041mm y la desviación típica de 0,20228mm.

Descriptivos

DISINTE_G2

TIEMPO_G2		Estadístico	Error típ.	
PREVIO	Media	,8843	,05955	
	Intervalo de confianza para la media al 95%	Límite inferior	,7556	
		Límite superior	1,0129	
	Media recortada al 5%	,8853		
	Mediana	,9100		
	Varianza	,050		
	Desv. típ.	,22280		
	Mínimo	,51		
	Máximo	1,24		
	Rango	,73		
	Amplitud intercuartil	,32		
	Asimetría	-,089	,597	
	Curtosis	-,720	1,154	
POSTERIOR	Media	,8936	,05406	
	Intervalo de confianza para la media al 95%	Límite inferior	,7768	
		Límite superior	1,0104	
	Media recortada al 5%	,8962		
	Mediana	,8750		
	Varianza	,041		
	Desv. típ.	,20228		
	Mínimo	,56		
	Máximo	1,18		
	Rango	,62		
	Amplitud intercuartil	,37		
	Asimetría	-,052	,597	
	Curtosis	-,946	1,154	

- Grupo 3** (Análisis descriptivo de la distancia interespira de los implantes sometidos a 700°C durante 15 minutos):
 La media de la distancia interespira de estos implantes dentales es de 0,8456mm con un

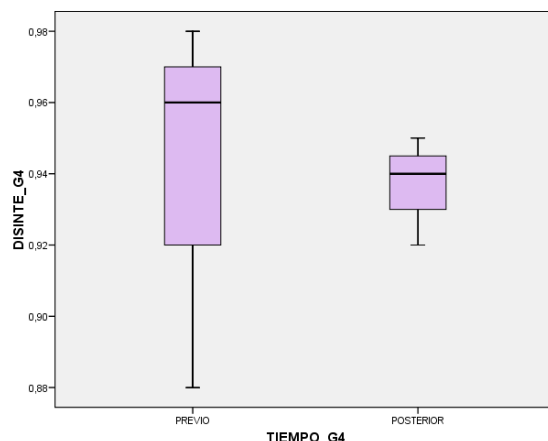


error típico de 0,02125mm, siendo el límite superior del intervalo de confianza para la media al 95% de 0,8909mm, mientras que el inferior de 0,8003mm. La media recortada al 5% fue de 0,8485mm, la mediana de 0,8500, la varianza de 0,007 y la desviación típica de 0,08501mm.

Descriptivos

DISINTE_G3		Estadístico	Error típ.	
TIEMPO_G3				
PREVIO	Media	,8425	,02529	
	Intervalo de confianza para la media al 95%	Límite inferior	,7886	
		Límite superior	,8964	
	Media recortada al 5%	,8422		
	Mediana	,8200		
	Varianza	,010		
	Desv. típ.	,10116		
	Mínimo	,68		
	Máximo	1,01		
	Rango	,33		
	Amplitud intercuartil	,15		
	Asimetría	,343	,564	
	Curtosis	-,567	1,091	
POSTERIOR	Media	,8456	,02125	
	Intervalo de confianza para la media al 95%	Límite inferior	,8003	
		Límite superior	,8909	
	Media recortada al 5%	,8485		
	Mediana	,8500		
	Varianza	,007		
	Desv. típ.	,08501		
	Mínimo	,62		
	Máximo	1,02		
	Rango	,40		
	Amplitud intercuartil	,07		
	Asimetría	-,778	,564	
	Curtosis	3,296	1,091	

- Grupo 4 (Análisis descriptivo de la distancia interespira de los implantes sometidos a 800°C durante 15 minutos): La media de la distancia interespira de estos implantes fue de 0,9367mm con un error típico de 0,00882mm, siendo

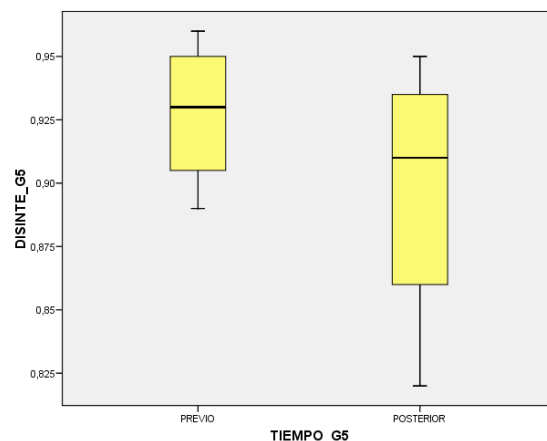


el límite superior del intervalo de confianza para la media al 95% de 0,9746mm, mientras que el inferior fue de 0,8987mm. La mediana fue de 0,9400mm, la varianza de 0,000mm y la desviación típica de 0,01528mm.

Descriptivos

DISINTE_G4		Estadístico	Error típ.	
TIEMPO_G4				
PREVIO	Media	,9400	,03055	
	Intervalo de confianza para la media al 95%	Límite inferior	,8086	
		Límite superior	1,0714	
	Media recortada al 5%	.		
	Mediana	,9600		
	Varianza	,003		
	Desv. típ.	,05292		
	Mínimo	,88		
	Máximo	,98		
	Rango	,10		
	Amplitud intercuartil	.		
	Asimetría	-1,458	1,225	
	Curtosis	.	.	
POSTERIOR	Media	,9367	,00882	
	Intervalo de confianza para la media al 95%	Límite inferior	,8987	
		Límite superior	,9746	
	Media recortada al 5%	.		
	Mediana	,9400		
	Varianza	,000		
	Desv. típ.	,01528		
	Mínimo	,92		
	Máximo	,95		
	Rango	,03		
	Amplitud intercuartil	.		
	Asimetría	-,935	1,225	
	Curtosis	.	.	

- Grupo 5 (Análisis descriptivo de la distancia interespira de los implantes sometidos a 800°C durante 45 minutos): La media de la distancia interespira de estos implantes fue de 0,8975mm con un error típico de 0,02780mm, siendo el

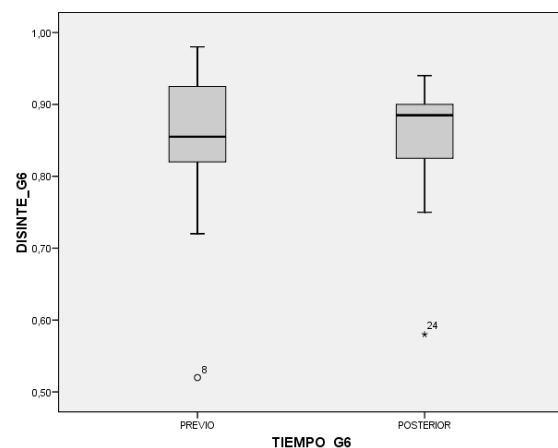


límite superior del intervalo de confianza para la media al 95% de 0,9860mm, mientras que el inferior fue de 0,8090mm. La media recortada al 5 % fue de 0,8989mm, la mediana fue de 0,9100mm, la varianza de 0,003mm y la desviación típica de 0,05560mm.

Descriptivos

DISINTE_G5				
TIEMPO_G5		Estadístico	Error típ.	
PREVIO	Media	,9275	,01493	
	Intervalo de confianza para la media al 95%	Límite inferior	,8800	
		Límite superior	,9750	
	Media recortada al 5%	,9278		
	Mediana	,9300		
	Varianza	,001		
	Desv. típ.	,02986		
	Mínimo	,89		
	Máximo	,96		
	Rango	,07		
	Amplitud intercuartil	,06		
	Asimetría	-,423	1,014	
	Curtosis	-,416	2,619	
	POSTERIOR	Media	,8975	,02780
Intervalo de confianza para la media al 95%		Límite inferior	,8090	
		Límite superior	,9860	
Media recortada al 5%		,8989		
Mediana		,9100		
Varianza		,003		
Desv. típ.		,05560		
Mínimo		,82		
Máximo		,95		
Rango		,13		
Amplitud intercuartil		,10		
Asimetría		-1,200	1,014	
Curtosis		1,819	2,619	

- Grupo 6 (Análisis descriptivo de la distancia interespira de los implantes sometidos a 500°C durante 15 minutos y posteriormente a 700°C durante otros 15 minutos):
La media de la distancia interespira de estos implantes fue de 0,8531mm con un error

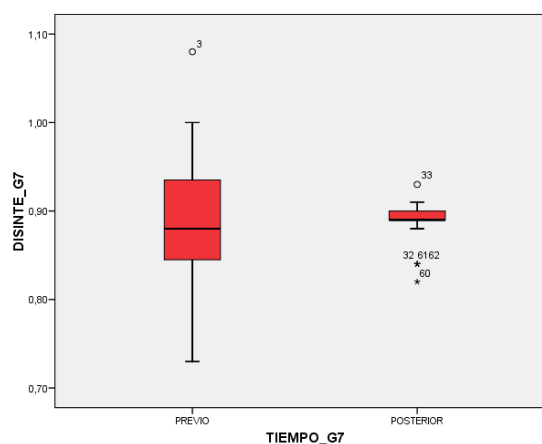


típico de 0,02217mm, siendo el límite superior del intervalo de confianza para la media al 95% de 0,9004mm, mientras que el inferior fue de 0,8059mm. La media recortada al 5 % fue de 0,8635mm, la mediana fue de 0,8850mm, la varianza de 0,008mm y la desviación típica de 0,08867mm.

Descriptivos

DISINTE_G6		Estadístico	Error típ.	
TIEMPO_G6				
PREVIO	Media	,8469	,02813	
	Intervalo de confianza para la media al 95%	Límite inferior	,7869	
		Límite superior	,9068	
	Media recortada al 5%	,8576		
	Mediana	,8550		
	Varianza	,013		
	Desv. típ.	,11253		
	Mínimo	,52		
	Máximo	,98		
	Rango	,46		
	Amplitud intercuartil	,11		
	Asimetría	-1,656	,564	
	Curtosis	4,036	1,091	
POSTERIOR	Media	,8531	,02217	
	Intervalo de confianza para la media al 95%	Límite inferior	,8059	
		Límite superior	,9004	
	Media recortada al 5%	,8635		
	Mediana	,8850		
	Varianza	,008		
	Desv. típ.	,08867		
	Mínimo	,58		
	Máximo	,94		
	Rango	,36		
	Amplitud intercuartil	,08		
	Asimetría	-2,167	,564	
	Curtosis	5,667	1,091	

- Grupo 7 (Análisis descriptivo de la distancia interespira de implantes sometidos a 1000°C durante dos horas)
La media de la distancia interespira de estos



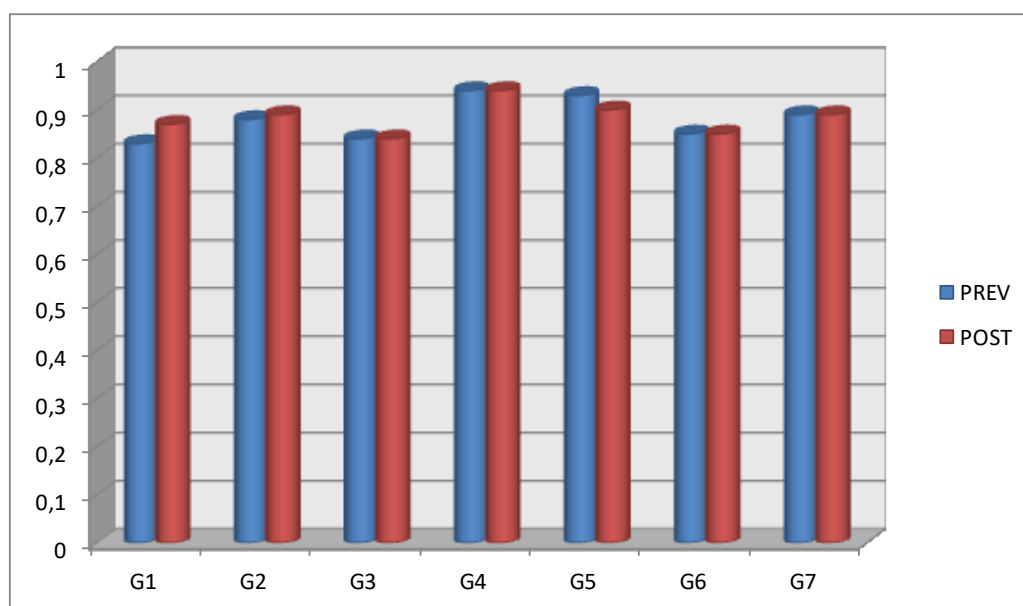
implantes fue de 0,8887mm con un error típico de 0,00422mm, siendo el límite superior del intervalo de confianza para la media al 95% de 0,8973mm, mientras que el inferior fue de 0,8801mm. La media recortada al 5 % fue de 0,8902mm, la mediana fue de 0,8900mm, la varianza de 0,001mm y la desviación típica de 0,02349mm.

Descriptivos

DISINTE_G7

TIEMPO_G7		Estadístico	Error típ.	
PREVIO	Media	,8923	,01389	
	Intervalo de confianza para la media al 95%	Límite inferior	,8639	
		Límite superior	,9206	
	Media recortada al 5%	,8918		
	Mediana	,8800		
	Varianza	,006		
	Desv. típ.	,07732		
	Mínimo	,73		
	Máximo	1,08		
	Rango	,35		
	Amplitud intercuartil	,10		
	Asimetría	,071	,421	
	Curtosis	,065	,821	
POSTERIOR	Media	,8887	,00422	
	Intervalo de confianza para la media al 95%	Límite inferior	,8801	
		Límite superior	,8973	
	Media recortada al 5%	,8902		
	Mediana	,8900		
	Varianza	,001		
	Desv. típ.	,02349		
	Mínimo	,82		
	Máximo	,93		
	Rango	,11		
	Amplitud intercuartil	,01		
	Asimetría	-1,518	,421	
	Curtosis	2,436	,821	

RESUMEN DE VALORES MEDIOS DISTANCIA INTERESPIRA GRUPOS (PREVIO – POSTERIOR)



5.2 Análisis inferencial de los datos.

5.2.1 Objetivo 1:

Comprobar si existe la posibilidad de identificar un implante dental insertado en los maxilares, a través del registro métrico de la anchura apical en una radiografía periapical antes de que sea sometido a altas temperaturas, cuando se compara de nuevo mediante el mismo registro métrico radiográfico, al haber sido sometido el implante a diferentes temperaturas.

Para la valoración de este objetivo, se analizará la respuesta de los implantes sometidos a distintas temperaturas, 500°, 700° y 800°, comparando con los implantes previos, no sometidos a las altas temperaturas.

	Grupo 1	Grupo 2	Grupo 3	Grupo 4	Grupo 5	Grupo 6	Grupo 7
Valor - P	0,268	0,839	0,985	0,700	0,886	0,539	0,003
Significación	NO DES	NO DES	NO DES	NO DES	NO DES	NO DES	DES

Se inició comparando la respuesta a las altas temperaturas de los implantes del grupo 1 (500° durante 15 minutos) y el grupo previo (no sometido a las altas temperaturas). Se determinó que no hay diferencias estadísticamente significativas, se tomó el grupo 1 como control y se determinó que dicho grupo puede ser útil para la identificación.

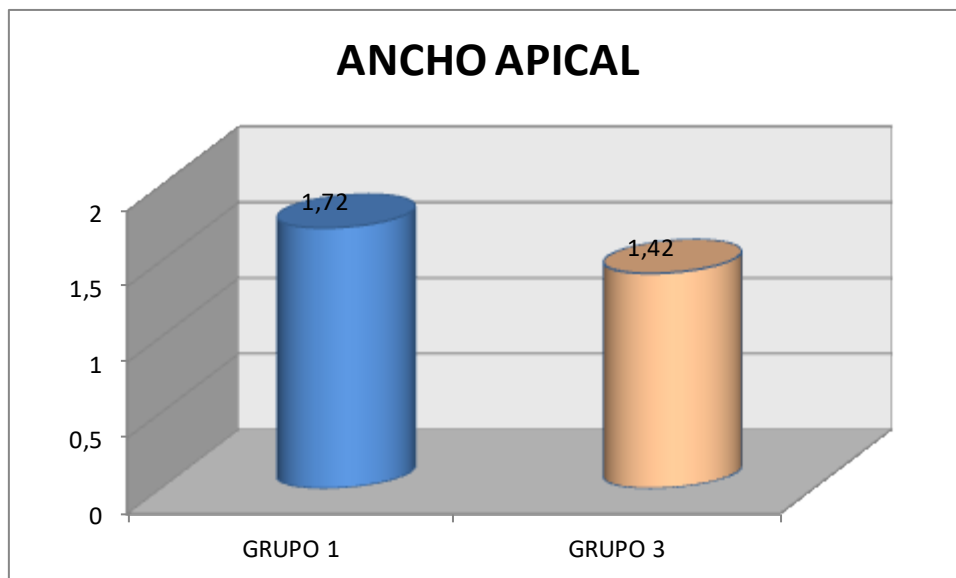
En segundo lugar, determinamos si era factible identificar un implante dental a través de la medición anchura apical previa a que sea sometido a altas temperaturas, cuando se compara de nuevo mediante el mismo registro radiográfico al haber sido sometido el implante a 700° durante 15 minutos.

En este caso, para valorar si era posible la identificación se escogió el grupo 1 (control a 500°) y el 3 (700° 15 minutos).

El aumento de la temperatura, es decir, los 700°C durante 15 minutos produce cambios dimensionales en el material del implante a nivel radiográfico, por lo que se puede determinar que hay diferencias estadísticamente significativas, por tanto, podría dificultar la identificación o interpretación de los implantes dentales.

Además, la prueba de Mann-Whitney obtuvo un Valor-P= 0,000<0,05, por lo que hay diferencias estadísticamente significativas.

Esto significa que el aumento de la temperatura a 700°C modifica la anchura apical del implante dental, y puede dificultar la identificación, por lo que no sería útil.



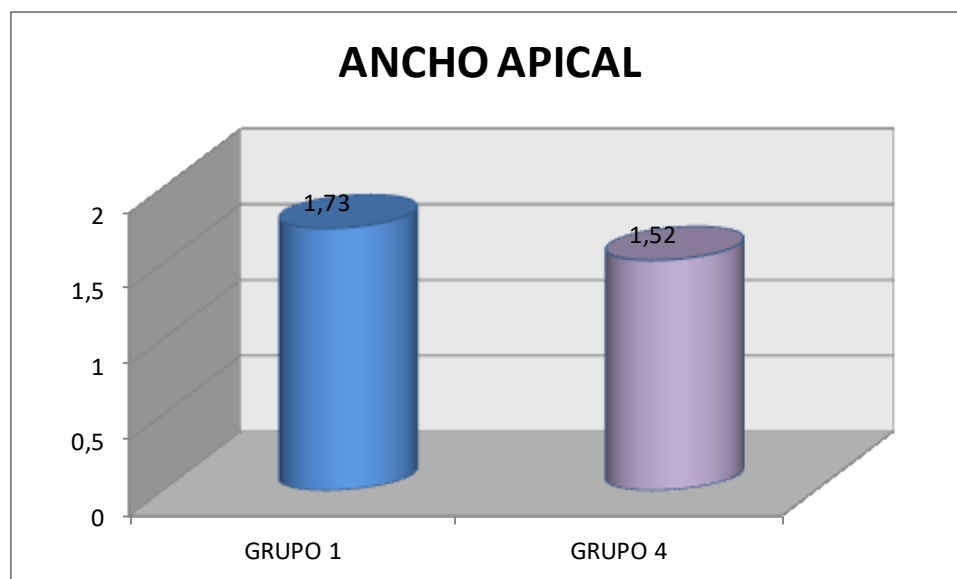
Por otra parte, se estableció si era viable el reconocimiento de un implante dental a través de la medición anchura apical en una radiografía periapical previa a que sea sometido a altas temperaturas cuando se compara de nuevo mediante el mismo registro radiográfico al haber sido sometido el implante a 800°C durante 15 minutos.

Al no haber diferencias estadísticamente significativas en el grupo 1 durante altas temperaturas (500°C durante 15 minutos) se decidió comparar con el grupo 4, en el que se sometieron los implantes a 800°C durante 15 minutos.

Los implantes fueron sometidos durante el mismo tiempo, lo único que cambió fue la temperatura, más alta. Al comparar los dos registros se observó que a pesar de aumentar la temperatura en 300°C durante 15 minutos no se vieron alteraciones en la superficie del implante, por lo que se puede determinar que no existen diferencias estadísticamente significativas.

La prueba de Mann-Whitney describió un Valor P- de $0,093 > 0,05$, por lo que al ser un mayor valor se puede determinar que no existen diferencias estadísticamente significativas, formándose el grupo 1 + 4.

Se determinó que la anchura apical de los implantes no se modificó por un cambio de temperatura de 500°C a 800°C en el mismo tiempo (15 minutos), por lo que podría ser útil y de gran ayuda para la identificación.



5.2.2 Objetivo 2:

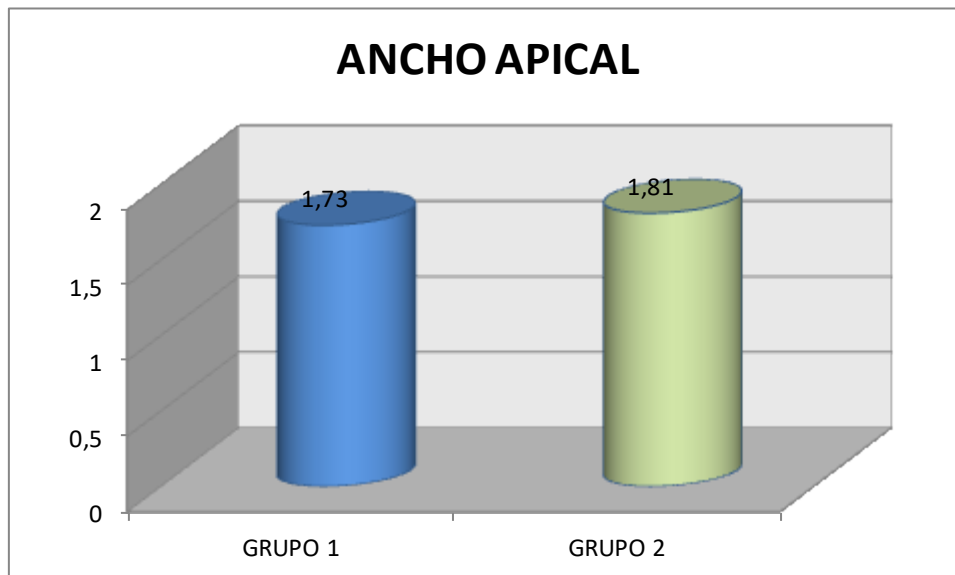
Determinar si es factible identificar un implante dental a través de la medición de la anchura apical en una radiografía periapical, previa a que sea sometido a altas temperaturas, cuando se compara de nuevo mediante el mismo registro métrico radiográfico, al haber sido sometido

el implante a incrementos de temperatura y tiempo, una vez ha sido insertado el implante en los maxilares.

Se inicio comparando la respuesta de los implantes del grupo 1 con el grupo 2. Dichos implantes se sometieron a la misma temperatura (500°C), pero con un tiempo de exposición distinto, el grupo 1 se expuso durante menos minutos (15) en comparación al grupo 2 que estuvo 30 minutos.

En esta primera comparativa se observo que a una temperatura constante, en este caso 500°, el tiempo no influye. Es decir no se observo mayor deformación del material del implante por estar sometido durante más tiempo. Por lo que podemos determinar por un controlador ajeno al estudio que no existen diferencias estadísticamente significativas.

Solo hablaríamos de diferencias estadísticamente significativas si observásemos alguna deformación del material en ese periodo de tiempo extra.



La prueba de Mann-Whitney determino un Valor- P = 0,424 > 0,05. Al ser el valor mayor a 0,05 podemos determinar que no existen diferencias estadísticamente significativas entre ambos grupos, generandose el grupo 1 + 2.

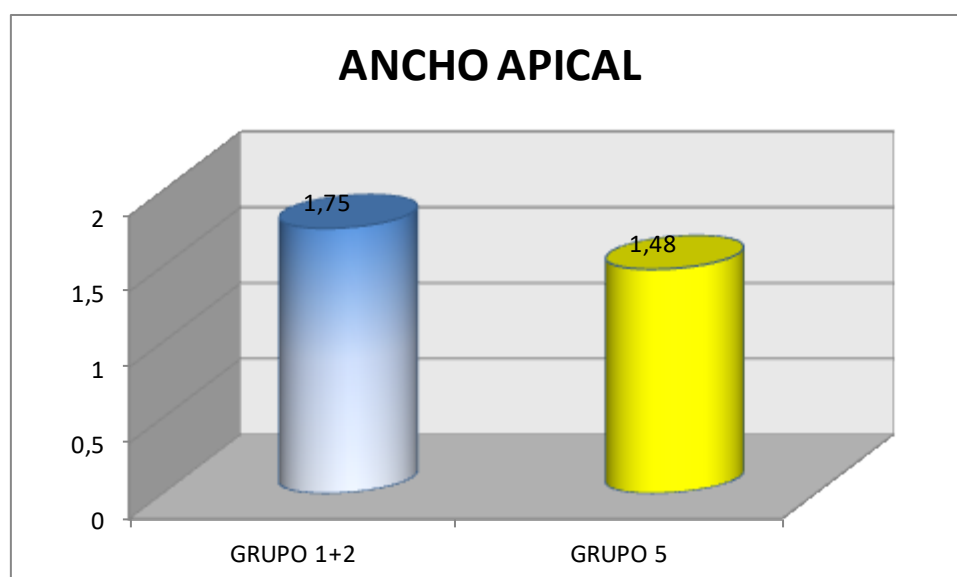
Esta primera comprobación determino que los implantes sometidos a 500°C durante 30 minutos no sufren deformaciones, por lo que podrían ser utiles para la identificación.

A continuación, se describio si era posible el reconocimiento de un implante dental a través de la medición anchura apical en una radiografía periapical previa a que sea sometido a altas temperaturas cuando se compara de nuevo mediante el mismo registro radiográfico al haber sido sometido el implante a 800°C durante 45 minutos.

Debido a que no existían diferencias significativas entre el grupo 1 y 2 , se comparo esta formación con el grupo 5, el cual se sometio a altas temperaturas (800°) durante 45 minutos, en comparación a la otra combinación que fue menos tiempo.

En este caso si que se observo alteraciones a nivel del diametro apical del implante, lo que se traduce en diferencias estadísticamente significativas, el aumento del tiempo y la temperatura si que influyen en la deformación del material del implante dental, produciendo cambios que afectaran a la identificación del mismo.

Al realizarse la prueba de Mann- Whitney , se obtuvo un valor P- 0,038m < 0,05, que al ser menor de 0,05 indica que SI hay diferencias estadísticamente significativas, las cuales debemos tener en cuenta.

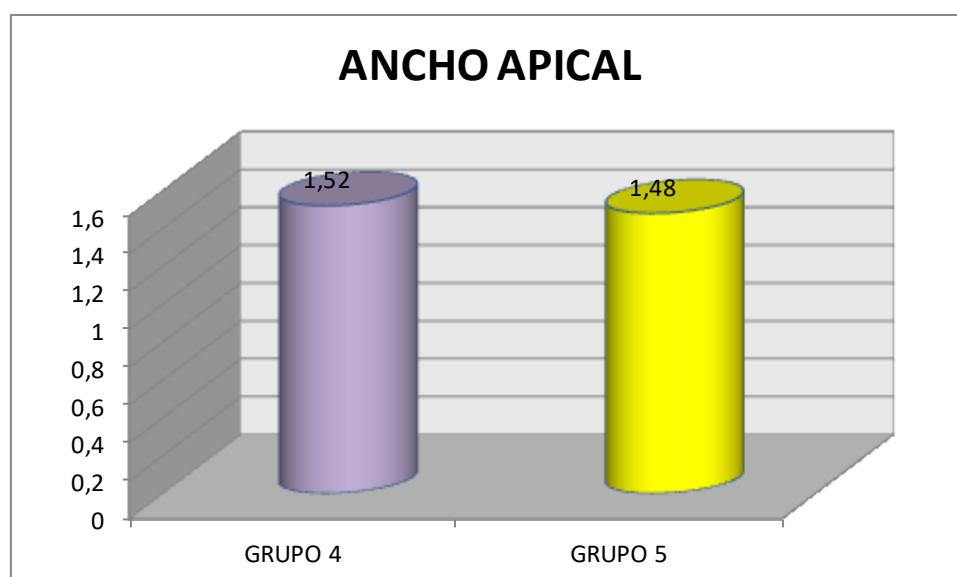


Se hizo posteriormente una comparativa entre el grupo 4 y 5, en el que se observó que a pesar de estar expuestos a la misma temperatura pero diferentes tiempos (el grupo 5 45 minutos con respecto al 4 que fue 15 minutos) no habían diferencias estadísticamente significativas.

Aunque en las otras comparativas hemos visto que a partir de 500 °C existen diferencias significativas, es decir alteraciones a nivel de la superficie del implante. Podríamos determinar que una vez alcanzadas esas temperaturas no habrá más alteraciones entre los grupos de implantes que se someten a temperaturas superiores a 800°C, incluso cuando el tiempo de exposición es mayor. Esto se traduce en el siguiente diagrama, donde se observa que no hay diferencias estadísticamente significativas entre el grupo 4 y 5, aunque sí que se vio diferencias con respecto al grupo control 1, que se sometió durante 15 minutos a 500°C.

Por lo que este parámetro podría ayudar a la identificación cuando se trata de altas temperaturas y tiempo prolongado.

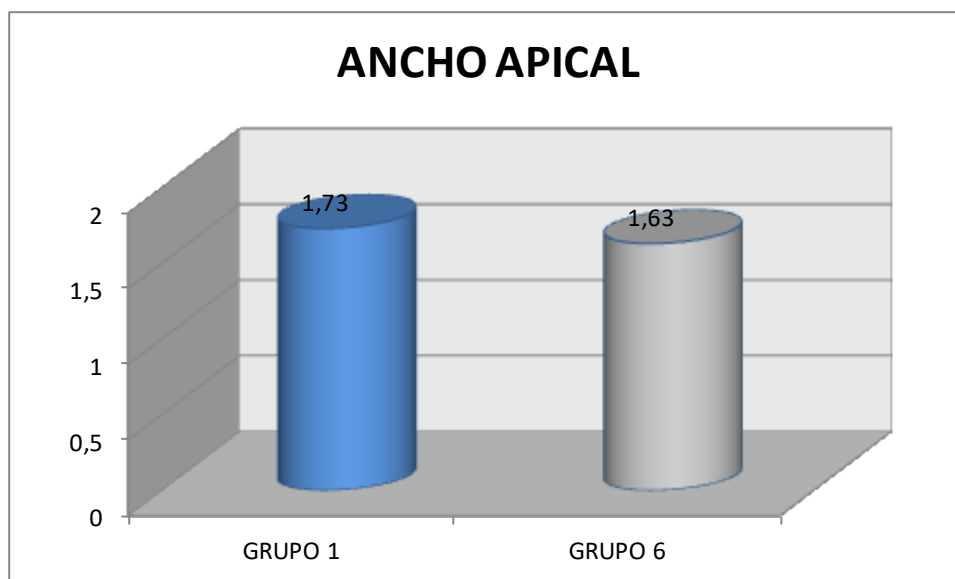
La prueba de Mann-Whitney determinó un Valor- $P = 1,000 > 0,05$, al ser mayor de 0,05 se clasifica como que NO hay diferencias estadísticamente significativas.



Posteriormente , se describió si es válido el reconocimiento de un implante dental a través de la medición anchura apical en una radiografía periapical previa a que sea sometido a altas temperaturas cuando se compara de nuevo mediante el mismo registro radiografico al haber sido sometido el implante a 500°C durante 15 minutos y posteriormente durante otros 15 minutos a 700°C.

En este caso se comparo el grupo 1 (implantes sometidos 15 minutos 500°C) con el grupo 6 (implantes sometidos 15 minutos 500°C y otros 15 minutos a 700°C), observandose que a pesar de aumentar el tiempo de exposición asi como la temperatura de forma alterna no habían diferencias estadísticamente significativas. Lo que se traduce en que no se observaron alteraciones en la superficie del implante que pudiesen dificultar la identificación.

La prueba de Mann- Whitney dio un Valor- $P = 0,376 > 0,05$, por lo que se determino que no habían diferencias estadísticamente significativas entre ambos grupos.

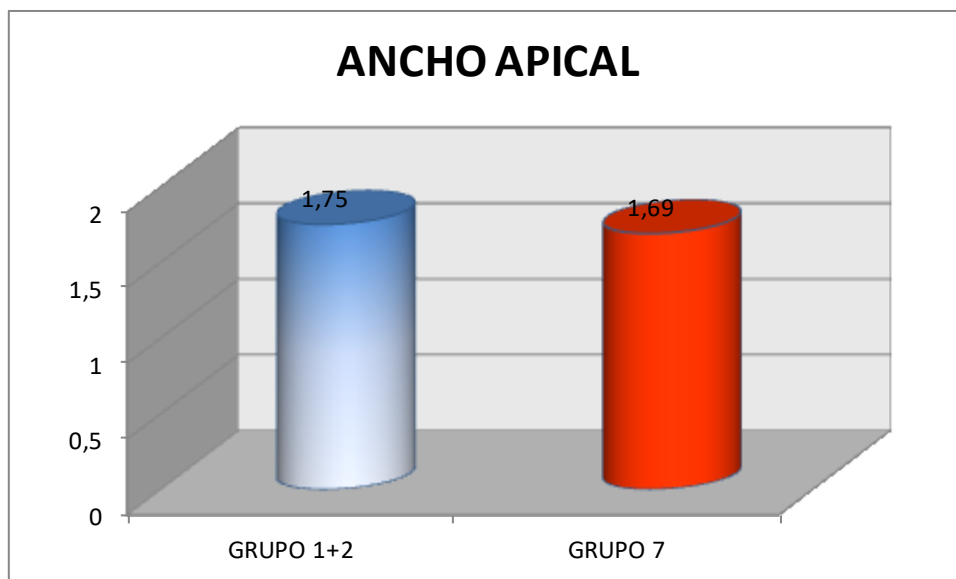


Y por ultimo se especifico si es viable el reconocimiento de un implante dental a través de la medición anchura apical en una radiografía periapical previa a que sea sometido a altas temperaturas cuando se compara de nuevo mediante el mismo registro radiografico al haber sido sometido el implante a 1000°C durante dos horas.

El grupo 7 se caracterizo por estar sometido hasta la calcinación total durante más de 2 horas a 1000°C. El grupo 1 y 2 no presentaba diferencias estadísticamente significativas, por lo que se utilizo esta combinación para determinar posibles cambios con respecto al 7.

En la comparativa se determino que no existen diferencias estadísticamente significativas, es decir, no hay cambios ni alteraciones en la superficie de los implantes con respecto a estos grupos, a pesar de estar sometidos durante más tiempo, pasaron de 15 minutos a más de dos horas , ni doblando la temperatura, pasaron de 500°C a 1000°C. Por lo que se puede determinar que no hay cambios en la anchura apical de estos impantes, favoreciendo la identificación.

En la prueba de Mann- Whitney el Valor- $P = 0,674 > 0,05$, lo que indico como se ha mencionado anteriormente que NO existen diferencias estadísticamente significativas.



5.2.3 Objetivo 3:

Analizar si es viable la identificación de un implante dental insertado en los maxilares, a través de la medición de la distancia interespira en una radiografía periapical previa a que sea sometido a altas temperaturas, cuando se compara de nuevo mediante el mismo registro métrico radiográfico, al haber sido sometido el implante a diferentes incrementos de temperatura.

Para la valoración de este objetivo, se analizará la respuesta de los implantes sometidos a distintas temperaturas, 500°, 700° y 800°, comparando con los implantes previos, no sometidos a altas temperaturas.

	Grupo 1	Grupo 2	Grupo 3	Grupo 4	Grupo 5	Grupo 6	Grupo 7
Valor - P	0,193	0,910	0,381	0,700	0,486	0,897	0,997
Significación	NO DES	NO DES	NO DES	NO DES	NO DES	NO DES	NO DES

Se inicio comparando la respuesta a las altas temperaturas de los implantes del grupo 1 (500° durante 15 minutos) y el grupo previo (no sometido a las altas temperaturas). Se determino que no hay diferencias estadísticamente significativas, estableciendo como grupo control el 1.

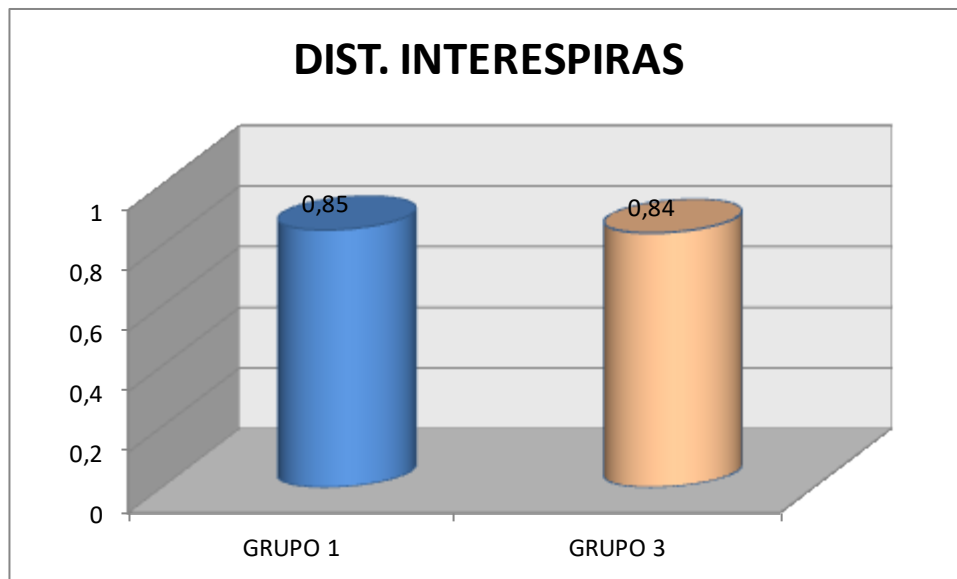
En segundo lugar, plasmamos si es factible la identificación de un implante dental a través de la medición de la distancia interespira en una radiografía periapical previa a que sea sometido a altas temperaturas cuando se compara de nuevo mediante el mismo registro radiografico al haber sido sometido el implante a 700°C durante 15 minutos.

Se comparo la respuesta de los implantes del grupo 1 con el grupo 3. Dichos implantes se sometieron a distintas temperaturas pero con el mismo tiempo de exposición, el grupo 1 se expuso a 500°C 15 minutos, en comparación al grupo 3 que estuvo expuesto a 700°C.

En esta primera comparativa se observo que a una temperatura distinta, en este caso 700°, la temperatura no influye. Es decir, no se observo mayor deformación del material del implante, distancia interespira, por estar sometido a mayor temperatura. Por lo que se puede determinar por un controlador ajeno al estudio que no existen diferencias estadísticamente significativas.

Solo se hablaría de diferencias estadísticamente significativas si se observa alguna deformación interespira con este aumento de temperatura.

La prueba de Mann- Whitney determino un Valor- P= 0,592 > 0,05, puesto que el valor es mayor se puede determinar que no hay diferencias estadísticamente significativas.



Se puede determinar que no hubo modificaciones interespira a pesar del aumento de temperatura y que este parametro puede ser util para la identificación del implante dental.

Por otro lado, se analizó si es posible el reconocimiento de un implante dental a través de la medición distancia interespira en una radiografía periapical previa a que sea sometido a altas temperaturas cuando se compara de nuevo mediante el mismo registro radiografico al haber sido sometido el implante a 800°C durante 15 minutos.

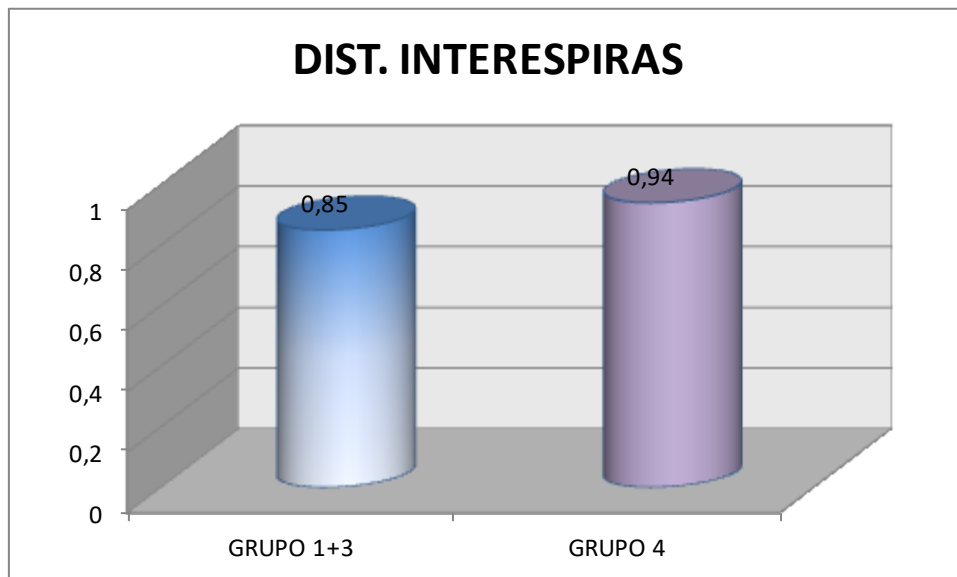
Se escogió el grupo 1 y 3, ya que, a pesar de estar expuestos el mismo tiempo, pero diferentes temperaturas, no presentaban diferencia estadísticamente significativa para compararlo con el grupo 4, con una temperatura mayor (800°C).

El aumento de la temperatura, es decir, los 800°C durante 15 minutos produce cambios dimensionales en la distancia interespira a nivel radiográfico, por lo que se puede determinar que hay diferencias estadísticamente significativas, por tanto, podría dificultar la interpretación o identificación de los implantes dentales.

Además, la prueba de Mann- Whitney obtuvo un Valor- $P = 0,032 < 0,05$, por lo que hay diferencias estadísticamente significativas.

Esto significa que el aumento de la temperatura a 800°C durante 15 minutos modifica la distancia interespira del implante dental, y puede dificultar

la identificación, por lo que no sería útil para poder comparar las imágenes radiográficas y esta investigación.



5.2.4 Objetivo 4.

Plasmar si es factible la identificación de un implante dental insertado en un maxilar a través de la medición de la distancia interespira en una radiografía periapical previa a que sea sometido a altas temperaturas y diferentes tiempos, cuando se compara de nuevo mediante el mismo registro radiográfico.

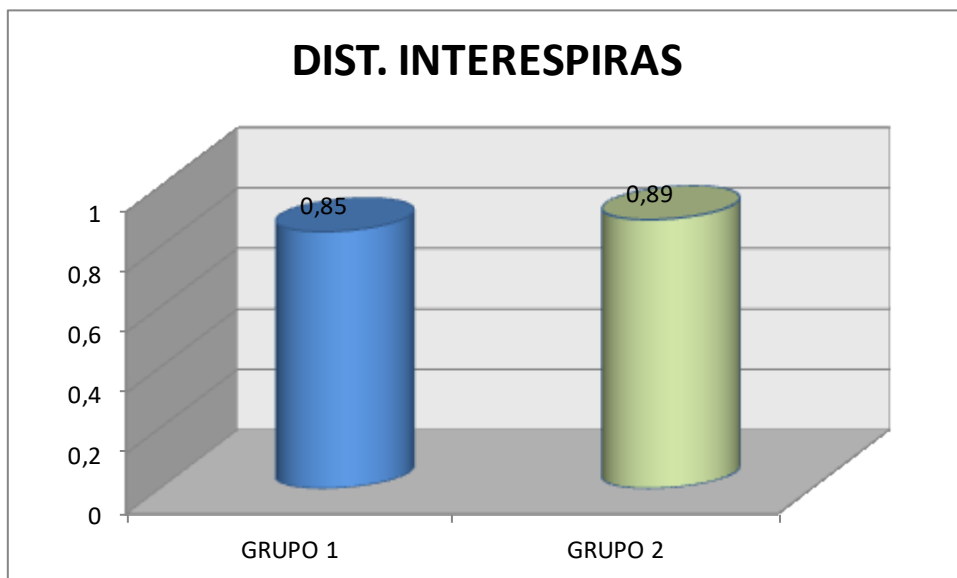
En primer lugar, determinamos si era factible identificar los implantes dentales que se sometieron a la misma temperatura pero diferentes tiempos. El grupo 1 se sometio durante 15 minutos a 500°C, al igual que el grupo 2, pero durante 30 minutos.

En este caso se intenta determinar si el tiempo al que se expone el material del implante influye en la deformación de la distancia interespira de la superficie del implante.

Puesto que no hubo diferencias estadísticamente significativas se puede determinar que no se presentaron alteraciones a pesar que el tiempo de exposición fue mayor en el segundo grupo. Se puede determinar que al menos hasta los 30 minutos no se van a observar deformaciones a nivel de la superficie interespira del implante.

En la Prueba de Mann-Whitney se concluyó que el valor $P = 0,435 > 0,05$ determinaba que no habían diferencias estadísticamente significativas entre ambos grupos.

Esto concluye que se puede realizar la identificación a través de la distancia interespira si se comparan estos dos grupos.

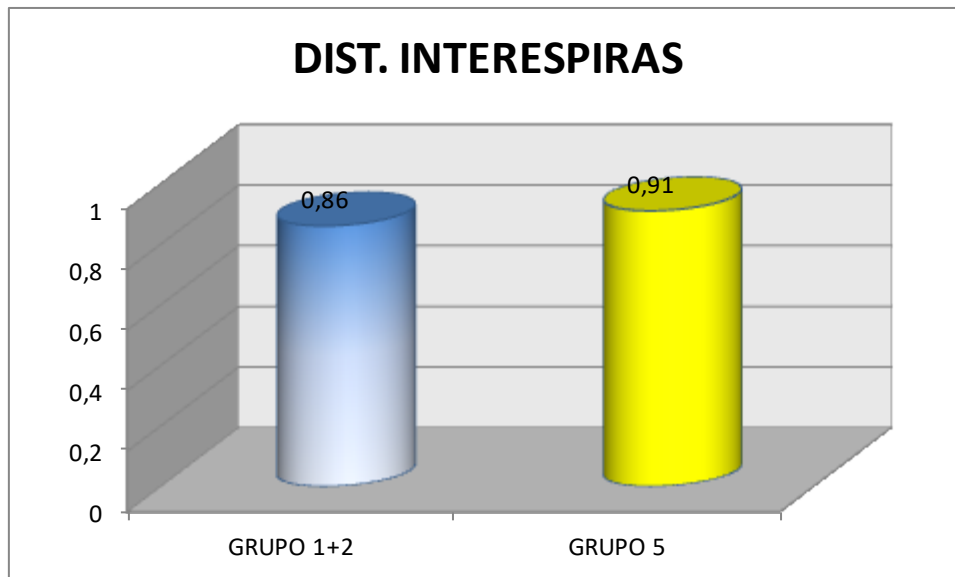


Consecutivamente, detallaron si es posible el reconocimiento de un implante dental a través de la medición de la distancia interespira en una radiografía periapical previa a que sea sometido a altas temperaturas cuando se compara de nuevo mediante el mismo registro radiográfico al haber sido sometido el implante a 800°C durante 45 minutos.

Se comparó el grupo 1 + 2 con el grupo 5, puesto que la combinación 1+2 no presenta diferencias estadísticamente significativas. Mientras que en la combinación de grupos se sometieron a 500°C con intervalos de 15 y 30 minutos, en el grupo 5 se sometieron a 45 minutos los implantes dentales a 800°C .

En este caso no se observaron diferencias estadísticamente significativas, por lo que se podría determinar que no se producen cambios en la distancia interespira del implante dental, lo cual facilita la identificación radiográfica a pesar que los implantes sean sometidos durante mayor tiempo y temperaturas más altas.

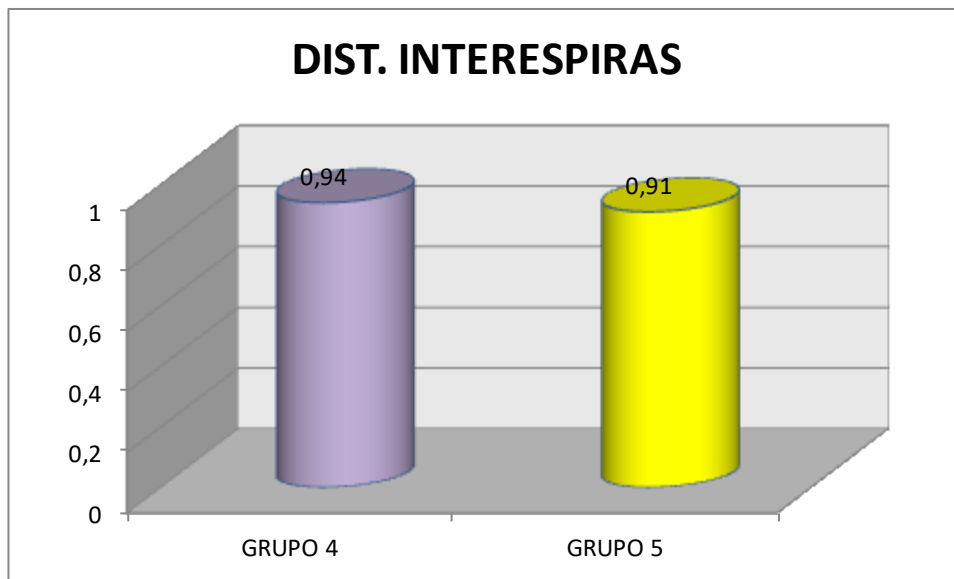
Tras la realización de la Prueba de Mann-Whitney, se obtuvo un valor- $P=0,086 > 0,05$, lo que indica que NO existen diferencias estadísticamente significativas entre ambos grupos.



A posteriori se realizó una comparación entre el grupo 4 y 5, en estos grupos se sometieron los implantes dentales a la misma temperatura (800°C), sin embargo los tiempos fueron distintos, el grupo 4 durante 15 minutos y el grupo 5 45 minutos.

El estudio estadístico determinó que NO existen diferencias significativas entre ambos grupos, por lo que la medición de la distancia interespiras a nivel radiográfico no se va a ver afectada a pesar de aumentar el tiempo de exposición hasta 45 minutos. Por lo tanto, sería útil para facilitar la identificación de los implantes dentales.

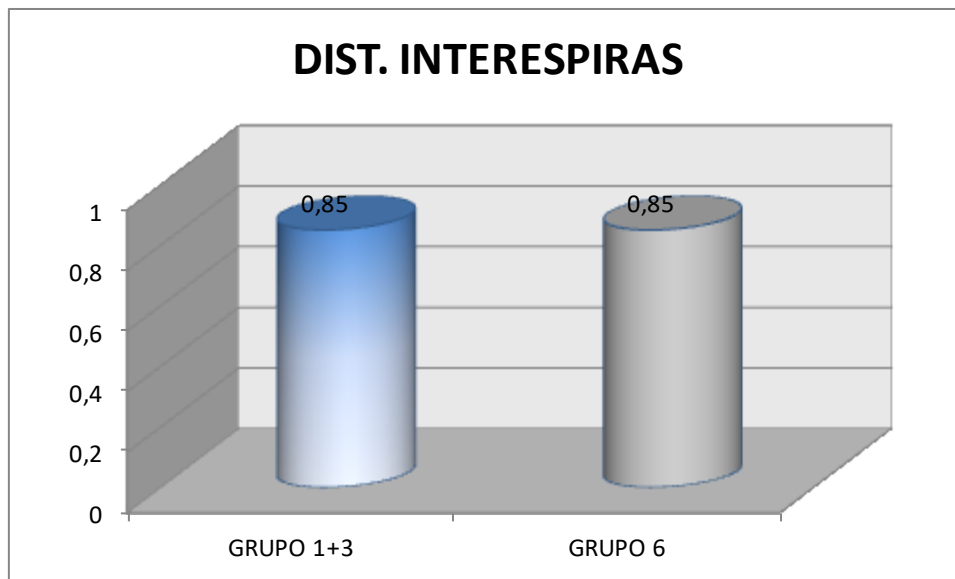
La prueba de Mann-Whitney determinó un Valor- $P = 0,400 > 0,05$, no habiendo diferencias estadísticamente significativas. Por lo que este parámetro sería de gran ayuda para la identificación.



Seguidamente se especifico si es válido el reconocimiento de un implante dental a través de la medición de la distancia interespira en una radiografía periapical previa a que sea sometido a altas temperaturas cuando se compara de nuevo mediante el mismo registro radiografico al haber sido sometido el implante a 500°C durante 15 minutos y posteriormente durante otros 15 minutos a 700°C.

Se escogió la composición del grupo 1(implantes sometidos durante 15 minutos a 500°C) y 3 (implantes sometidos a 700°C durante 15 minutos), ya que a pesar de estar expuestos el mismo tiempo, pero diferentes temperaturas, no presentaban diferencias estadísticamente significativas para compararlo con el grupo 6.

Al no existir diferencias estadísticamente significativas se pudo determinar que a pesar de someter los implantes de un mismo sujeto a 500°C durante 15 minutos y hasta los 30 minutos en el mismo sujeto a 700°C no se producían cambios en la distancia interespira de las radiografías periapicales.



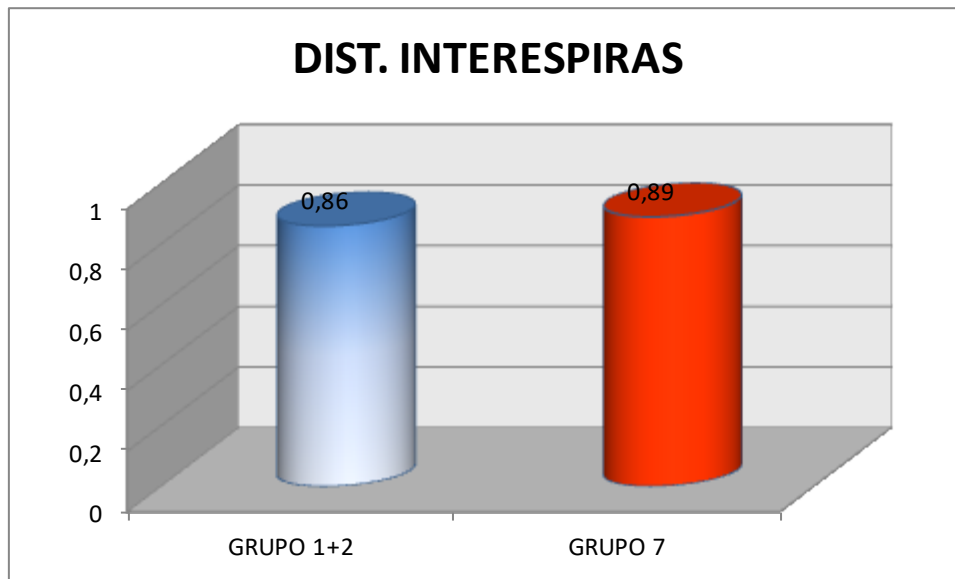
Se realizó la prueba de Mann Whitney con un Valor P- $0,375 > 0,05$, lo que determinó que no había diferencias estadísticamente significativas entre ambos grupos al ser el valor p mayor a 0,05.

Por ultimo, se determino si es factible la identificación de un implante dental a través de la medición de la distancia interespira en una radiografía periapical previa a que sea sometido a altas temperaturas cuando se compara de nuevo mediante el mismo registro radiografico al haber sido sometido el implante a 1000°C durante dos horas.

El grupo 7 se carecterizo por estar sometido hasta la calcinación total durante más de 2 horas a 1000°C . El grupo 1 y 2 no presentaba diferencias estadísticamente significativas, por lo que se utilizo esta combinación para determinar posibles cambios con respecto al 7.

En la comparativa se determino que existen diferencias estadísticamente significativas, es decir, hay cambios en la distancia interespira con respecto a estos grupos, pasaron de 15 minutos a más de dos horas y de 500°C a 1000°C . Por lo que se puede determinar que hay cambios en la distancia interespira de estos implantes, dificultando la identificación.

En la prueba de Mann- Whitney el Valor- $P= 0,041 < 0,05$, lo que indico como se ha mencionado anteriormente que Si existen diferencias estadísticamente significativas.



En lo que respecta al incremento de la temperatura de exposición:

- Anchura apical: Si existen diferencias estadísticamente significativas cuando se aumenta 700°C en un máximo de 15 minutos.
- Distancia interespira: Si existen diferencias estadísticamente hasta los 800°C durante 15 minutos, a partir de los cuales se ha observado cambios dimensionales que pueden alterar la medición de la distancia interespira.

Por lo que respecta al tiempo de sometimiento de los implantes dentales a las altas temperaturas.

- Anchura apical: Si existen diferencias estadísticamente significativas en el aumento del tiempo hasta los 45 minutos a una temperatura de 800°C, sin embargo, no se observaron diferencias a los 500°, 700°C ni a las 2 horas con 1000°.
- Distancia interespira: No existen diferencias estadísticamente significativas en el aumento del tiempo hasta los 45 minutos a una temperatura de 800°C, como tampoco existen a los 500°, pero si existen diferencias estadísticamente significativas a las 2 horas a 1000°.

La combinación de temperatura y tiempo reveló que:

- Anchura apical: No existen diferencias estadísticamente significativas excepto cuando se eleva a 700°C durante 15 minutos y a 800°C durante 45 minutos. En el resto de las temperaturas y tiempos no se observó diferencias, ni cuando se eleva de 500°C a 800°C durante 15 minutos, tampoco cuando se eleva de 500°C a los 1000°C desde los 15 minutos hasta los 120 minutos, ni desde los 800°C a los 1000°C desde los 45 a los 120 minutos.
- Distancia interespira: No existen diferencias estadísticamente significativas, excepto cuando los implantes son sometidos a 800° durante 15 minutos o cuando son recuperados de la calcinación total durante dos horas. No hay cambios estadísticos significativos cuando se eleva la temperatura y el tiempo de exposición desde los 500°C a los 700°C, con un intervalo de 15 a 30 minutos, pero si existen diferencias estadísticamente significativas a las 2 horas y 1000°.

Al analizar todos los datos registrados y combinar las dos variables, se puede determinar que existen cambios en función del aumento de la temperatura y el tiempo de exposición, sin embargo, podría no haber correlación y estar debido a la distorsión radiográfica.

6.DISCUSIÓN

Las tareas de identificación cadavérica en grandes catástrofes u homicidios pueden presentar complicaciones. Hoy en día se puede encontrar de forma habitual implantes dentales en las víctimas, lo cual ayuda a la hora de identificar al individuo, sobre todo frente a la ausencia de ADN o huellas dactilares, en los casos que han sido destruidas todas las pruebas y no se tiene elementos para investigar.

La cavidad oral permite registrar datos idóneos para la necroidentificación, gracias a su accesibilidad, simpleza, individualidad, diversidad de elementos presentes, resistencia a los agentes físicos, químicos, biológicos, etc. Los registros previos que se puede disponer en la historia clínica van a facilitar el estudio posterior de los investigadores. (Labajo, 2009) Hoy en día el odontólogo tiene un papel fundamental en las investigaciones de reconocimiento de las víctimas. (Clark, 1994; Valenzuela et al, 2001; Whittaker, 1994)

Todos los registros tomados, deberán ser marcados cuidadosamente y seguir una cadena de custodia, registrando los datos de los responsables de la custodia (Disaster victim identification guide, 2009)

El proceso de cremación no solo se presenta en grandes catástrofes. También puede ser utilizado el fuego con objetivos maliciosos para eliminar la evidencia forense en procesos criminales, evitando así la identificación y recuperación de cadáveres o restos. (Fantón & Jdeed, 2006)

Los implantes dentales tienen una gran resistencia a los agentes mecánicos y térmicos, esto unido a su aumento de uso en los últimos años determina que son una posible herramienta de ayuda en el proceso de necroidentificación. Además, los implantes dentales se encuentran en el interior de la cavidad oral, insertados en el interior del hueso, estando protegidos tanto por los tejidos duros como blandos, siendo menos susceptibles a la exposición directa del fuego y pudiendo afectarse menos por el aumento de la temperatura que se produce en su entorno. Estos dispositivos están fabricados por metal en diferentes grados como es el titanio, o por una aleación de este. En los últimos años también se han observado implantes fabricados de cerámica (óxido de

zirconio). Los materiales nombrados se caracterizan por su alta resistencia química y física. (Berketa et al, 2010; Miranda G, Moreira A & Melani R, 2019)

El motivo por el que se ha llevado a cabo esta tesis doctoral, es evaluar a nivel macroscópico mediante radiografía dental si existen cambios dimensionales pre y post-mortem en implantes dentales sometidos a altas temperaturas y si se es capaz de identificarlos. Se realizó una primera fase del proyecto, que incluye la realización de radiografías periapicales con la técnica paralela en las distintas etapas del tratamiento de implantes. Una vez se ha identificado el implante a nivel radiográfico, fue extraído y se realizaron fotografías dentales siguiendo el mismo protocolo fotográfico previo. Mediante este proceso se valora si era factible identificar a los portadores de los implantes dentales sometidos a altas temperaturas con mayor veracidad.

Para este estudio fue fundamental una investigación exhaustiva comparando los datos post-mortem y pre-mortem por parte de los odontólogos forenses. Las historias clínicas deben ser completas, en muchas ocasiones se carecen de datos importantes y necesarios en la identificación. (Moya et al, 1994)

Por otra parte, la radiología dental es fundamental para la identificación, es una de las pruebas ante-mortem más usadas por los odontólogos, no costosa, sencilla y rápida. (Lee et al, 2004) Existen diferencias culturales o legales que no permiten la resección ósea para la identificación de los implantes, en cuyo caso las radiografías intraorales se convierten en la mejor alternativa. (Berketa et al, 2010)

El diseño macroscópico de los implantes a nivel radiográfico puede favorecer la identificación de los sujetos, así como la creación de un perfil dental, permite reducir el abanico de búsqueda y simplificarla. (Bell, 2001; Pretty & Addy, 2002; Zhou & Abdel-Mottaled, 2005)

La identificación humana ha sido estudiada durante largas décadas y ha ido avanzando gradualmente. Los métodos más utilizados son: identificación dental, huella dactilar y comparación de ADN. Sin embargo, la radiografía dental también puede ser una buena alternativa para la identificación. Existe un

estudio relativamente actual, en el que se utilizó una cámara con 10:1 megapíxel KODAK para hacer unas fotos de la rugosidad del paladar que posteriormente sería comparada mediante un sistema software Adobe Photoshop 8.0 Software. (Rezwana, Ragendra, Patil et al, 2013) En este proyecto también se realizaron las mediciones a través de este software, para posteriormente valorar con el análisis estadístico si había diferencias significativas. En primer lugar, se calculó la magnificación de las radiografías por la proyección del foco, que producía errores milimétricos que fueron compensados por un registrador ajeno, el cual realizó una sencilla valoración de la magnificación a nivel de la anchura coronal, que extrapoló a cada una de las variables del estudio. Corrigió la distorsión de las radiografías gracias a las mediciones reales sobre los implantes tomadas posteriormente a la incineración que servían de referencia mediante un pie de rey digital: la anchura coronal real. Una vez registrados estos datos calculo la magnificación con respecto a la radiografía del implante post-quemado, que había medido previamente con la herramienta del programa informático, previo a la extracción del implante del hueso para su medición. La realización del cociente entre ambas medidas (real post-quemado y radiografía post-quemado), proporciono una cantidad numérica de la magnitud de la variación de la medida entre la obtenida en la placa radiográfica y la medida real en el implante, para poder aplicarse posteriormente al resto de variables.

Por el contrario, en el estudio desarrollado por Rezwana and cols, una vez se dispuso de las fotos se realizó una superposición de las imágenes hasta determinar el nivel de magnificación para poder determinar si era correcta la muestra. En la investigación no se utiliza el mismo sistema, superponiendo imágenes fotográficas previas y post para identificar los implantes, sin embargo, se calcula el nivel de magnificación al igual que este estudio para validar la investigación. (Rezwana Begum Mohammed, Ragendra.G, Patil and cols, 2013)

El principal objetivo de la identificación es presentar datos ante-mortem y post-mortem. Tal y como se comento anteriormente, un correcto registro radiográfico junto a su superposición va a favorecer a la correcta identificación. (Labajo, 2009)

La acción del fuego y el calor sobre los tejidos humanos provoca grandes cambios estructurales, los cuales en ocasiones hacen imposible el reconocimiento facial, el uso de la papiloscopia y de otros métodos comunes de identificación. (Moya et al, 1994)

Identificar un cuerpo sometido a la acción del fuego es una tarea dificultosa. La extensión del daño que provoca el fuego en una víctima depende de la temperatura y el tiempo de exposición a éste.

Para incinerar a un sujeto adulto es preciso temperaturas que van desde los 800° a 1200°C durante 45 a 120 minutos dependiendo del tamaño y del contenido en agua, dejando tras esto, de 1 a 3 Kg de cenizas (Prokop & Göhler,1976). Sin embargo, otros autores, han establecido que es necesario de una hora y media a dos horas y media con temperaturas en torno a 1000°C (DJ Dimaio & VJM Dimaio,1989), mientras que cuando se realizaba con motores de gas se necesitaba de una hora a hora y media a 800°C. (Spitz,1993)

La pulpa dental, contiene ADN y se encuentra protegida por el tejido dentario frente las agresiones externas, resultando muy útil para la identificación. (Schwartz, EA, Schwartz, Mieszerski, McNally & Kobilisky, 1991) Los molares son los que poseen una mayor cámara pulpar por lo que son principalmente los escogidos para la extracción del ADN. En el caso que presenten exposición pulpar, ya sea debido a caries o fracturas, se escogerá otro grupo dentario, que por orden de preferencia será: premolares no dañados, caninos no dañados y finalmente incisivos no dañados. (Labajo, 2009)

Sin embargo, en ocasiones, a pesar de todos los métodos identificativos de los que se dispone no es suficiente y hay que recurrir a otras técnicas identificativas. El uso de los implantes dentales para la rehabilitación oral es una técnica que se ha establecido mundialmente y que puede servir como método identificativo, gracias a la superposición de imágenes y otros procedimientos. (Berketa et al, 2010)

Los implantes carecen de la individualidad que poseen las restauraciones hechas a mano, ya que son producidos en masa (Berketa et al,

2011), además la principal ventaja que presentan es la gran resistencia a los agentes mecánicos y térmicos. (Allen E & Allen P, 2006; Simpson et al, 2007) En situaciones de calor extremo, se ha visto que la corona de los dientes se separa de la raíz, probablemente debido a la anatomía del diente permitiendo así la evaporación del tejido pulpar (Herschaf et al, 2006) e impidiendo la utilización del ADN presente en este tejido para realizar técnicas de biología molecular. (Pötsch et al, 1992)

En casos de severa incineración, el cuerpo del implante y el pilar pueden ser los únicos restos dentales existentes, ya que los materiales dentales convencionales, entre los que se encuentran, la amalgama, el composite y el oro, se pueden derretir o distorsionar (Merlati et al., 2004; Fairgrieve, 2008; Herschaf et al., 2006) Los implantes poseen un alto punto de fusión, los de titanio por encima de los 1650°C, (Van Noort, 1987) mientras que los de zirconio superan los 1850°C. (Gomez, 2011) Esta propiedad física de los implantes, junto con los diferentes diseños, diámetros, longitudes y tratamientos de superficie podría ayudar a la identificación de las víctimas, sobre todo en casos donde exista ausencia de otras evidencias científicas, como el DNA o las huellas dactilares, y exista pérdida de restos dentales frágiles. (Berketa et al.,2010)

La revisión bibliográfica realizada demuestra que no existen muchas investigaciones experimentales para determinar qué cambios ocurren en los implantes dentales sometidos a altas temperaturas, ni siquiera a nivel macroscópico, por lo que serían precisas más investigaciones sobre este tema, sobre todo a nivel radiográfico. (Holden et al, 1995)

Otra disimilitud con respecto a estos autores es la presencia de implantes post-extracción, así como implantes en hueso maduro cicatrizado. En la tesis presentada no se observaron diferencias estadísticamente significativas.

Berketa and cols realizaron un estudio sobre los implantes dentales en el que compararon radiografías antes y después de ser sometidos a altas temperaturas. Los implantes fueron sometidos a las altas temperaturas en un horno indicado para cerámica y sin ningún mecanismo de soporte, es decir,

aislados de elementos que los protejan, en contraposición a esta tesis, donde los implantes se encontraban alojados en el interior de los maxilares de modelos anatómicos humanos.

Dichos autores plasmaron que había un ligero aumento de la medida del implante en 0,1mm aproximadamente, pero no especifican la cantidad exacta ni en que porción del implante afectaba, o si había algún parámetro del implante (por ejemplo, la anchura apical) que se afectara más que otro. Pero determinan que, a pesar de esta alteración, no se veían afectadas las espiras ni los surcos característicos de los implantes.

En cuanto a la composición, Berketa y cols usaron implantes de titanio puro y aleación de TiAl₄V, por el contrario, en el estudio utilizaron además implantes de Óxido de Zirconio. De la misma manera que en este estudio no se realizó una clasificación de los implantes en función de su material y respuesta, puesto que los materiales descritos presentan comportamientos similares frente a las altas temperaturas. Por lo que respecta al Óxido de Zirconio al tratarse de un material más desconocido, se necesita realizar más estudios sobre este material. (Berketa et al, 2011)

Los implantes gozan de un alto punto de fusión, los de titanio por encima de los 1650°C (Van Noort,1987), mientras que los de zirconio superan los 2380°C (Gómez & Montero, 2011) Estas características específicas de los implantes podrían ayudar a la identificación de las víctimas sobre todo en casos donde exista ausencia de otras evidencias científicas, como el DNA o las huellas dactilares, y exista pérdida de restos dentales frágiles. (Berketa et al, 2010)

En este estudio, los implantes de Óxido de Zirconio tan solo se utilizaron en el grupo 1 (implantes sometidos a 500° durante 15 minutos) y grupo 2 (implantes sometidos a 500°C 30 minutos), observándose que no existían diferencias estadísticamente significativas utilizando como variables la anchura apical y distancia interespira, por lo que es posible la identificación durante ese tiempo y temperatura de exposición. La ausencia de alteraciones significativas se verá reflejado en las placas radiográficas previas y posteriores.

Este proyecto no coincide con el tiempo de exposición al que son sometidos los implantes, sin embargo, en el estudio de Berketa determinaron que sobre los 1125°, temperatura máxima a la que se llegó en este estudio, se observan pequeñas alteraciones que no afectarían en la identificación de los implantes, esta investigación determina que la anchura apical no va a sufrir modificaciones que dificulten la identificación (Berketa et al, 2011), sin embargo, la distancia interespira de esta investigación a 1000°C durante dos horas sí las sufre, dificultando la identificación posterior.

Tal como se ha mencionado en el estudio de Berketa no existieron alteraciones en las imágenes radiográficas antes y después del sometimiento de calor. Por el contrario, en este estudio en el que se clasificaron 7 grupos si se observaron alteraciones radiográficas a nivel de los implantes en función de las variables anchura apical y distancia interespira, las diferentes temperaturas y tiempos de exposición.

Otra diferencia importante entre este estudio y esta investigación fue el horno crematorio que se utilizó, mientras que para el estudio de Berketa se usó un horno de laboratorio de cerámica en que se iba aumentando la temperatura de 100° en 100° (Berketa et al, 2011), este estudio utilizó un horno profesional para la incineración de cadáveres en un crematorio. Los dos hornos presentan termostato para controlar la temperatura y tiempo de exposición, pero las cámaras de combustión son distintas, asemejándose más las del estudio a lo que sucede en las grandes catástrofes, aire libre, automóviles en llamas, aviones, etc. La investigación de Berketa alcanzó como temperatura máxima 1125° que se contrarrestó por la apertura de la puerta del horno cada 100° para hacer fotografías, lo cual no se realiza en el estudio de esta tesis, puesto que la puerta se mantuvo cerrada en todo momento, solo se habría para extraer los modelos anatómicos antiguos o introducir nuevos modelos anatómicos. Con lo que respecta a la temperatura máxima, en este estudio se alcanzó los 1000°, pero con la diferencia que se mantuvo durante dos horas en el grupo 7 hasta la calcinación total. Tanto para la anchura apical como para la distancia interespira se observaron diferencias estadísticamente significativas, por lo que estas variables no son útiles para la identificación.

A diferencia del estudio de Berketa en el que se valoraba principalmente los cambios a una temperatura máxima, en este estudio tal y como se ha desarrollado también se valoraron los cambios para tiempos y temperaturas intermedias, observándose que había diferencias estadísticamente significativas en algunas variables.

Se considera que estas diferencias probablemente sean debidas a la proyección con la que se realizó la radiografía. En el estudio de Berketa y cols, se realizó la radiografía al implante engarzado en una base de resina, se efectuó una marca en la cabeza del implante con una fresa montada en turbina de alta velocidad para evitar su rotación, facilitando la reproducción posterior de la posición del implante. Se situó la placa a la misma distancia, misma posición, evitando la distorsión en la radiografía. A diferencia de este estudio en el que la proyección era muy exacta y además el implante estaba aislado, en la presente tesis doctoral los implantes estaban introducidos dentro de los maxilares, lo cual dificultaba realizar radiografías con la misma proyección, a pesar del uso de los paralelizadores. Por lo que se puede observar pequeñas variaciones o distorsiones en las radiografías, que pueden alterar las mediciones y por lo tanto los resultados, siendo la causa de las diferencias estadísticamente significativas en las dos variables tomadas como guía del estudio. Las diferencias estadísticamente significativas se observaron en ambas variables, por lo que en función de esas medidas se puede ver dificultada la identificación según el tiempo y temperatura de exposición, tal y como se ha ido desarrollando.

Esta tesis a diferencia del estudio de Berketa y cols se ajusta más a la realidad, puesto que se realiza sobre modelos anatómicos humanos, pudiendo realizar radiografías previas pre-quemados y post-quemados, tal y como ocurriría en condiciones de grandes catástrofes, accidentes, etc. En esta tesis se le entrego todos los datos a un investigador ajeno, comparando las mediciones previas y posteriores a 500° durante 15 minutos, al no haber diferencias estadísticamente significativas se determinó que se calificaría como grupo control.

Ese mismo año, estos autores (Berketa et al, 2011) llevaron a cabo un estudio en el que colocaron implantes post-extracción de titanio puro y aleación de TiAl₄V en los alveolos de los incisivos inferiores de dos cabezas de cordero. Antes de colocar los implantes realizaron las radiografías sobre las placas de resina tal y como se ha explicado anteriormente, evitando rotación y distorsión de las radiografías. Una vez colocados, las cabezas se introdujeron en unos hornos durante dos horas y media a una temperatura máxima de 780°C, de tal forma que se desprendieron los implantes del hueso.

En este estudio usaron también implantes de titanio puro y aleación de TiAl₄V, a diferencia que usaron también de Zirconio, aunque los implantes de este material estaban presentes solo en el grupo 1 (500° durante 15 minutos) y en el grupo 2 (500° durante 30 minutos). Ninguno de los dos estudios diferencio el tipo de material para el análisis estadístico, se incluyeron todos los implantes en la investigación independientemente de la composición.

Otra disimilitud es el aparato de rayos x utilizado, se empleó el mismo mecanismo que el aplicado por Berketa y cols en el estudio anterior, pero ellos no usaron paralelizadores, realizando radiografías sobre un soporte de resina y sin ser introducidos los implantes en los maxilares, por lo que se aleja de la realidad, en comparación a este proyecto. La situación más similar en este estudio fue la del grupo 7 a 1000° durante dos horas, el proceso de calcinación total hizo que los implantes se desprendiesen, teniendo que realizar las radiografías a la misma distancia y proyección. En muchas ocasiones, frente a la presencia de tejidos que han sido sometidos al calor y reducidos, no se pueden utilizar las mismas técnicas radiográficas, de ahí los posibles errores o variaciones radiográficas. En cuanto a la afectación a nivel de las variables, la anchura apical no se va a ver afectada, en cambio la distancia interespira en el grupo 7 sometido a 1000° durante dos horas sí que presentará diferencias estadísticamente significativas, en contraposición al estudio de Berketa, donde sí se pudo identificar los cadáveres, ya que era posible la comparación ante-mortem y post-mortem.

Los implantes en el presente estudio fueron introducidos en el interior de los maxilares de modelos anatómicos humanos, sin embargo, en el proyecto

llevado a cabo por Berketa y cols se introdujeron en cabezas de cordero. (Berketa et al, 2011) Los resultados por otra parte entre los dos estudios no pueden ser comparables, puesto que en esta tesis se observan diferencias estadísticamente significativas a temperaturas próximas, por ejemplo, el grupo 5 presenta diferencias estadísticamente significativas en la anchura apical, en cambio el grupo 7 no presenta diferencias estadísticamente significativas, por lo que se debe ser prudentes con esta variable a la hora de la identificación, puesto que puede no ser útil. Por otro lado, para la variable distancia interespira, el grupo 5 no presenta diferencias estadísticamente significativas, sin embargo, el grupo 7, con temperaturas mayores comparado al estudio de Berketa si presenta diferencias estadísticamente significativas, lo que dificulta la identificación, sin poder comparar correctamente los resultados ante-mortem y post-mortem.

Tal como se ha mencionado anteriormente Berketa y cols colocaron implantes de incisivos maxilares inferiores post-extracción, a los cuales se les había realizado un estudio previo y se sometieron en un horno crematorio a 780°C durante dos horas y media, acercándose a las características del grupo 5, 800° durante 45 minutos, por lo que difiere un poco en la temperatura, pero sobre todo el tiempo de exposición. En esta tesis se colocaron implantes en hueso maduro cicatrizado, donde el contacto con el hueso es mayor y también en localizaciones post-extracción, donde existe menor contacto con el hueso. En esta investigación se colocaron implantes post-extracción en todos los grupos de estudio, determinaron que, de los 7 grupos de estudio, para la anchura apical, el grupo 3 a 700° durante 15 minutos y el grupo 5 a 800°C durante 45 minutos presenta diferencias estadísticamente significativas, por lo que este parámetro en esas condiciones no se podría emplear para la identificación. Por otro lado, para la distancia interespira, el grupo 4 a 800° durante 15 minutos y el grupo 7 a 1000° durante dos horas, presentan diferencias estadísticamente significativas, por lo que este parámetro para esos grupos no es útil. Mientras tanto los resultados de Berketa y cols determinaron que se podía llevar a cabo la identificación en implantes comparando pre-mortem y post-mortem. (Berketa et al, 2011)

Además, en la presente investigación se colocaron implantes tanto en maxilar superior como inferior, no solo en mandíbula como en el estudio de Berketa y cols. La densidad ósea va a variar en función de si se trata de maxilar inferior o superior, siendo la zona de mayor densidad ósea la zona anterior del maxilar inferior. En este estudio se colocaron implantes tanto en el maxilar inferior como el superior, excepto en el grupo 4, solo se insertaron implantes en mandíbula. Para la variable anchura apical, los resultados fueron similares a los de Berketa, no se observaron en el grupo 4 a 800° durante 15 minutos diferencias estadísticamente significativas, lo cual es útil para la futura identificación de los implantes, gracias a la comparación de los datos pre-mortem con los post-mortem. Sin embargo, para este mismo grupo, cuyas características eran las más parecidas al estudio de Berketa, si había diferencias estadísticamente significativas para la variable distancia interespira, lo cual impide la identificación cadavérica y presenta disimilitudes con respecto al estudio de Berketa y cols.

En comparación al presente estudio donde no se hizo especial hincapié en los cambios de color, se observó que no había diferencias significativas en la coloración de los implantes tras incinerarlos. Además, fueron examinados bajo microscopía electrónica de barrido y se les realizó un análisis elemental de rayos-X. Los resultados del estudio demostraron que existe un pequeño aumento del tamaño de los implantes, pero las características identificables de los implantes, como surcos y espiras se mantenían. Tras la incineración los implantes de titanio comercialmente puro presentaban una capa de color oro (óxido de titanio) que fue retirada. En los implantes de titanio comercialmente puro se detectó en el centro del implante aluminio, sin embargo, en las aleaciones de titanio se vio oxígeno, aluminio y titanio, pero no vanadio. Dicho estudio está limitado puesto que los implantes no estaban insertados en el interior del hueso. (Berketa, James & Marino, 2011)

A diferencia del estudio, estos autores no realizaron un estudio estadístico de los datos registrados, tan solo expresan mínimas diferencias, sin especificar nada con exactitud, de la misma manera que el estudio anterior, ni la cantidad, ni si se afectaban porciones del implante o en su totalidad. Si

especificaron que los surcos o espiras no se veían afectados por el sometimiento de las altas temperaturas. (Berketa et al, 2011)

En este proyecto doctoral, el grupo 5, donde los implantes son sometidos a 800°C durante 45 minutos es el que presenta unas condiciones que se acercan más al estudio de Berketa y cols. Se puede determinar que para la anchura apical se observaron diferencias estadísticamente significativas en el grupo 5, razón por la cual podría no ser útil en el proceso de identificación, por el contrario, en el grupo 5 para la distancia interespira, no hubo diferencias estadísticamente significativas, favoreciendo la identificación. Berketa y cols. tampoco encontraron diferencias, por lo que es posible comparar los resultados obtenidos ante-mortem y post-mortem permitiendo la identificación del implante dental.

La identificación de los implantes dentales sería más sencilla si dispusieran de un número de serie o lote en los mismos, resistente tanto a los agentes químicos como físicos. A partir de 2010 Straumann™ ha grabado con láser el número de lote en el interior de la conexión del implante. Existe un gran número de implantes con el mismo número de lote, variando entre 24 y 2400. Este número es muy alto, pero por el contrario a los que no llevan número de lote, se aumentan las posibilidades de identificación en muchos casos. (Berketa, James & Marino, 2010)

Berketa y cols. realizaron varios estudios, dos de ellos no incluyeron análisis radiográfico. En 2010 expusieron implantes Straumann TM con grabados a 1125° durante 5 minutos (Berketa et al, 2010), en cambio esta investigación sometió los implantes a 1000° como máximo, pero durante mayor cantidad de tiempo, dos horas (grupo 7) y se realizó estudio radiográfico. En este proyecto para la anchura apical no se observaron diferencias estadísticamente significativas, por lo que no había modificaciones a nivel del implante, por el contrario, para el parámetro distancia interespira sí que se observaron diferencias, lo cual supone que este parámetro no es útil para la identificación en ese grupo. Berketa y cols. demuestran que a pesar de las altas temperaturas se mantiene la integridad del grabado interno del implante, pero para ello es imprescindible la presencia de un pilar de cicatrización que

permita comparar pre-mortem y post-mortem. Los implantes utilizados se caracterizaban por estar fabricados con titanio comercialmente puro grado IV, sin embargo, en esta tesis se utilizan implantes de titanio comercialmente puro, de óxido de zirconio y aleación de titanio-6 aluminio-4 vanadio. Este sistema de implantes se caracteriza por presentar un grabado el número de lote con láser en el interior de la conexión, que favorece la identificación. Para que el sistema de identificación funcionara el odontólogo debe tener registrado el número de lote, de esta manera podría identificar el sujeto (Berketa et al, 2010)

Por otra parte, en este estudio realizado sobre implantes Straumann TM observaron que si el pilar no estaba conectado o atornillado podía resultar ilegible el grabado, debido al efecto de las altas temperaturas sobre el material. Si el pilar está bien conectado, impide la entrada de oxígeno en la conexión, lo que evita la capa de óxido que impide la visualización del grabado. En ocasiones esta capa de óxido produce una “soldadura” entre el implante y el pilar, lo cual dificulta la separación de estos. Frente a la ausencia de pilar, el mantenimiento del grabado va a depender de la profundidad de este, cuanto más profundo más posibilidades que sea legible. Por lo tanto, para la identificación de estos implantes es recomendable un sellado adecuado con el pilar, tornillo de cierre o pilar de cicatrización. En los casos en los que los implantes presentes son solo de una pieza no es factible realizar un grabado en el interior de la cámara del implante, por lo que no sería de utilidad.

El objetivo de este estudio era determinar si era útil grabar los implantes dentales. La presente investigación no utiliza implantes grabados, pero si incorpora diferentes tipos de materiales para los implantes: titanio grado IV, V y cerámica de óxido de zirconio, observándose la afectación a nivel macroscópico de las altas temperaturas a través de radiografías pre-mortem y post-mortem.

La principal diferencia entre esta tesis y el estudio desarrollado por Arana y cols. es que los implantes fueron ubicados a nivel intraoral. Además, en el estudio se utilizaron micro implantes de 3mm de longitud y 1mm de diámetro en el ápice, con una plataforma de diámetro 3mm en unos casos por 1mm de altura, y en otros 3,5mm de diámetro y 1,5mm de altura. Sin embargo,

en esta tesis se usaron implantes dentales originales con el fin de rehabilitarlos protésicamente, cuyas longitudes más usadas eran 14mm y la menos usada 8mm. Los implantes con mayor diámetro utilizado eran de 5,5mm y el de menor 3,7mm.

En la investigación realizada por Arana y cols se utilizaron implantes grabados con diferentes grosores de profundidad 0,01mm o 0,02mm. En la tesis se realizó un estudio sobre implantes no oseointegrados, sin embargo, en el otro estudio se utilizaron implantes oseointegrados. Los fragmentos de los conejos fueron sometidos a altas temperaturas hasta 900 ° en función de las siguientes fases:

- Primera fase: De 0°C a 250° C en 30 minutos.
- Segunda fase: Mantenimiento durante 15 minutos 250°.
- Tercera fase: Paso de 250° a 500° durante 30 minutos.
- Cuarta fase: Mantenimiento durante 15 minutos a 500°.
- Quinta fase: Paso de 500° a 900°C en 30 minutos.
- Sexta fase: Mantenimiento a 900°C durante 15 minutos. (Arana et al, 2007)

En el estudio de Arana y cols se alcanzó los 900°C durante 1 hora y 45 minutos de forma gradual, por el contrario, en este proyecto se alcanzó los 1000° C durante dos horas. La diferencia principal radica en la temperatura, en la tesis los implantes fueron sometidos durante todo el tiempo a temperaturas máximas, a diferencia del estudio de Arana y cols, donde los modelos alcanzaban las temperaturas en el interior del horno. Arana y cols. alcanzaron 900° con una temperatura no constante en un tiempo total de una hora y 45 minutos. Dichos autores observaron que, si la profundidad del grabado era de 0,01mm no se podían identificar los números, sin embargo, cuando la profundidad era de 0,02mm sí que se observaba el grabado, aunque algún número resultaba difícil para la lectura. Concluyeron que para que el grabado fuese útil, la profundidad de ese grabado debía ser mayor o igual a 0,02mm. La metodología de ambos estudios es distinta, es decir, Arana y cols valoran la supervivencia del grabado sobre los implantes, pero en cambio, en la presente tesis se estudia la afectación macroscópica de los implantes a través del estudio radiográfico. Se puede determinar que a 1000° durante dos horas

(grupo 7), que es lo que más se acerca al estudio de Arana y cols en la anchura apical no hay diferencias estadísticamente significativas (es útil para la identificación) y por lo que respecta a la distancia interespira, hay diferencias estadísticamente significativas, por lo que no es útil para la identificación.

En ninguno de los estudios se sobrepasó los puntos de fusión de los materiales utilizados (Berketa, 2011; Berketa 2011). La temperatura de fusión del titanio oscila por encima de los 1650°C (Van. Noort, 1987), mientras que el óxido de zirconio supera los 2380° C. (Gomez et al, 2011) En el presente estudio se sobrepasó la temperatura a partir de la cual los materiales se pueden deformar.

En casos de incineración de un cuerpo humano en un crematorio se ha observado que las máximas temperaturas a las que se llega rondan los 950-1000°C. (Fairgrieve, 2008) Cuando arde un motor de un vehículo se ha registrado que la temperatura oscila en torno a los 1000°C. (Dehaan, 2002) Sin embargo, en un estudio en Suecia en el que el incendio se produjo en el interior de un túnel, las temperaturas superaron los 1365°C. (Lönnermark & Ingasson,2005) A pesar de que la temperatura de fusión es mucho más alta en implantes se ha observado que los metales pueden sufrir modificaciones en su estructura “creep” a temperaturas más bajas que su punto de fusión, de tal forma que el macrodiseño del implante puede verse afectado, lo cual puede dificultar la necroidentificación. La fusión de los metales ocurre cuando $T > 0.3-0.4 T_M$, (donde T es la temperatura y T_M es la temperatura de fusión en grados centígrados a la que se le resta 272.15) (149).

El titanio puede empezar a sufrir deformaciones entre los 304°C y 496°C, la cerámica de óxido de zirconio entre los 576°C y 788°C. Con el fin de evitar sesgos o errores en el estudio, se tomó como referencia los datos posteriores al sometimiento de los implantes dentales a 500°C durante 15 minutos y se comparó con los datos previos de los mismos implantes, este fue denominado grupo control, grupo 1, el cual se comparó con el resto de los grupos. Para la variable anchura apical: Grupo 2: Implantes expuestos a 500°C durante 30 minutos, Grupo 4: Implantes expuestos a 800°C durante 15 minutos, Grupo 6: Implantes sometidos a 500°C durante 15 minutos y posteriormente a 700°C

durante otros 15 minutos y Grupo 7: Implantes recuperados tras la cremación total de los modelos anatómicos a 1000°C durante 2 horas no presentan diferencias estadísticamente significativas, por lo tanto, no sufren modificación y son útiles para la identificación.

Para la variable distancia interespira: Grupo 2: Implantes expuestos a 500°C durante 30 minutos, Grupo 3: Implantes expuestos a 700°C durante 15 minutos, Grupo 5: Implantes sometidos a 800°C durante 45 minutos, Grupo 6: Implantes sometidos a 500°C durante 15 minutos y posteriormente a 700°C durante otros 15 minutos y Grupo 7: Implantes recuperados tras la cremación total de los modelos anatómicos a 1000°C durante 2 horas, no presentan diferencias estadísticamente significativas, por lo tanto, no sufren modificación y son útiles para la identificación.

Las altas temperaturas sobre los materiales producen una dilatación que está en función del coeficiente de expansión térmica del material, debido a que las fuerzas de unión entre átomos y moléculas varían de material a material, y de la temperatura alcanzada, ya que este coeficiente de expansión se expresa como un cambio fraccionario en las medidas por unidad de cambio de temperatura.

El coeficiente de expansión térmica del titanio grado IV y de su aleación de Ti- 6Al- 4Va es bastante similar, siendo el del titanio grado IV hasta los 100°C, de $8,6 \times 10^{-6} / C$, hasta los 315°C de $9,2 \times 10^{-6} / C$, hasta los 538°C de $9,7 \times 10^{-6} / C$, hasta los 816°C de $10,1 \times 10^{-6} / C$, hasta los 648°C de $10,6 \times 10^{-6} / C$ y hasta los 816°C de $10,1 \times 10^{-6} / C$. Estos datos no varían mucho con respecto a los del óxido de zirconio estabilizado con itrio, que son hasta los 100°C, de $9,05 \times 10^{-6} / C$, hasta los 800°C de $9,38 \times 10^{-6} / C$ y hasta los 900°C de $9,45 \times 10^{-6} / C$, lo que supondrá mínimos cambios en las longitudes y diámetros de los implantes.

Otro fenómeno que sufren los implantes frente a las altas temperaturas es el proceso de oxidación, el cual sufren los metales en su superficie, lo cual conlleva un aumento en el diámetro aproximado de 0,1mm. (Berketa et al, 2011) Este proceso por lo visto no afecta generalmente a los implantes dentales en sus mediciones de la anchura apical y distancia interespira. La

anchura apical no se va a ver afectada y va a ser útil para la identificación en el grupo 1, 2, 4, 6 y 7, por el contrario, no será útil para la identificación el grupo 4 y 7 para la variable distancia interespira. El grupo 7 se caracteriza porque suele desprenderse, lo cual supondría mayor sometimiento a la oxidación y mayor riesgo de discrepancias, sin embargo, los resultados distintos entre las dos variables (la anchura apical no presenta diferencias estadísticamente significativas, en cambio la distancia interespira sí) hacen pensar que la oxidación no tiene por qué ser el responsable absoluto de las discrepancias en las mediciones.

Los implantes dentales pueden ser de gran ayuda en los procesos de necroidentificación en aquellos casos en los que no puedan ser utilizados otros métodos o éstos tengan un elevado costo que impidan ser el procedimiento de primera elección. De esta manera la identificación mediante implantes dentales, al ser un método rápido, sencillo y con bajo costo, podría ser de utilidad para el reconocimiento de víctimas y en caso de no ser posible, podría contribuir a acotar la muestra. (Delattre, 2000)

En otro estudio, realizado por Berketa en 2014 donde se donaron 40 cuerpos a la Universidad de Adelaida sometidos a temperaturas hasta los 1050° se observó, que solo uno de ellos presentaba implantes dentales. Se evidenció que no había distorsión en el metal ni cambio de color en los implantes de titanio a pesar de las altas temperaturas, a diferencia de la tesis doctoral que estamos desarrollando. Radiográficamente se mantenía la forma y el diseño, pudiéndose identificar los implantes dentales a través de una web de identificación, sin embargo, en el presente estudio se observó que podía haber discrepancias a diferentes temperaturas. Las superficies de los implantes estaban cubiertas por una capa de calcio y fósforo. No presentaban grabado interno, pero demostraron que aun así la identificación no sería sencilla debido a la capa de óxido que se produjo. A través de una base de datos interna se observaron coincidencias entre los implantes colocados para la identificación. (Berketa JW, James H, Langlois N & Richards L, 2014)

Branemark en los años 50 descubrió por primera vez la osteointegración de los implantes dentales, aunque existen una gran

inmensidad de implantes dentales, la comunidad científica ha aceptado sólo los implantes dentales endoóseos, radiculares, con forma cilíndrica o cónica, que son los que se han utilizado en la presente tesis. (Nuzzolese et al, 2008)

El método radiológico presenta una alta validez, que ha sido evidenciada por distintos expertos en necroidentificación. Se han realizado ensayos con muestras debidamente preparadas y con cierto grado de dificultad, llevadas a cabo tanto por profesionales como estudiantes. Las radiografías utilizadas van desde el año a los quince años, los resultados positivos alcanzan un 93%. (Oliveira et al, 1999)

Por esta razón, se decidió utilizar la radiología para realizar esta tesis e intentar encontrar un método para identificar los implantes que han sido sometidos a altas temperaturas. Los resultados indican que ninguna de las dos variables sería 100% fiable para poder ser utilizada en la identificación de los implantes, la anchura apical y la distancia interespira presentan grupos tal y como se ha ido mencionando a lo largo de este proyecto, que presenta diferencias estadísticamente significativas. Esto puede ser debido a que a pesar de utilizar paralelizadores, cuando los implantes son sometidos a altas temperaturas se producen modificaciones en los tejidos por la calcinación, produciendo como consecuencia modificaciones en la proyección radiológica. El ángulo de proyección de la radiografía puede influir en la distorsión presente en las radiografías, el uso de los paralelizadores evita en la medida de lo posible las variaciones, homogenizando las radiografías pre-mortem y post-mortem, simplificando y mejorando el proceso. Por lo tanto, la anchura apical y la distancia interespira no es de utilidad para identificar los implantes dentales, por lo que serán necesarios más estudios con distintas variables o métodos para poder identificar sin prudencia los implantes dentales.

Sewerin expresó que un odontólogo debería estar habituado a los distintos diseños de los implantes, para así favorecer la posible identificación en el futuro. (Sewerin, 1992) Este estudio fue desarrollado por odontólogos especializados en implantología, que dominaban a la perfección la materia. Puesto que las dos variables del presente estudio presentaban grupos en los que había diferencias estadísticamente significativas, se determinó que estos

parámetros no eran válidos para la identificación, por lo que serán necesarios más estudios con distintas variables o métodos.

Cada implante tiene diseños y formas distintas. Diversos implantes tienen perforaciones, surcos, cámaras apicales o espiras que pueden influir en la identificación de la imagen radiográfica del implante. Hay implantes que tienen características particulares, permitiendo el reconocimiento de estos de forma rápida y sencilla, pero, hay otras características que dificultan la interpretación, incluso pueden engañar. (Sewerin, 1991) En la presente tesis no se valoró las características particulares, solamente la distancia interespira y la anchura apical, llegando a la conclusión que ninguno de los valores era útil para la identificación, debido a las diferencias estadísticamente significativas en distintos grupos. Deberán estudiarse otros valores en el futuro para ampliarse la investigación y mejorarla.

Cuando se realizan las radiografías se debe intentar que la proyección sea lo más correcta posible, para reproducir la geometría del diseño del implante, intentando poder identificar el implante a través de la biblioteca de archivos existentes en la actualidad. En radiografías post-mortem es de vital importancia tener en cuenta la rigidez muscular e intentar adquirir, aunque sea a base de repeticiones imágenes geométricas claras, que muestren las características específicas del implante. (Nuzzolese et al, 2008)

En la tesis doctoral realizada por Fernández M. se sometieron diferentes grupos de modelos anatómicos humanos con implantes dentales a altas temperaturas, de la misma manera que la presente tesis. Los resultados concluyeron que, de las dos medidas seleccionadas, solo la medida horizontal, es decir, la anchura coronal, sería útil para poder identificar el implante dental, lo cual quiere decir que la proyección radiográfica sobre los implantes es siempre la misma. No pudieron decir lo mismo de la medida vertical, distancia cabeza-primera espira, en la cual encontraron diferencias estadísticamente significativas en algunos grupos estudiados tal y como se ha desarrollado anteriormente, por lo que pudiera ser debido a que la proyección radiográfica influye en el grado de distorsión al realizar las placas con distintas proyecciones, lo que podría afectar este parámetro. Por lo tanto, la distancia

entre la cabeza y primera espira no es útil para la identificación. Mientras en este estudio una de las variables sí que fue útil para la identificación, en el presente estudio ninguna de las variables fue totalmente útil para identificación, puesto que algunos de los grupos estudiados en ambas variables presentaban diferencias estadísticamente significativas. (Fernández, 2014)

Hay un estudio realizado por Berketa y cols. en 2010 el cual reunió 200 radiografías de implantes dentales de más de 22 empresas comerciales diferentes y de 12 países distintos. En este caso, la identificación fue realizada por dos odontólogos con o sin el software IRS®. El IRS®.no proporcionó la información suficiente para poder identificar los implantes, es muy difícil identificar el tipo de implante dental en radiografías no estandarizadas. (Berketa et al, 2010) Este fue el motivo por el que se impulsó esta investigación, intentar valorar si realizando mediciones exactas en función de la magnificación sobre radiografías pre-mortem y post-mortem, se podía identificar correctamente los implantes.

La tesis doctoral realizada por Insua se divide en dos partes que se desarrollan con el fin de conocer si es posible identificar implantes dentales a través de la radiología:

- Primera parte:
 - El número de implantes identificados fue reducido, una media de 2,9 implantes por operador, lo que presumió un 9,6% de aciertos.
- Segunda parte:
 - El número de implantes identificados aumento, puesto que disponían de una base de datos de implantes, 15 implantes fueron identificados por observador, lo que supuso un 50,6% de aciertos.

Los recolectores de datos se dividieron en dos grupos, unos con más experiencia de tercer curso, que identificaron mayor número de implantes (4,5 aciertos) y otros con menor experiencia en identificación de primer y segundo curso que identificaron menos implantes (1,8 aciertos), lo cual se traduce en que la experiencia en identificación afecta.

La media de aciertos también varió cuando se disponía de una base de datos, 20 aciertos para los que eran de tercer curso y 16,8 para los de

primer y segundo curso. También influyo la experiencia a la hora de identificar, el porcentaje para los alumnos más experimentados ascendió a 66% y a un 56,1% para los menos experimentados. (Insua, 2011) Estos resultados afirman lo que describió Sewerin, los odontólogos deben estar en estrecha relación con los diferentes implantes y debería existir una base de datos que permita la identificación. (Sewerin, 1992)

En la actualidad existen gran variedad de implantes dentales. Hay grandes empresas fabricando implantes en masa que son distribuidos por diferentes países. Debido a la aumentada demanda muchos fabricantes nacionales han optado por desarrollar su propio sistema de implantes. (ADA, 2012) La presente tesis dispone de 15 implantes de diferentes casas comerciales sometidos a altas temperaturas, en cambio Bereketa y cols., solo cuenta con 3 sistemas de implantes.

Cabe destacar que cada sistema de implantes suele presentar diferentes diseños de implantes que se utilizaran en función de la disponibilidad ósea, con distintos diámetros y diferentes longitudes. En este estudio se utilizó sobre todo implantes con una longitud de 14mm y otros más cortos de 8mm. También se utilizaron implantes de longitudes: 9mm, 10mm, 10,5mm, 11,5mm, 12mm y 13mm; mientras que el diámetro también varió entre los implantes, desde el más estrecho de 3,7mm pasando por 3,75mm, 3,8mm, 4mm, 4,25mm, 4,3mm, 4,5mm, 4,7mm, 4,8mm hasta el más ancho de 5,5mm.

En esta tesis se utilizaron implantes tanto a nivel nacional como de grandes empresas internacionales.

La necroidentificación se ve mermada por la falta de individualidad de los implantes dentales, no disponen de las características que puedan presentar unas restauraciones hechas a mano (Berketa, 2011). Pero disponen una ventaja fundamental en la identificación, sus grandes propiedades mecánicas y térmicas. (Allen E & Allen P, 2006; Simpson et al, 2007)

Su gran resistencia a la tracción, fusión, dureza, etc. hacen de los implantes el material de elección para la necroidentificación. Esta ventaja se demuestra tanto en esta tesis como en todos los estudios documentados. En

esta investigación tras dos horas sometidas las cabezas a altas temperaturas solo quedan presente los implantes dentales.

La limitación más importante de este estudio es que los implantes no están osteointegrados ya que se trata de un estudio donde se pretende valorar cómo se comportaban los implantes a las distintas temperaturas, si existían diferencias entre los implantes de titanio y zirconio.

Las principales dificultades en el proceso de necroidentificación por medio de implantes dentales son dos. Por una parte, la proyección geométrica de la radiografía intraoral, ya que se ha observado que alteraciones en la angulación causan distorsión y magnificación de la imagen, lo que puede llevar a una identificación falsa del implante (Wenzel et al, 1991). Este inconveniente se puede corregir gracias al uso de los paralelizadores, los cuales se utilizaron en la presente tesis, teniendo en cuenta la correcta angulación (distancia y geometría) y el tiempo de exposición, aunque esta técnica no asegura el tamaño correcto de la imagen. Y por la otra, la gran cantidad de sistemas de implantes con diferentes diseños que existen, en el año 2010, se hablaba de unos 460 tipos de implantes distintos. (Berketa et al, 2010)

Sahiwal y cols., demostraron que cuando las inclinaciones verticales son mayores a 10° se produce mayor distorsión, los agujeros apicales presentes en distintos implantes parecerán oblicuos y la forma de las espiras también difiere de la realidad, siendo su identificación cada vez más complicada. Esta es la razón por la cual debe aproximarse al máximo el ángulo de la radiografía previa a la posterior. (Sahiwal et al, 2002) En la presente tesis, se ha observado que existen diferentes grupos que no presentan diferencias estadísticamente significativas, es decir, que las radiografías para esos grupos no presentan distorsión, pero la falta de unanimidad entre todos los grupos, es decir, el que haya posibilidad de distorsión y por tanto dificultad para la identificación se traduce en que las variables de estudio, anchura apical y distancia interespira no son parámetros válidos.

En la presente tesis, la magnificación de las radiografías por la proyección del foco, que producía errores milimétricos fue compensada por el registrador ajeno que realizó una sencilla valoración de la magnificación, la cual

extrapolo a cada una de las medidas del estudio. Corrigió la distorsión de las radiografías gracias a las mediciones reales sobre los implantes tomadas posteriormente a la incineración que servían de referencia mediante un pie de rey digital: la anchura coronal real. Una vez registrados estos datos calculo la magnificación con respecto a la radiografía del implante post-quemado, que había medido previamente con la herramienta del programa informático, previo a la extracción del implante del hueso para su medición.

La realización del cociente entre ambas medidas (real post-quemado y radiografía post-quemado), proporciono una cantidad numérica de la magnitud de la variación de la medida entre la obtenida en la placa radiográfica y la medida real en el implante para poder aplicarse posteriormente al resto de variables. Sin embargo, a pesar de realizar estos cálculos para controlar la distorsión, se observaron diferencias estadísticamente significativas, las cuales dificultan la identificación.

La presencia de oxígeno y los materiales protectores, como hueso y tejidos presentes en el esqueleto humano influyen en el daño causado. El proceso de cremación en esta tesis se realizó en un horno crematorio sin elementos protectores. De tal forma que los problemas habituales que suelen encontrar los odontólogos forenses como mutilaciones o fracturas óseas también pudieron observarse en este proyecto. En ocasiones, aunque los implantes se mantengan si el sistema de soporte se modifica de tal manera que se desprenden los implantes o se mueven, puede dificultar la identificación.

La siguiente investigación se realizó con el fin de analizar los efectos de las altas temperaturas en el diseño macroscópico de los implantes dentales, valorando si había modificaciones en la superficie a través de radiografías digitales, las cuales se usan de forma rutinaria y objetiva en los tratamientos implantológicos. (Lee et al, 2004; Mac Lean, 1994) Cuando los métodos identificativos no son suficientes, el uso de la radiología dental a nivel de los implantes dentales puede ser un método excelente, gracias a que se trata de una técnica rápida, sencilla y económica, que permite la superposición de imágenes y otros procedimientos para la identificación. (Berketa et al, 2010)

Este proyecto valoró el efecto de las altas temperaturas sobre la anchura apical y la distancia interespira, parámetros medidos sobre las radiografías realizadas previa y posteriormente al sometimiento, de lo que se puede concluir en líneas generales que:

En el presente estudio ninguna de las variables fue totalmente útil para identificación, puesto que algunos de los grupos estudiados en ambas variables, tanto anchura apical como distancia interespira, presentaban diferencias estadísticamente significativas, lo cual dificulta la identificación de forma correcta.

7.CONCLUSIONES

1. La anchura apical del implante dental medida sobre la radiografía periapical no se ve afectada por el aumento de la temperatura cuando el implante dental se somete hasta 500°C, por lo que este registro podría ser útil para la identificación.

Sin embargo, cuando el implante está sometido a 700°C sufre cambios dimensionales en el material del implante a nivel radiográfico, por lo que se puede determinar que dificulta la interpretación o identificación de los implantes dentales, resultando inútil.

Por otro lado, la anchura apical radiográfica de los implantes no se modificó por un aumento de temperatura a 800°C durante 15 minutos, por lo que podría ser útil y de ayuda para la identificación.

2. La anchura apical del implante presenta alteraciones radiográficas debido al aumento del tiempo (45') y la temperatura (800°), lo que se traduce en deformaciones del material del implante, produciendo cambios que afectarían a la identificación del mismo. Sin embargo, cuando comparamos los implantes sometidos a 800° durante 15 minutos con respecto a los implantes sometidos a 800° durante 45 minutos no se observan diferencias estadísticamente significativas.

Por otra parte, la anchura apical del implante a pesar de aumentar el tiempo de exposición así como la temperatura de forma alterna (500° durante 15 minutos y posteriormente a 700° durante 15 minutos) no sufrió alteraciones en la superficie del implante a nivel radiográfico que pudiesen dificultar la identificación, por lo que se puede determinar que este parámetro es útil en el proceso de identificación.

En definitiva, la anchura apical de los implantes dentales registrada en las radiografías periapicales no se modifica a pesar de estar sometidos durante más tiempo, pasaron de 15 minutos a más de dos horas, ni doblando la temperatura, pasaron de 500°C a 1000°C. Por lo que se puede determinar que no hay cambios en la anchura apical de estos implantes, favoreciendo la identificación.

3. La distancia interespira del implante dental medida sobre la radiografía periapical no se ve afectada por el aumento de la temperatura cuando el

implante se somete hasta los 500°C, no sufre deformaciones, por lo que este registro podría ser útil para la identificación.

Por otro lado, la distancia interespira a 700°C durante 15 minutos no sufre cambios dimensionales en el material del implante a nivel radiográfico, por lo que se puede determinar que no dificulta la interpretación o identificación de los implantes dentales, resultando útil.

Por el contrario, la distancia interespira se ve afectada por el aumento de la temperatura, es decir, 800°C durante 15 minutos. Presenta cambios dimensionales a nivel radiográfico, por lo que se puede determinar que podría dificultar la interpretación o identificación de los implantes dentales, perdiendo su utilidad en la identificación.

4. En cuanto a la afectación por el tiempo de exposición, la distancia interespira no sufrió cambios a pesar que los implantes sean sometido durante mayor tiempo (45') y temperaturas más altas (800°), lo cual facilita la identificación radiográfica. Cuando se aumento el tiempo de exposición así como la temperatura de forma alterna (500° durante 15 minutos y posteriormente a 700° durante 15 minutos), la distancia interespira no sufrió alteraciones a nivel radiográfico que pudiesen dificultar la identificación, por lo que se puede determinar que este parámetro es útil en el proceso de identificación.

Sin embargo, la distancia interespira de los implantes dentales registrada en las radiografías periapicales se modifica al estar sometida durante más tiempo, pasaron de 15 minutos a más de dos horas, doblando la temperatura, aumentando de 500°C a 1000°C. Por lo que se puede determinar que hay cambios en distancia interespira de estos implantes, dificultando la identificación debido a su posible afectación por la distorsión radiográfica.

En la presente tesis doctoral ninguna de las variables fue totalmente útil para identificación, puesto que algunos de los grupos estudiados en ambas variables presentaban diferencias estadísticamente significativas, lo cual dificulta la identificación de forma correcta. Se ha podido determinar que estas variaciones o distorsiones puedan ser debidas a la proyección radiográfica.

8.BIBLIOGRAFÍA

- ADA council on scientific affairs. Direct and indirect restorative materials. (2003). *J Am Dent Assoc*, 134, 463-472.
- Akagawa, Y., Hosokawa, R., Sato, Y., & Kamayaha, K. (1998). comparison between freestanding and tooth-connected partially stabilized zirconia implants after two years function in monkeys: a clinical and histologic study. *J Prosthet Dent*, 80, 551-558.
- Akagawa, Y., Ichikawa, Y., Nikai, H., & Tsuru, H. (1993). Interface histology of unloaded and early loaded partially stabilized zirconia endosseous implant in initial bone healing. *J Prosthet Dent*, 69, 599-604.
- Aldini, N. N., Fini, M., Giavaresi, G., Martini, L., Dubini, B., Ponzì Bossi, M. G., & Et, a. l. (2004). Osteointegration of bioactive glass-coated and uncoated zirconia in osteopenic bone: an in vivo experimental study. *J Biomed Mat Res*, 68, 264-272.
- Aleman, I., Botella, M. C., Navarro, F., Cordón, O., Damas, S., & Santamaría, J. (2008). Human identification by superimposition of images. A methodological proposal. *Cuad med forense*, 53-54, 309-315.
- Allen, E., Allen, P. (2006). Trauma to an osseointegrated anterior dental implant; a case report. *Dent Traumatol*, 22, 44-47.
- American Board of Forensic Odontology. Body identification guidelines. (1994a). *J Am Dent Assoc*, 125, 1244-1254.
- American Dental Association. Glossary of Dental Terms. (2012)
- Andersen, L., Juhl, M., Solheim, T., & Borrmann, H. (1995). Odontological identification of fire victims- potentialities and limitations. *Int J Leg Med*, 107, 229-234.
- Andreu-Tena, E., & Pera-Bajo, F. J. (2009). Actuación médico-forense en el accidente de Spanair en Barajas el 20 de agosto de 2008. *Rev Esp Med Leg*, 35, 12-18.
- Arana, R., Rocha, M. E., Alvarado, C. C., Gamboa, M. A., & Mejía, E. (2007). Diseño y pruebas preliminares (degradación microbiológica e incineración) de un implante de titanio para identificación de personas. Estudio en conejos. *Odontos*, 29, 28-38.
- Ashby, M., & Jones, D. (1980). *Engineering Materials. An Introduction to Their Properties and Applications* (1st ed.). Oxford: Pergamon.
- Basauri, Oh., C (1961). La odontología Legal en la identificación humana. R.I.P.C..45-5.
- Basuri, C. (1967). Determinación de la identidad mediante las pericias odontológicas aplicando la técnica de superposición fotográfica. *Rev Int Pol Crim*, 205, 37-45.

- Bell, G. L. (2001). Dentistry's role in the resolution of missing and unidentified persons cases. *Dent Clin North Am*, 45, 293-308.
- Belser, U. C., Schmid, B., Higginbottom, F., & Buser, D. (2004). Outcome analysis of implant restorations located in the anterior maxilla: a review of the recent literature. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 19 Suppl, 30-42.
- Berketa, J., James, H., & Marino, V. (2010). Survival of batch numbers within dental implants following incineration as an aid to identification. *J Forensic Odontoestomatol*, 28(1), 1-4.
- Berketa, J., James, H., & Marino, V. (2011). A pilot study in the recovery and recognition of non-osseointegrated dental implants following cremation. *J Forensic Odontoestomatol*, 29(2), 38-44.
- Berketa, J., James, H., & Marino, V. (2011). Dental implant changes following incineration. *Forensic Sci Int.*, 207(1-3), 50-54.
- Berketa, J. W., Hirsch, R. S., Higgins, D., & James, H. (2010). Radiographic Recognition of Dental Implants as an Aid to Identifying the Deceased. *J Forensic Sci*, 55(1), 66-70.
- Berketa, J. W., James, H., & Lake, A. W. (2011). Forensic odontology involvement in disaster victim identification. *Forensic Sci Med Pathol*.
- Berketa, J. W., James, H., Langlois N & Richards L. (2014) A study of osseointegrated dental implants following cremation. *Australian Dental Journal*, 59: 149-155.
- Betz, P., Roider, G., Von Meyer, L., Drasch, G., & Eisenmenger, W. (1996). Carboxyhemoglobin blood concentrations in suicides by fire. *Med Sci Law*, 36, 313-316.
- Bianchi, A., Bosetti, M., Dolci, G., Sberna, M., Sanfilippo, F., & Cannas, M. (2004). In vitro and in vivo follow-up of titanium transmucosal implants with zirconia collar. *J Appl Biomater Biomech*, 2, 143-150.
- Bianco, P. D., Ducheyne, P., & Cuckler, J. M. (1996). Local accumulation of titanium released from a titanium implant in the absence of wear. *J Biomed Mat Res*, 31, 227-234.
- Biggerstaff, R. H., & Phillips, R. J. (1976). A quantitative comparison of paralleling long-cone and bisection-of-angle periapical radiography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, 62, 673-677.
- Binon, P. P. (2000). Implants and components: entering the new millennium. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 15, 76-94.
- Bonucci, E., & Graziani, G. (1975a). *Comparative thermogravimetric, x-ray diffraction and electron microscope investigations of burnt bones from recent, ancient and*

- prehistoric ages.*: Atti dell'Accademia Nazionale dei Lincei, Serie ottava, Rendiconti. Classe di Scienze fisiche, matematiche e naturali, Vol. LIX-2, sem. fasc. 5, Roma, 517-32.
- Bonucci, E., & Graziani, G. (1975b). *Comparative thermogravimetric, x-ray diffraction and electron microscope investigations of burnt bones from recent, ancient and prehistoric ages.*: Atti dell'Accademia Nazionale dei Lincei, Serie ottava, Rendiconti. Classe di Scienze fisiche, matematiche e naturali, Vol. LIX-2, sem. fasc. 5, Roma, 517-32.
- Boyer, R., & Collings, E. W. (1994). *Materials Properties Handbook: Titanium Alloys*: Materials Park, OH, ASM International.
- Branemark, P. I., Adell, R., Breine, U., Lindstrom, J., Hallen, O., & Ohman, A. (1969). Intra-osseous anchorage of dental prothesesI. Experimental studies. *Scandinavian J Plast Reconst Surg*, 3, 81-100.
- Brannon, R. B., & Kessler, H. P. (1999). Problems in mass-disaster dental identification: a retrospective review. *J Forensic Sci*, 44(1), 123-127.
- Breme, J., & Biehl, V. (1998). *Metallic biomaterials*. London: Chapman & Hall.
- Bush, M. A., Bush, P. J., & Miller, R. G. (2006). Detection and classification of composite resins in incinerated teeth for forensic purposes. *J Forensic Sci*, 51(3), 636-642.
- Bush, M. A., Bush, P. J., Prutsman-Pfeifer, J., & Miller, R. G. (2007). Identification through X-Ray fluorescence analysis of dental restorative resin materials: a comprehensive study of noncremated, cremated and processed-cremated individuals. *J Forensic Sci*, 52, 157-165.
- Caldas, I. M., Magalhaes, T., & Afonso, A. (2007). Establishing identity using cheiloscopy and palatoscopy. *Forensic Sci Int*, 165, 1-9.
- Castilla, J., (2004) Problemas médico-legales de las grandes catástrofes. Medicina legal y toxicológica, J.A Gilabert Calabuig. Masson (Barcelona)
- Cattaneo, C., Gelsthorpe, K., Sokol, R. J., & Phillips, P. (1994). Immunological detection of albumin in ancient human cremations using ELISA and monoclonal antibodies. *J Archaeol Sci*, 21, 565-571.
- Chang, Y. S., Oka, M., Nakamura, T., & Gu, H. O. (1996). Bone remodeling around implanted ceramics. *J Biomed Mat Res*, 30, 117-124.
- Chesne, A. D., Benthaus, S., & Brinkmann, B. (1999). Forensic identification value of roentgen images in determining tooth colored dental filling materials. *Arch Kriminol*, 203(3-4), 86-90.
- Christel, P., Meunier, A., Dorlot, J. M., Crolet, J. M., Witvoet, J., Sedel, L., & al., e.

- (1988). Biomechanical compatibility and design of ceramic implants for orthopedic surgery. *Ann N Y Acad Sci*, 523, 234-256.
- Civil Aviation Authority. Aviation safety review 1990-1999, cap 701. Cheltenham: Westward Documedia; 2000.
- Clark, C. J., Campbell, D., & Reich, W. H. (1981). Blood carboxyhaemoglobin and cyanide levels in fire survivors. *Lancet*, 1, 1332-1335.
- Clark, D. H. (1990). The British experience in mass disaster dental identification. United Kingdom disasters. A historical review. *Acta Med Leg Soc*, 40, 159-165.
- Clark, D. H. (1994). An analysis of the value of forensic odontology in ten mass disasters. *Int Dent J*, 44(3), 241-250.
- Clement, J. (1998. p. 64). *Dental identification*. Arnold, London.
- Cordner, S. M., Woodford, N., & Bassed, R. (2009). Forensic aspects of the 2009 Victorian Bushfires disaster. *Forensic Sci Int*, 205, 2-7.
- Cranin, A. N., Schnitman, P. A., Rabkin, S. M., & Onesto, E. J. (1975 Jul). Alumina and zirconia coated vitallium oral endosteal implants in beagles. *J Biomed Mater Res*, 9(4), 257-262.
- Crapo, R. O. (1981). Smoke inhalation injuries. *JAMA*, 246, 1694-1696.
- David, B. (1990). *How was this bone burnt?* (Vol. 2). University of Queensland, Australia: Tempus, Archaeology and Material Culture Studies in Anthropology.
- Davis, J. R. (2003). *Overview of biomaterials and their use in medical devices.:* Materials Park, OH, ASM International.
- Declaración de Consenso de la OMS sobre la Amalgama Dental. (1997).
- Dehaan, J. (2002). *Kirk's Fire Investigation* (5th ed.). New Jersey: Brady.
- Delattre, V. F. (2000). Burned beyond recognition: systematic approach to the dental identification of charred human remains. *J Forensic Sci*, 45(3), 589-596.
- Delattre, V. F., & Stimson, P. G. (1999). Burned beyond recognition: Odontological identification of the charred remains of motor vehicle accident victims. *Proc Am Acad Forensic Sci*, 5(2), 152.
- Depprich, R., Zipprich, H., Ommerbom, M., Naujoks, C., Wiesmann, H. P., Kiattavorncharoen, S., . . . Handschel, J. (2008a). Osseointegration of zirconia implants compared with titanium: an in vivo study. *Head Face Med*, 4, 30.
- DiMaio, D. J., & DiMaio, V. J. M. (1989). *Forensic Pathology*. New York: Elsevier.
- Disaster Victim Identification Guide. 2009.

<http://interpol.int/Public/DisasterVictim/guide/guide.pdf>.

- Dubruillé, J. H., Viguier, E., Le Naour, G., Dubruillé, M. T., Auriol, M., & Le Charpentier, Y. (1999). Evaluation of combinations of titanium, zirconia, and alumina implants with two bone fillers in the dog. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 14, 271-277.
- Duffy, J. B., Waterfield, J. D., & Skinnner, M. F. (1991). Isolation of tooth pulp cells for sex chromatin studies in experimental dehydrated and cremated remains. *Forensic Sci Int*, 49, 127-141.
- Eckert, W. G. (1984). The history of the forensic applications in radiology. *Am J Forensic Med Pathol*, 5(1), 53-56.
- English, C. (1991). Generalidades sobre los componentes de los implantes. *Arch Odontostomatol*, 7, 238-243.
- Esparza, F. (2010) El fuego o combustión. Recuperado de http://www.bomberosdenavarra.com/documentos/ficheros_documentos/fuego.pdf
- European Markets for Dental Implants. Annual Industry Report. (2003). *Implant Dent*, 12, 268-247.
- Fairgrieve, S. I. (Ed.) (2008). *Forensic Cremation: Recovery and Analysis*. Boca Raton: CRC Press.
- Fanton, L., Jdeed, K., Tilhet-coartet, S., & Malicier, D. (2006). Criminal burning. *Forensic Sci Int*, 158, 87-93.
- Faria, A. C., Rosa, A. L., Rodrigues, R. C., & Ribeiro, R. F. (2008). In vitro cytotoxicity of dental alloys and cp Ti obtained by casting. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 85(2), 504-508.
- Fereira, J. L., Espina, A. L., & Barrios, F. A. (1998). The identification of victim of slaughter of the jail of Sabaneta in forensic odontology. *Rev Esp Med Leg*, 22, 50-56.
- Fereira, J. L., Fereira, A. E., & Ortega, A. I. (2008). Methods for the analysis of hard dental tissues
- Fereira, J. L., Ortega, A., Espina, A. L., Ávila, A., Leendertz, R., & Barrios, F. A. (1997). Oral autopsy of unidentified burned humans remains. *Am J Forensic Med Pathol*, 18(3), 306-311.
- Gil FJ., Planell JA. (1993) Aplicaciones biomédicas del titanio y sus aleaciones. *Biomecánica*. 1 (1): 34-42

- Gratz, K. W., Zimmermann, A. P., & Sailer, H. F. (1994). Histological evidence of osseointegration 4 years after implantation. A case report. *Clin Oral Impl Res*, 5, 173-176.
- Gron, P. (1960). A geometrical evaluation of image size in dental radiography. *J Dent Res*, 39, 289-301.
- Grosogoeat, B., Boinet, M., Dalard, F., & Lissac, M. (2004). Electrochemical studies of the corrosion behaviour of titanium and the Ti-6Al-4V alloy using electrochemical impedance spectroscopy. *Biomed Mater Eng*, 14(3), 323-331.
- Grosogoeat, B., Reclaru, L., Lissac, M., & Dalard, F. (1999). Measurement and evaluation of galvanic corrosion between titanium/Ti6Al4V implants and dental alloys by electrochemical techniques and auger spectrometry. *Biomaterials*, 20(10), 933-941.
- Hampl, P. (1997). Forensic dentistry. Beyond recognition. *J Okla Dent Assoc*, 88(2), 18-20.
- Hansson, H. A., Albrektsson, T., & Branemark, P. I. (1984). Structural aspects of the interface between tissue and titanium in vivo. *J Prosthet Dent*, 52, 418-420.
- Harsanyi, L. (1975). Scanning electron microscopic investigation of thermal damage of the teeth. *Acta Morphol Acad Sci Hung*, 23, 271-281.
- Hayashi, K., Matsuguchi, N., Uenoyama, K., & Sugioka, Y. (1992). Re-evaluation of the biocompatibility of bioinert ceramics in vivo. *Biomaterials*, 13, 195-200.
- Herrmann, B., Grupe, G., Hummel, S., Penbrick, H., & Schutkowski, H. (1990). *Prähistorische Anthropologie. Leitfaden der Feld- und Labormethoden*, Springer Verlag.
- Herschaft, E., Alder, M., Ord, D., Rawson, R., & Smith, E. E. (2006a). *Manual of Forensic Odontology, American Society of Forensic Odontology* (4th ed.). Albany: Impress.
- Herschaft, E., Alder, M., Ord, D., Rawson, R., & Smith, E. E. (2006b). *Manual of Forensic Odontology, American Society of Forensic Odontology* (4th ed.). Albany: Impress.
- Hervás-García, A., Martínez-Lozano, M. A., Cabanes-Vila, J., Barjau-Escribano, A., & Fos-Galve, P. (2006). Composite resins. A review of the materials and clinical indications. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*, 11, E215-220.
- Hinchliffe, J. (2010). Forensic odontology, part 2. Major disasters. *Br Dent J*, 210(6), 269-274.
- Hinchliffe, J. (2011). Forensic odontology, part 3. The Australian bushfires - Victoria state, February 2009. *Br Dent J*, 210(7), 317-321.

- Hirsch, C. S., & Adelson, L. (1969). Absence of carboxyhemoglobin in flash fire victims. *JAMA*, *12*, 2279.
- Hisbergues, M., Vendeville, S., & Vendeville, P. (2009). Zirconia: Established facts and perspectives for a biomaterial in dental implantology. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, *88*(2), 519-529.
- Hoffmann, O., Angelov, N., Gallez, F., Jung, R. E., & Weber, F. E. (2008). The zirconia implant-bone interface: a preliminary histologic evaluation in rabbits. *Int J Oral Maxillofac Implants*, *23*, 691-695.
- Holden, J. L., Phakey, P. P., & Clement, J. G. (1995). Scanning electron microscope observations
- Holk, P. (1996). *Cremated Bones*. Anatomical Institute, University of Oslo.
- Holland, T. D. (1989). Use of the cranial base in the identification of fire victims. *J Forensic Sci*, *34*(2), 458-460.
- Holt, R., Rosenberg, M., Zinser, P., & Ganeles, J. (2002). A concept for a biologically derived parabolic implant desing. *Int J Periodontics Restorative Dent*, *22*, 473-481.
- Homoly, P. (1991). La técnica restauradora y quirúrgica del implante subperióstico maxilar completo. *Arch Odontostomatol*, *7*, 269-276.
- Hurlbut, S. A. (2000). The taphonomy of cannibalism: a review of anthropogenic bone modification in the American southwest. *Int J Osteoarchaeol*, *10*(1), 4-26.
- Insua B A. (2011) Identificación radiográfica de implantes dentales. Tesis Doctoral. Santiago de Compostela. Universidad de Santiago de Compostela.
- Interpol. Disaster victim identification guide. 2010. www.interpol.int/public/DisasterVictim/guide.asp.
- Jablonsk, N. G., & Shum, B. S. F. (1989). Identification of unknown human remains by comparison of antemortem and postmortem radiographs. *Forensic Sci Int*, *42*, 221-230.
- James, H. (2005). Thai tsunami victim identification-overview to date. *J Forensic Odontoestomatol*, *23*, 1-18.
- James, W. R. L. (1966). Suicide by burning. *Med Sci Law*, *6*, 48-51.
- Jungling, M., & Surla, A. (2006). The changing world of dental implantology. *Merrill Lynch Industry Overview Medical Technology*, *12*, 1-23.
- Jungling, M., Surla, A., & Sharma, S. (2007). Dental implant competition increasing & stem cells coming. *Merrill Lynch Industry Overview Medical Technology*, *27*.14

- Kahana, T., Ravioli JA., Urroz CL & Hiss J. (1997) Radiographic identification of fragmentary human remains from a mass disaster. *Am J Forensic Med Pathol*, 18 (1), 40-44
- Kasemo, B. (1983). biocompatibility of titanium implants: surface science aspects. *J Prosthet Dent*, 49, 832-837.
- Keyes, P. H. (1962). Recent advances in dental caries research. Bacteriological findings and biological implications. *Int. Dent. J*, 12(4), 443-464.
- Kohal, R. J., Klaus, G., & Strub, J. R. (2006). Zirconia implant supported all ceramic crowns withstand long term load: a pilot investigation. *Clin Oral Impl Res*, 17, 565-571.
- Kohal, R. J., Weng, D., Bächle, M., & Strub, J. R. (2004). Loaded custom-made zirconia and titanium implants show similar osseointegration: an animal experiment. *J Periodontology*, 75, 1260-1266.
- Koon, H. E. C., Nicholson, R. A., & Collins, M. J. (2003). A practical approach to the identification of low temperature heated bone using TEM. *J Archaeol Sci*, 30, 1393-1399.
- Labajo, M. E. (2009). Métodos de necroidentificación individual en odontoestomatología. *Gaceta dental: industria y profesiones*, 207, 238-247.
- Lain, R., Griffiths, C., & Hillton, J. M. (2003). Forensic dental and medical response to the Baili bombing. A personal perspective. *Med J Aust*, 179, 362-365.
- Lake, A. W., James, H., & Berketa, J. W. (2011) Disaster victim identification: quality management from an odontology perspective. *Forensic Sci Med Pathol*. 8 (2), 157-163
- Lalor, P. A., Revell, P. A., Gray, A. B., Wright, S., Railton, G. T., & Freeman, M. A. (1991). Sensitivity to titanium. A cause of implant failure? *J Bone Joint Surg Br*, 73, 25-28.
- Lee, S. S., Choi, J. H., Yoon, C. L., Kim, C. Y., & Shin, K. J. (2004). The diversity of dental patterns in the orthopantomography and its significance in human identification. *J Forensic Sci*, 29(4), 1-3.
- Lekholm U, Zarb GA. (1985) Patient selection and preparation. Quintessence. Branemark PL, Zarb GA, Albrektssoon T, editors. Chicago
- Linder, L., Albrektsson, T., Branemark, P. I., Hansson, H. A., Ivarsson, B., & Lundström, U. J. I. (1983). Electron microscopic analysis of bone-titanium interface. *Acta Orthop Scand*, 54, 45-56.
- Linder, L., Obrant, K., & Boivin, G. (1989). Osseointegration of metallic implants II. Transmission electron microscopy in the rabbit. *Acta Orthop Scand*, 60, 135-

139.

- Linkow, L. (1970). Endosseous blade-vent implant: A two-year report. *J Prosthet Dent*, 23, 441-445.
- Listgarten, M. A., Buser, D., Steinemann, S. G., Donath, K., Lang, N. P., & Weber, H. P. (1992). Light and Transmission Electron Microscopy of the Intact Interfaces Between Non-Submerged Titanium-coated Epoxy Resin Implants and Bone or Gingiva. *J Dent Res*, 71(2), 364-371.
- Lucas, K. A., Orient, J. M., Robinson, A., Maccabee, H., Morris, P., Looney, G., & Klinghoffer, M. (1990). Efficacy of bomb shelters: with lessons from the Hamburg firestorm. *South Med J*, 83, 812-820.
- Lönnermark, A., & Ingasson, H. (2005). Gas temperatures in heavy goods vehicle fires in tunnels. *Fire Safety J.*, 40, 506-527.
- Mac Lean, D. F., Kogon, S. L., & Stitt, L. W. (1994). Validation of dental radiographs for human identification. *J Forensic Sci*, 39(5), 1195-1200.
- Macchi, R. Abate P., Barreiro M., Bertacchini S., Edelberg M., Kaplan et al. (2002). *Amalgama* (3ª ed.). Buenos Aires: Editorial Médica Paramericana.
- Manicone, P. F., Rossi Iommetti, P., & Rafaelli, L. (2007). An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications. *J Dent*, 35(11), 819-826.
- Martin-de las Heras, S., Valenzuela, A., Villanueva, E., Marques, T., Exposito, N., & Bohoyo, J. M. (1999). Methods for identification of 28 burn victims following a 1996 bus accident in Spain. *J Forensic Sci*, 44(2), 428-431.
- Martínez-González, J., Cano Sánchez, J., Martínez-González, M., & García-Sabán, F. (2002). Diseño de los implantes dentales: Estado actual. *Av Periodon Implantol*, 14, 129-136.
- Mazza, A., Merlati, G., Savio, C., Fassina, G., Menghini, P., & Danesino, P. (2005). Observations on dental structures when placed in contact with acids: Experimental studies to aid identification processes. *J Forensic Sci*, 50, 406-410.
- Merlati, G., Danesino, P., Savio, C., Fassina, G., Osculati, A., & Menghini, P. (2002). Observations on dental prostheses and restorations subjected to high temperatures: experimental studies to aid identification processes. *J Forensic Odontostomatol*, 20(2), 17-24.
- Merlati, G., Savlo, C., Danesino, P., Fassina, G., & Menghini, P. (2004). Further study of restored and un-restored teeth subjected to high temperatures. *J Forensic Odontostomatol*, 22(2), 34-39.
- Michelinakis, G., Sharrock, A., & Barclay, C. W. (2006). Identification of dental implants through the use of Implant Recognition Software (IRS). *Int Dent J*, 56,

203-208.

- Miranda GF., Moreira A., & Melani R. (2019). Rev Bras Odontol Leg- RBOL, 6 (3): 90-97
- Misch, C. E. (2009). *Implantología Contemporánea* (3 ed.). Barcelona: Elsevier.
- Miyajima, F., Daruge, E., & Daruge jr, E. (2001). A importância da odontologia na identificação humana: relato de um caso pericial. *Arq Odontol*, 37, 113-142.
- Mojon, P. (2003). *The world without teeth: demographic trends* (3th ed.). Carol Stream: Quintessence.
- Moody, G. H., & Busuttil, A. (1994). Identification in the lockerbie air disaster. *Am J Forensic Med Pathol*, 15, 63-69.
- Moreno, S., Merlati, G., Marin, L., Savio, C., & Moreno, F. (2009). Effects of high temperatures on different dental restorative systems: Experimental study to aid identification processes. *J Forensic Dent Sci*, 1, 17-23.
- Moya, V., Roldán, B., & Sánchez, J. (1994). *Odontología Legal y Forense*. Barcelona: Masson.
- Mrowec, S., & Stokosa, A. (1971a). Oxidation of copper at high temperatures. *Oxidat Metals*, 3, 291-311.
- Mrowec, S., & Stokosa, A. (1971b). Oxidation of copper at high temperatures. *Oxidat Metals*, 3, 291-311.
- Muller, M., Berytrand, M. F., Quatrehomme, G., Bolla, M., & Rocca, J. P. (1998). Macroscopic and microscopic aspects of incinerated teeth. *J Forensic Odontoestomatol*, 16, 1-7.
- Murray, J. (1986). *Prevention of oral disease*. Oxford: Oxford University Press.
- Muñoz Tuero, L. M., Fariñas, F., & Fernandez, F. (1982). La Odontoestomatología en la identificación. *Rev Ciclo*, 38.
- Nakamura, K., Kanno, T., Milleding, P., & Ortengren, U. (2010). Zirconia as a dental implant abutment material: a systematic review. *Int J Prosthodont*, 23(4), 299-309.
- Neison, DL., Cox MM. (2009) Lehninger. Principios en Bioquímica.
- Newbrun, E. (1977). Current Concepts of Caries Etiology. In E. Newbrun (Ed.), *Cariology* (2 ed., pp. 15-43): Williams & Wilkins.
- Newton, J. (1976). Suicide by fire. *Med Sci Law*, 16, 177-179.
- Norrländer, A. L. (1997. p.16-8). *Burned and incinerated remains*. Manual of Forensic

- Odontology. Colorado Springs: American Society of Forensic Odontology.
- Nuzzolese, E., Lusito, S., Solarino, G., & Di Vella, G. (2008). Radiographic dental implants recognition for geographic evaluation in human identification. *J Forensic Odontostomatol*, 27(1), 8-11.
- Ottoni JM., Oliveira ZF., Mansini R., Cabral AM. (2005) Correlation between placement torque and survival of single-tooth. *J of Oral & Maxillofac Impl*, 20 (5): 769-776
- Pae, A., Lee, H., Kim, H. S., Kwon, Y. D., & Woo, Y. H. (2009 Apr). Attachment and growth behaviour of human gingival fibroblasts on titanium and zirconia ceramic surfaces. *Biomed Mater*, 4(2), 2500-2505.
- Paterson, H., & Zamanian, K. (2009). The global dental implant market to experience strong growth despite the economic downturn. *Implant Practice*, 2(4).
- Patidar, K. A., Parwani, R., & Wanjari, S. (2010). Effects of high temperature on different restorations in forensic identification: Dental samples and mandible. *J Forensic Dent Sci*, 2, 37-43.
- Patil, M. S., Patil, S. B., & Acharya, A. B. (2008). Palatine rugae and their significance in clinical dentistry: a review of the literature. *J Am Dent Assoc*, 139(11), 1471-1478.
- Piconi, C., & Maccauro, G. (1999 Jan-a). Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*, 20(1), 1-25.
- Pilling, N. B., & Bedworth, R. E. (1923). The oxidation of metals at high temperatures. *J Inst Met*, 29, 529-591.
- Pope, E. J., & Smith, O. C. (2004). Burning observation of decomposed human remains obscuring the post mortem interval. *Proc Am Acad Forensic Sci*, 10.
- Powers, M., Bosker, H., Van Pelt, H., & Dunbar, N. (1994). The transmandibular implant: from progressive bone loss to controlled bone growth. *J Oral Maxillofac Surg*, 52, 904-910.
- Pretty, I. A. (2001). Teeth in the determination of human identity. *Br Dent J*, 190(7), 359-366.
- Pretty, I. A., & Addy, L. D. (2002). Associated post-mortem dental findings as an aid to personal identification. *Sci Justice*, 42, 65-74.
- Pretty, I. A., Smith, P. W., Edgar, W. M., & Higham, S. M. (2002). The use of quantitative light-induced fluorescence (QLF) to identify composite restorations in forensic examinations. *J Forensic Sci*, 47(4), 831-836.
- Pretty, I. A., & Sweet, D. (2001). A look at forensic dentistry--Part 1: The role of teeth

- in the determination of human identity. *Br Dent J*, 190(7), 359-366.
- Pretty, I. A., Webb, D. A., & Sweet, D. (2002). Dental participants in mass disasters--a retrospective study with future implications. *J Forensic Sci*, 47(1), 117-120.
- Prokop, O., & Göhler, W. (1976). *Forensische Medizin*. Stuttgart: Fischer.
- Pötsch, L., Meyer, U., Rothschild, S., Schneider, P. M., & Rittner, C. (1992). Application of DNA techniques for identification using human dental pulp as a source of DNA. *Int J Legal Med*, 105(3), 139-143.
- Quatrehomme, G., Bolla, M., Muller, M., Rocca, J. P., Grévin, G., Bailet, P., & Ollier, A. (1998a). Experimental single controlled study of burned bones: contribution of scanning electron microscopy. *J Forensic Sci*, 43(2), 417-422.
- Real Decreto 32/2009, de 16 de enero, BOE nº 32. Sec I. Pág. 12630. Protocolo nacional de actuación Médico-forense y de Policía Científica en sucesos con víctimas múltiples.
- Reesu GV., Aadithya B. (2015) Forensic considerations when dealing with incinerated human dental remains. *J of Forensic and Legal Medicine*. 29, 13-17
- Reverte Coma, J. M. (1999). *Antropología forense* (2ª Ed ed.). Madrid: Ministerio de Justicia-Secretaría General Técnica.
- Rezwana Begum Mohammed, Ragendra.G, Patil and cols. (2013) Rugoscopy: Human identification by computer-assited photographic superimposition technique. *J. Forensic Dent Sci*. 5(2): 90-95
- Richmond, R., Phil, M., & Pretty, I. A. (2010). Identification of the edentulous individual: an investigation into the accuracy of radiographic identifications. *J Forensic Sci*, 55(4), 984-987.
- Robinson, F. G., Rueggeberg, F. A., & Lockwood, P. E. (1998). Thermal stability of direct dental esthetic restorative materials at elevated temperatures. *J Forensic Sci*, 43, 1163-1167.
- Robledo Acinas, M. M., & Sánchez Sánchez, J. A. (2009). Odontología Forense y grandes catástrofes. *Gaceta dental: industria y profesiones*, 209, 210-212.
- Rossouw, R. J., Grobler, S. R., Phillips, V. M., & van, W. K. T. J. (1999). The effects of extreme temperatures on composite, compomer and ionomer restorations. *J Forensic Odontostomatol*, 17(1), 1-4.
- Rotzcher, K., Grundma, C., & Benthau, S. (2004). The effect of high temperatures on human teeth and dentures. *Int Poster J Dent Oral Med*, 6, 1-4.
- Sahiwal, I., Woody, R., Benson, B., & Guillen, G. (2002). Macro desing morphology of

- endosseous dental implants. *J Prosthet Dent*, 87, 543-551.
- Sahiwal, I., Woody, R., Benson, B., & Guillen, G. (2002). Radiographic identification of nonthreaded endosseous dental implants. *J Prosthet Dent*, 87(5), 552-562.
- Savio, C., Merlati, G., Danesino, P., Fassina, G., & Menghini, P. (2006). Radiographic evaluation of teeth subjected to high temperatures: experimental study to aid identification processes. *Forensic Sci Int*, 158(2-3), 108-116.
- Saxena, S., Sharma, P., & Gupta, N. (2010). Experimental studies of forensic odontology to aid in the identification process. *J Forensic Dent Sci*, 2(2), 69-76.
- Schroder, A., Stich, H., & Straumann, F. (1978). Uber die anlagerung von Osteozement an einen belasteten implantatkorper. *Schweitz Monatssch Zahnheilk*, 88, 1051-1058.
- Schwartz, T. R., Schwartz, E. A., Mieszerski, L., McNally, L., & Kobilisky, L. (1991). Characterization of deoxyribonucleid acid (DNA) obtained from teeth subjected to various environmental conditions. *J Forensic Sci*, 36, 979-990.
- Seleye-Fubara, D., Etebu, E. N., & Amakiri, C. (2011) Aero-disaster in Port Harcourt, Nigeria: a case study. *Ann Afr Med*, 10(1), 51-54.
- Sennerby, L., Dasmah, A., Larsson, B., & Iverhed, M. (2005a). Bone tissue responses to surface-modified zirconia implants: a histomorphometric and removal torque study in the rabbit. *Clin Implant Dent Relat Res*, 7(Suppl. 1), S13-S20.
- Sennerby, L., Ericson, L. E., Thomsen, P., Lekholm, U., & Astrand, P. (1991). Structure of the bone-titanium interface in retrieved clinical oral implants. *Clin Oral Impl Res*, 2, 103-111.
- Sewerin, I. (1992). Identification of dental implants on radiographs. *Quintessence Int*, 23, 611-618.
- Sewerin, I. P. (1991). Comparison of radiographic image characteristics of Branemark and IMZ implants. *Clin Oral Impl Res*, 2, 151-156.
- Sewerin, I. P. (1991). Estimation of angulation of Branemark titanium fixtures from radiographic thread images. *Clin Oral Impl Res*, 2, 20-23.
- Shipman, P., Foster, G., & Schoeninger, M. (1984). Burnt bones and teeth: an experimental study of color, morphology, crystal structure and shrinkage. *J Archaeol Sci*, 11, 307-325.
- Shkrum, M. J., & Johnston, K. A. (1992). Fire and suicide: a three-year study of self-immolation deaths. *J Forensic Sci*, 37(1), 208-221.
- Sicilia, A., Cuesta, S., coma, G., Arregui, I., Guisasola, C., Ruiz, E., & Maestro, A. (2008). Titanium allergy in dental implant patients: a clinical study on 1500

- consecutive patients. *Clin Oral Impl Res*, 19, 823-835.
- Sillen, A., & Hoering, T. (1993). *Chemical characterization of burnt bones from Swartkrans*. Pretoria: Transvaal Museum Monograph 8, Transvaal Museum.
- Silva, N. R., Coelho, P. G., Fernandes, C. A., Navarro, J. M., Dias, R. A., & Thompson, V. P. (2009). Reliability of one-piece ceramic implant. *J Biomed Mat Res B Appl Biomater*, 88, 419-426.
- Silverstein, H. (1995). *Comparison of antemortem and postmortem findings*. Manual of forensic odontology. 3rd ed. Ontario: Manticore.
- Simpson, E., James, R., Eitzen, D., & Byard, R. (2007). Role of orthopedic implants and bone morphology in the identification of human remains. *J Forensic Sci*, 52, 442-448.
- Solheim, T., Lorentsen, M., Sundnes, P. K., Bang, G., & Bremnes, L. (1992). The "Scandinavian Star" ferry disaster 1990- a challenge to forensic odontology. *Int J Leg Med*, 104, 339-345.
- Spennemann, D. H. R., & Colley, S. M. (1989a). Fire in a pit: the effects of burning of faunal remains. *Archaeozoologia*, 3, 51-64.
- Spennemann, D. H. R., & Colley, S. M. (1989b). Fire in a pit: the effects of burning of faunal remains. *Archaeozoologia*, 3, 51-64.
- Spitz, W. U. (1993). *Thermal injuries* (3rd ed.). Springfield: Charles C. Thomas.
- Stavrianos, C., Stavrianou, I., Dietrich, E., & Kafas, P. (2009). Methods for human identification in Forensic Dentistry: A Review. *The Internet Journal of Forensic Science*, 4(1).
- Steinemann, S. (1998). Titanium-the material of choice? *Periodontology 2000.*, 17, 7-21.
- Stiner, M. C., Kuhn, S. L., Winer, S., & Bar-Yosef, O. (1995). Differential burning, recrystallization, and fragmentation of archaeological bone. *J Archaeol Sci*, 22, 223-237.
- Susini, A., Baud, C. A., & Tochnon-Danguy, H. J. (1988). *Identification d'un traitement thermique des os Préhistoriques humains*. Actes des 3èmes Journées Anthropologiques. Notes et Monographies Techniques 24, 43-67.
- Sweet, D., & DiZinno, J. A. (1996). Personal identification through dental evidence-tooth fragments to DNA. *J Calif Dent Assoc*, 24(5), 35-42.
- Symes, S. A., Rainwater, C. W., Chapman, E. N., Gipson, D. R., & Piper, A. L. (2008). *Patterned thermal destruction of human remains in a forensic setting*. London: Academic Press.

- Taylor, P. T., Wilson, M. E., & Lyons, T. J. (2001). Forensic Odontology lessons: multishooting incident at Port Arthur, Tasmania. *J Forensic Sci*, 130, 174-181.
- Tengvall, P., & Lundström, L. (1992). Physico-chemical considerations of titanium as a biomaterial. *Clin Mat*, 9, 115-134.
- The center for special dentistry (2011). Recuperado de <http://nycdentist.com/our-team/42>).
- Thompson, T. J. U. (2004). Recent advances in the study of burned bone and their implications for forensic anthropology. *Forensic Sci Int*, 146S, S203-S205.
- Thompson, T. J. U. (2005). Heat-induced dimensional changes in bone and their consequences for forensic anthropology. *J Forensic Sci*, 50(5), 1008-1015.
- Thomsen, P., Larsson, C., Ericson, L. E., Sennerby, L., Lausmaa, J., & Kasemo, B. (1997). Structure of the interface between rabbit cortical bone and implants of gold, zirconium and titanium. *J Mater Sci*, 8, 653-665.
- Tortosa-López, J. M., & Crespo-Alonso, S. (2011). *Conceptos básicos de patología forense*: Palibrio.
- Tschernitschek, H., Borchers, L., & Geurtsen, W. (2005a). Nonalloyed titanium as a bioinert metal. A review. *Quintessence Int*, 36, 523-530.
- Tschernitschek, H., Borchers, L., & Geurtsen, W. (2005b). Nonalloyed titanium as a bioinert metal. A review. *Quintessence Int*, 36, 523-530.
- Téllez-Barragán, M. C. (2011). Estudio de la heredabilidad en la queiloscopia. *Revista de la Escuela de Medicina Legal*, Junio, 32-44.
- USAF. (2005) synopsis of restorative resin composite systems <https://decs.nhgl.med.navy.mil/3QTR05/PRODUCTEVALUATIONS/compositesynopsis.htm>).
- Valenzuela, A., Martin-de las Heras, S., Marques, T., Exposito, N., & Bohoyo, J. M. (2000). The application of dental methods of identification to human burn victims in a mass disaster. *Int J Legal Med*, 113(4), 236-239.
- Van Noort, R. (1987). Titanium: the implant material of today. *J Mater Sci*, 22, 3801-3811.
- Venkatesh, R., & David, M. P. (2011). Cheiloscopy: An aid for personal identification. *J Forensic Dent Sci*, 3(2), 67-70.
- Vilaplana, J., & Romaguera, C. (1998). New developments in jewellery and dental materials. *Contact Dermatitis*, 39(2), 55-57.
- Wahl, J. (1982). Leichenbrand und Untersuchungen. Überblick über die Bearbeitungs und

- Aussagemöglichkeiten von Brandgräbern. *Praehistorische Zeitschrift.*, 57(1), 1-127.
- Walker, P. L., & Miller, K. P. (2005). Time, temperature, and oxygen availability: an experimental study of the effects of environmental conditions on the color and organic content of cremated bone. *Am J Phys Anthropol, Suppl 40*, 216-217.
- Weingart, D., Steinemann, S., Schilli, W., Strub, J. R., Hellerich, U., Assenmacher, J., & Simpson, J. (1994). Titanium deposition in regional lymph nodes after insertion of titanium screw implants in maxillofacial region. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 43, 450-452.
- Whittaker, D. K. (1994). An introduction to forensic dentistry. *Quintessence Int*, 25(10), 723-730.
- Whittaker, D. K. (1995). forensic dentistry in the identification of victims and assailants. *J Clin Forensic Med*, 2, 145-151.
- William, J., & O'Brien. (2002). *Dental Materials and their Selection*. 3rd ed. Carol Strem, Canada: Quintessence Publishing.
- Williams, D. F. (1987). *Definitions in biomaterials: Proceeding of a Consensus Conference of the European Society for Biomaterials, Chester*. Amsterdam: Progress in Biomedical Engineering. Elsevier.
- Wilson, D. F., & Massey, W. (1987). Scanning electron microscopy of incinerated teeth. *Am J Forensic Med Pathol*, 8, 32-38.
- Wirthwein, D. P., & Pless, J. E. (1996). Carboxyhemoglobin levels in a series of automobile fires. *Am J Forensic Med Pathol*, 17, 117-123.
- Zhou, J., & Abdel-Mottaed, M. (2005). A content-based system for human identification based on bitewing dental X-ray images. *Pattern Recognition*, 2132-2142.
- Zietkiewicz, E., Witt, M., Daca, P., Zebracka-Gala, J., Goniewicz, M., & Jarzab, B. (2011). Current genetic methodologies in the identification of disaster victims and in forensic analysis. *J Appl Genet*.