



UNIVERSIDAD DE SANTIAGO DE COMPOSTELA
Facultad de Medicina y Odontología
Departamento de Estomatología

ELEVACIÓN DE SENO MAXILAR
PROPUESTA DE UN MODELO PARA DOCENCIA E
INVESTIGACIÓN EN TÉCNICA QUIRÚRGICA

Javier López-Niño Pérez
Santiago de Compostela, Febrero del 2012



D. Pablo Ignacio Varela Centelles, Profesor Asociado de Prótesis Dental de la Facultad de Medicina y Odontología de la Universidad de Santiago de Compostela, y

D. Juan Manuel Seoane Lestón, Profesor Titular de Cirugía Oral de la Facultad de Medicina y Odontología de la Universidad de Santiago de Compostela,

HACEN CONSTAR:

Que el trabajo de investigación que presenta D. Javier López-Niño Pérez, con el título **“Elevación de Seno Maxilar. Propuesta de un modelo para docencia e investigación en técnica quirúrgica”**, ha sido realizado bajo nuestra dirección, supervisando en todo momento su elaboración.

Que a nuestro criterio reúne las características de rigor, originalidad y mérito suficientes para optar al grado de Doctor y ser elevado al superior juicio del Tribunal designado a tal efecto.

Para que así conste, a efectos de justificar los mencionados extremos ante los órganos competentes de la Universidad de Santiago de Compostela, a 20 de Febrero de 2012.

Fdo. Dr. Pablo I. Varela Centelles

Fdo. Dr. Juan M. Seoane Lestón

Fdo. D. Javier López-Niño Pérez (doctorando)

A mis Padres

AGRADECIMIENTOS

A los directores de la presente tesis, al profesor Dr. Juan Seoane que, aunque nuestros comienzos fuesen duros, ha permanecido siempre a mi lado aconsejándome, ayudándome y empujándome a llevar a cabo este y otros proyectos. Al profesor Dr. Pablo Varela por su dedicación, ayuda y motivación para realizar este trabajo.

A los profesores de la Unidad de Cirugía Oral; en especial al Dr. Aguado, al Dr. Suárez Quintanilla y al Dr. Balboa.

A los profesores y compañeros del Master de Rehabilitación Oral mediante Prótesis Dental e Implantoprótesis de la Unidad de Oclusión y Odontología Protésica; en especial al Dr. Santana y a la Dra. Mora.

Al Dr. Juan Suárez Quintanilla, a la Dra. Lucía García-Caballero y al Dr. Antonio González Mosquera por prestarme todo su apoyo y colaboración para realizar los estudios anatómicos y morfológicos en animales y en humanos.

También quiero dar las gracias a mi familia, sin la que nada tendría sentido y la que desde un principio me impulsó a llevar a cabo este trabajo, animándome a lo largo de estos años y a Lorena, por estar a mi lado en todo momento y ser la fuente de mi inspiración.

Por último, me gustaría agradecer a todos mis compañeros y amigos que de una u otra forma me han ayudado en la realización de esta Tesis.

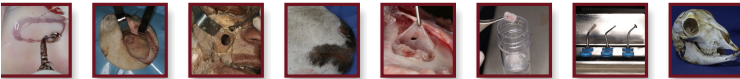
ÍNDICE DE CONTENIDOS

1. INTRODUCCIÓN.....	13
1.1 El problema del edentulismo en maxilar superior.....	15
<i>1.1.1 Soluciones históricas.....</i>	<i>15</i>
<i>1.1.2 Aportaciones de la implantología a la solución del problema.....</i>	<i>19</i>
<i>1.1.3 Opciones en caso de patrimonio óseo insuficiente.....</i>	<i>20</i>
1.2 La elevación del Seno Maxilar.....	26
<i>1.2.1 Anatomía del seno maxilar.....</i>	<i>26</i>
<i>1.2.2 Definición de Elevación del Seno Maxilar. Concept.....</i>	<i>28</i>
<i>1.2.3 Historia.....</i>	<i>28</i>
<i>1.2.4 Técnicas Quirúrgicas.....</i>	<i>29</i>
<i>1.2.4.a Abordaje lateral.....</i>	<i>29</i>
<i>1.2.4.b Abordaje crestal.....</i>	<i>35</i>
<i>1.2.5 Estado actual de la Técnica Quirúrgica.....</i>	<i>40</i>
<i>1.2.6 Factores que intervienen en el éxito de implantes colocados tras la elevación del seno maxilar.....</i>	<i>43</i>
<i>1.2.7 Tasas de supervivencia y éxito de implantes.....</i>	<i>46</i>
1.3 Enseñanza de la técnica de Elevación de Seno Maxilar.....	50
<i>1.3.1 Técnicas/escuelas pedagógicas en Ciencias de la Salud. Particularidades de la Enseñanza Quirúrgica.....</i>	<i>50</i>
<i>1.3.2 Enseñanza mediante simulación.....</i>	<i>59</i>
<i>1.3.2.a Tipos de simuladores disponibles.....</i>	<i>60</i>
<i>1.3.2.b Simulación Quirúrgica en el Ámbito Odontológico.....</i>	<i>79</i>

1.4 Identificación de problemas quirúrgicos relevantes en	
Elevación del Seno Maxilar.....	72
1.4.1 Aspectos docentes.....	72
1.4.2 Morbilidad de la Técnica.....	72
1.4.2.a Perforación de la membrana de Schneider.....	72
1.4.2.b Laceración de la Arteria Maxilar Superior.....	73
2. JUSTIFICACIÓN.....	75
3. OBJETIVOS.....	79
4. DESARROLLO DE LA INVESTIGACIÓN.....	83
4.1. El cordero como modelo preclínico para el entrenamiento de la cirugía de Elevación de Seno Maxilar: un estudio comparativo con estándares humanos.....	86
4.1.1 Resumen.....	86
4.1.2 Introducción.....	87
4.1.3 Objetivos.....	89
4.1.4 Material y Métodos.....	90
4.1.5 Resultados.....	96
4.1.6 Discusión.....	100
4.1.7 Conclusiones.....	105
4.2 Taller de habilidades quirúrgicas. Propuesta y evaluación de un nuevo modelo para la Elevación del Seno Maxilar.....	106
4.2.1 Resumen.....	106
4.2.2 Introducción.....	107
4.2.3 Material y Métodos.....	109

<i>4.2.4 Resultados</i>	111
<i>4.2.5 Discusión</i>	115
<i>4.2.6 Conclusiones</i>	119
4.3 Utilidad del modelo para investigación en técnica quirúrgica. Perforaciones de membrana en Elevación de Seno Maxilar. Dispositivo Piezoeléctrico vs. Instrumental Rotatorio convencional para la osteotomía: Estudio Experimental	120
<i>4.3.1 Resumen</i>	120
<i>4.3.2 Introducción</i>	121
<i>4.3.3 Material y Métodos</i>	123
<i>4.3.4 Resultados</i>	130
<i>4.3.5 Discusión</i>	133
<i>4.3.6 Conclusiones</i>	136
5. SUMARIO DE RESULTADOS	139
6. DISCUSIÓN GENERAL	143
7. CONCLUSIONES	149
8. BIBLIOGRAFÍA	153
9. ANEXOS	189

1. INTRODUCCIÓN



1. INTRODUCCIÓN

1.1 El problema del edentulismo en maxilar superior.

1.1.1 Soluciones históricas.

La odontología ha tomado históricamente a la dentadura artificial como un tratamiento básico dentro de su programa educativo y en el posterior desempeño profesional (Sharry, 1974), por lo que durante muchos años no se concebía a un dentista que no atendiera pacientes totalmente desdentados.

A pesar del aumento de personas mayores en la población de países desarrollados, en muchos de ellos el porcentaje de edéntulos ha comenzado a descender en las últimas décadas. Sin embargo, incluso en países desarrollados, las proyecciones de población muestran que la disminución en la prevalencia de edentulismo se verá compensada en el futuro por el aumento esperado de población en el segmento mayor de 55 años, resultando este fenómeno en un aumento neto de las necesidades de tratamientos rehabilitadores mediante prótesis totales (Douglas et al, 2002).

Consideraciones Protéticas.

Las dentaduras artificiales nacen con la profesión odontológica. En un principio los primeros problemas a resolver en la boca no eran preservar la dentadura natural sino reponer de alguna manera los dientes que el ser humano perdía con la edad. Los informes del siglo XVII y XVIII sobre materiales usados como bases de estas primitivas prótesis variaban desde los más burdos

como el cuero y la madera, hasta los más finos de la época como oro, plata, cerámica o estaño (Sharry, 1974).

El mayor problema para un desdentado total es la reabsorción de los procesos óseos residuales (Atwood, 1971), de difícil prevención dada su etiología multifactorial, que reduce la retención y estabilidad de las dentaduras artificiales (Atwood, 1963; Devlin & Ferguson, 1991; Klemetti, 1996; Kingsmill, 1999).

La prótesis total para su buen funcionamiento necesita de tres factores: soporte, estabilidad y retención (Swenson, 1955). Estos factores proporcionan a la dentadura artificial la capacidad de apoyo e inmovilidad necesaria para que los dientes artificiales sustituyan la función de la dentadura natural perdida (Winkler et al, 1975) y se logran gracias a fenómenos físicos como la adhesión y la cohesión (favorecidos por la saliva), la presión atmosférica, y la tensión superficial. También se consiguen por aspectos mecánicos como la armonía o el balance oclusal y la perfecta adaptación de la base de la dentadura a los procesos residuales. La función de la prótesis completa mejora con el volumen de los procesos residuales, con una densidad ósea que debe ir de “adecuada” a “fuerte”, según los criterios de Ozawa (1984) con gran mineralización y con una mucosa de recubrimiento sana y, por consiguiente, fuerte y elástica.

Reabsorción de los procesos residuales.

Es lógico que el proceso óseo residual sufra cambios al no contar con las estructuras de estimulación necesarias para la formación de nuevo hueso (Carlsson & Persson, 1967). Al cerrarse el alveolo y perder definitivamente su ligamento periodontal, el reborde sólo recibirá fuerzas compresivas que

provocarán estimulación osteoclástica para el trabajo osteocítico. Además debemos tener en cuenta que un maxilar desdentado es considerado por la economía corporal como una entidad sin función y por lo tanto pasará a ser un aportador de minerales para otras funciones vitales, haciendo su aparición la reabsorción ósea. Tales cambios de volumen son tomados como normales y esperados en el transcurso de la vida del paciente edéntulo, sea o no portador de dentadura artificial (Carlsson & Persson, 1967; Närhi et al, 1997).

Durante las primeras décadas del siglo XX se consideraban las dentaduras como estimulantes para el mantenimiento de la integridad de la mucosa e incluso de todo el proceso alveolar (De Van, 1930; Kapur & Shklar, 1963). En la actualidad se ha demostrado que la dentadura artificial no sólo no conserva sino que puede ser un factor que acelere la pérdida de hueso, en intensidad muy variable dependiendo de su buen diseño o fabricación correcta, de acuerdo a la fisiología del usuario, del mantenimiento y uso normales de la prótesis, además de ajustes y cambio total en sus tiempos correctos. Pero la reabsorción normal de los procesos residuales, aunque lenta, es progresiva y puede verse acelerada también por otros factores, clasificados por Atwood (1971) como de tipo:

- a) Anatómico: Altura y grosor del proceso, tipo de hueso y biotipo gingival.
- b) Funcional: Frecuencia, dirección y cantidad de fuerza aplicada al proceso residual.
- c) Metabólico: Edad, sexo, balance hormonal, osteoporosis, nivel nutricional, etc.

d) Protético: Tipo de base de la dentadura, forma y tipo de dientes, distancia interoclusal, balance oclusal, etc.

Diversos factores pueden afectar a la pérdida progresiva de hueso antes y después de la pérdida de dientes. Éstos incluyen historia de enfermedades periodontales, la edad, el género, la predisposición genética, las condiciones de compromiso sistémico y el tratamiento periodontal previo, especialmente terapias de resección ósea (Ulm et al, 1999). También hay factores relacionados con la pérdida de dientes, como la pérdida de estimulación del ligamento periodontal, la disminución del riego sanguíneo y la duración y los hábitos relacionados con el uso de prótesis (Block & Kent, 1995; Bryant, 1998). Los molares son los dientes ausentes con mayor frecuencia, tanto en pacientes periodontales tratados (Hirschfeld & Wasserman, 1978; McFall, 1982), como no tratados (Becker et al, 1979; Papapanau et al, 1988). También son los dientes que con mayor frecuencia son tratados quirúrgicamente (Hirschfeld & Wasserman, 1978; McFall, 1982), lo que contribuye a la reducción del tejido duro de soporte antes de la pérdida de los dientes. Además, la neumatización del seno maxilar puede reducir aún más la altura de la cresta disponible y frecuentemente se asocia a una calidad insuficiente de los huesos en la parte posterior del maxilar (Jaffin & Berman, 1991; Ulm et al, 1999).

La presión de la dentadura artificial se ha relacionado directamente con la estimulación de la reabsorción ósea en el proceso alveolar residual, observándose este fenómeno aún cuando el resto del esqueleto esté en buenas condiciones, lo que destaca el papel de los factores locales en la atrofia alveolar (Atwood, 1971; Markovic & Krstic, 1999).

Los cambios en la mucosa y hueso de soporte maxilar y mandibular después del uso prolongado de una dentadura artificial no son un problema nuevo, y su solución se ha abordado desde diferentes perspectivas incluyendo técnicas de impresión; uso de materiales resilientes para bases como el nylon, combinaciones de metacrilato y nylon o rebases blandos de acrílico, silicona, etc. Se han propuesto también diferentes técnicas quirúrgicas tanto para eliminar tejidos no deseables en los procesos alveolares y que interfieren en el uso de la dentadura artificial, como para aumentar la superficie de soporte óseo. Estos recursos, junto con la implantología, (Peñarrocha-Diago, 2001; Gutiérrez & García, 2002) permiten la resolución de los problemas rehabilitadores, aunque con resultados muy variables (Jendresen et al, 1998).

1.1.2 Aportaciones de la implantología a la solución del problema.

Existen situaciones patológicas de pérdida importante de soporte óseo en relación con los huesos maxilares que pueden provocar una limitación funcional y estética al paciente, con efectos sobre las capacidades masticatoria, deglutoria y fonatoria; con las implicaciones de carácter psicológico correspondientes. Los pacientes con atrofia maxilar severa son ejemplo de esta situación y constituyen un reto para el tratamiento rehabilitador. La introducción de los implantes osteointegrados hace posible el tratamiento integral del paciente de un modo práctico, aunque con dificultades para el anclaje de los implantes debido a la ausencia de hueso subsinusal en cantidad suficiente (Breine & Brånemark, 1980; Laney et al, 1986; Albrektsson, 1988).

Los sectores posteriores maxilares presentan, pues, desafíos específicos y los pacientes que buscan tratamiento suelen presentar pérdida de uno o dos molares con crestas estrechas o alturas mínimas en uno o más cuadrantes. Se han desarrollado varias técnicas quirúrgicas para aumentar el volumen óseo en estas situaciones: injerto en onlay, Le Fort I, regeneración ósea guiada, elevación sinusal, o combinaciones de estas técnicas (Breine & Brånemark, 1980; Boyne, & James 1980; Adell et al, 1990; Isaksson et al, 1992; Isaksson et al, 1993; Esposito et al, 1998). Estos tratamientos presentan el inconveniente de aumentar la morbilidad, pues precisan de varias cirugías y requieren el uso de prótesis removibles por un largo período de tiempo (Wood & Moore, 1988; Bedrossian et al, 2002), lo que implica, además, un aumento en la duración del tratamiento y de la carga financiera que podría desalentar a los pacientes candidatos a estas opciones terapéuticas. La literatura muestra distintas tasas de éxito para los implantes colocados en zonas injertadas (entre el 82% y el 84%) tras seguimientos de uno a cinco años (Sjörtrom et al, 2007).

Otras alternativas las constituyen los implantes cortos, los implantes angulados y los zigomáticos (Brånemark, 1998; Parel et al, 2001; Griffin & Cheung, 2004)

1.1.3 Opciones en caso de patrimonio óseo insuficiente

1. Arco corto.

La literatura indica que la capacidad masticatoria está estrechamente relacionada con el número de dientes y que no hay deterioro de la capacidad

masticatoria cuando el paciente mantiene al menos 20 dientes favorablemente distribuidos (Rosenoer & Sheiham, 1995; Sarita et al, 2003), definiéndose la arcada dentaria acortada como la que tiene una región anterior intacta pero un número reducido de dientes posteriores (Kayser, 1981). De hecho, se considera un objetivo para una salud oral ideal el mantenimiento a lo largo de la vida de una dentición funcional, estética y natural de no menos de 20 dientes y que no requiera del uso de prótesis dental (Organización Mundial de la Salud, 1992).

No es posible, sin embargo, cuantificar el número mínimo de dientes necesarios para satisfacer las exigencias funcionales debido a que estas exigencias varían de un individuo a otro. Además, tanto las consideraciones dentales como financieras influyen fuertemente en el plan de tratamiento y, de hecho, los arcos dentales que comprenden las regiones anterior y premolar cumplen con los requisitos de una dentición funcional (Organización Mundial de la Salud, 1992; Witter et al, 1994). De ello se desprende que la sustitución de molares perdidos por prótesis fijas con cantiléver o extensión distal, prótesis implantosoportadas o prótesis parciales removibles con extensión distal en acrílico, podrían suponer un sobretratamiento para ciertos pacientes. Esto implica que los pacientes adultos mantienen una funcionalidad oral adecuada cuando los dientes posteriores más distales son los segundos premolares, sin que ello entre en conflicto con las teorías de la oclusión.

2. Implantes cortos.

En los casos en que la altura ósea maxilar no permita la aplicación de implantes convencionales, se pueden utilizar implantes de poco diámetro o cortos,

conocidos como mini-implantes dentales o implantes cortos que pueden ser, con frecuencia, una alternativa adecuada de tratamiento. Entre sus beneficios figuran que el método de inserción es sencillo, presentan un menor trauma intraoperatorio (evitan otras cirugías con sus riesgos asociados), cuentan con la posibilidad de carga inmediata y un período de recuperación más corto, redundado todo ello en una disminución de los costos económicos (Roberts et al, 1992).

Una de las principales ventajas de estos implantes es que pueden ser ubicados en áreas donde el ancho de la cresta es muy pequeño y donde, a menos que se realice una intervención quirúrgica de aumento óseo, los implantes convencionales no se pueden colocar. Así, la anchura de cresta necesaria para la colocación de un implante convencional debe ser mayor de 5 mm, mientras que los mini-implantes se pueden insertar también donde el ancho de la cresta presenta valores de 4.3 mm (Lerner, 2009).

Además de implantes estrechos, se ha demostrado que los implantes cortos y anchos (6 x 8 mm) presentan porcentajes de éxito cercanos al 100% si se encuentran ferulizados a implantes de longitudes estándar para la rehabilitación en regiones molares de maxilar y mandíbula (Griffin & Cheung, 2004).

3. Implantes Zigomáticos.

Con el objetivo de simplificar la rehabilitación de los sectores posteriores maxilares en casos complejos y aumentar la predictibilidad de los resultados disminuyendo la morbilidad y el tiempo de tratamiento, a la vez que evitar los injertos óseos, Brånemark (1998) implementó la técnica de anclaje conocida como implantes zigomáticos. Inicialmente esta técnica fue diseñada para tratar a las

víctimas de traumatismos, resecciones tumorales, o defectos congénitos. Estos pacientes presentan una pérdida considerable de estructura ósea (Darle, 1999) y pocas regiones que ofrezcan anclaje suficiente para los implantes. Las regiones del cuerpo del malar o la porción frontal del hueso zigomático (Balshi & Wolfinger, 2002) resultaron ser alternativas adecuadas. Con el tiempo, la técnica se ha perfeccionado permitiendo a los pacientes con reabsorción ósea severa ser rehabilitados de forma predecible para un correcto funcionamiento y estética con una tasa de éxito similar a los implantes colocados con la técnica convencional (Aparicio et al, 2008).

Existen diferentes técnicas para la fijación de los implantes zigomáticos. La técnica desarrollada por Brånemark (Parel et al, 2001) requiere una incisión de Le Fort I, lo que permite el desplazamiento de un colgajo grande para facilitar la exposición del hueso zigomático, y la realización de una ventana para el desplazamiento de la membrana del seno. La técnica de Stella y Warner (2000) difiere de la técnica original, no siendo necesaria una ventana en la pared del seno maxilar, sino sólo un canal de orientación y, por tanto, no hay preocupación por la integridad de la membrana sinusal. Una tercera técnica (Migliorança et al, 2006) externaliza los implantes con relación a los senos, obviando así la necesidad de una apertura de una ventana o de un canal en la pared del seno maxilar.

4. Aumento de cresta.

Consiste en el aumento del volumen óseo de la cresta empleando injertos de hueso de distinta procedencia.

La inserción de un implante endoóseo requiere un volumen óseo suficiente

para que el hueso lo cubra completamente. Hay que tener presente también que el patrón de reabsorción de la cresta contribuye a una desfavorable relación maxilo-mandibular, requiriendo con frecuencia de angulación de los implantes y / o pilares angulados, afectando a la proximidad de las concavidades faciales adyacentes (senos maxilares, cavidad nasal) y a las estructuras nobles vecinas (nervio dentario) (Misch et al, 1992).

El injerto de hueso autólogo empleado con los implantes dentales fue originalmente descrito por Brånemark et al (1975), convirtiéndose en un procedimiento ampliamente aceptado para rehabilitación oral y máxilofacial (Misch, 1996; Misch, 1997; Rissolo & Bennett, 1998; Lynch et al, 1999). Existen localizaciones preferentes para la obtención de injertos autólogos de hueso, como la calota (Harsha et al, 1986), la tibia (Breine & Brånemark, 1980), y la cresta ilíaca (Keller et al, 1987; Listrom & Symington, 1988; Schwartz-Arad & Dori, 2002).

A pesar de que el hueso de la cresta ilíaca es el más utilizado en las reconstrucciones importantes de mandíbula, no siempre es recomendado debido a su alta morbilidad, posible cojera postoperatoria y a la necesidad de hospitalización. Es necesario mencionar también el hecho de que se produce una reabsorción significativa asociada a los injertos en bloque córtico-esponjosos de sitios donantes endocondrales (Smith & Abramson, 1974; Zins & Whitaker, 1983; Schwartz-Arad & Dori, 2002). Estas desventajas, unido a que los implantes dentales no requieren grandes cantidades de hueso, desembocaron en un aumento del uso de injertos en bloque a partir de fuentes intraorales, especialmente de la sínfisis mandibular (Misch et al, 1992; Misch & Misch, 1995; Misch, 1997; Montazem et al, 2000; Gungormus & Yavuz, 2002; Proussaerfs et al, 2002) o de

la rama mandibular (Misch, 1996; Misch, 1997). El buen acceso quirúrgico a estas zonas y la proximidad de los sitios donante y receptor reduce el tiempo quirúrgico y la anestesia, por lo que es ideal para la cirugía ambulatoria de implantología, sin que se produzca ninguna cicatriz cutánea y ocasionando mínimas molestias y menor morbilidad a los pacientes, en comparación con localizaciones extraorales.

1.2 La elevación del Seno Maxilar.

1.2.1 Anatomía del seno maxilar.

Los senos maxilares son espacios pares situados dentro de los huesos maxilares, bilaterales, laterales a la cavidad nasal, por encima de los dientes superiores, por debajo del suelo de la órbita y por delante de la fosa infratemporal (Fig 1). Estos senos son los más grandes de los senos paranasales, con un volumen medio de 12,5 ml (Gosau et al, 2009), y están revestidos por una membrana bilaminar delgada, mucoperióstica, que se conoce como la membrana de Schneider y que comprende epitelio ciliado pseudoestratificado columnar (epitelio respiratorio) en el lumen y una sola capa de células osteogénicas del periostio en la cara ósea. El nervio infraorbitario se sitúa en una dirección postero-anterior por el centro del techo del maxilar superior. En la mayoría de los casos el suelo del canal se compone de huesos gruesos, aunque en algunos casos el suelo del canal no está presente, dejando sólo una fina capa de mucosa entre el nervio y la cavidad del seno (Yanagisawa & Yanagisawa, 1999).

El ostium del seno, que se encuentra en la cara superior de la pared medial del seno superior al proceso uncinado, se abre en el infundíbulo etmoidal situado en el meato medio a lo largo de la pared lateral nasal. Hay septos delgados de hueso que se extienden desde la pared lateral del seno hasta la pared medial y pueden estar presentes hasta en un 37% de los pacientes, ubicándose en un 22,5% en el tercio anterior del seno, en un 45,9% de los casos en el medio y en un 31,5% en el tercio posterior. El 89% de los pacientes con septos no presentarán más de dos (Park et al, 2011).

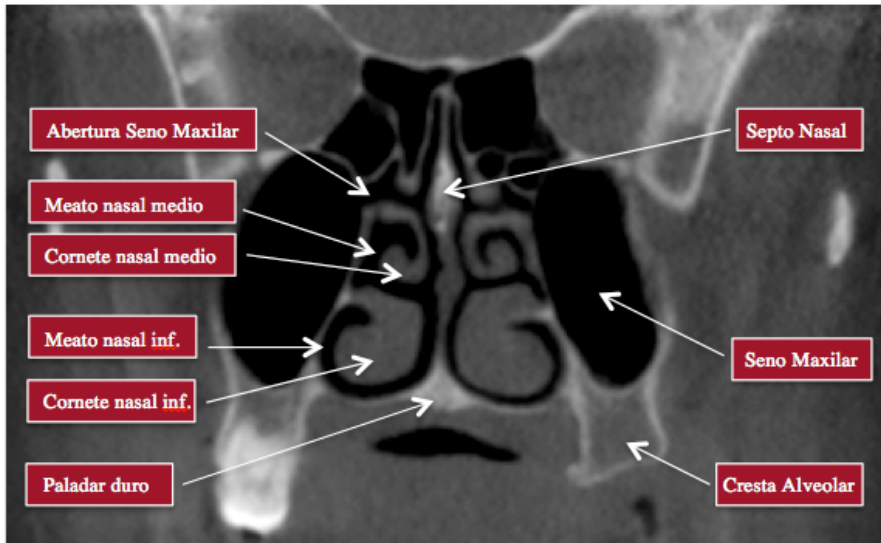


Fig 1. Corte Frontal de cráneo humano. Senos Paranasales.

La presencia y la ubicación de los septos pueden afectar al plan de tratamiento y, el hecho de no identificarlos antes del tratamiento puede producir complicaciones durante la operación de elevación del seno maxilar.

El papel de la membrana en la fisiología sinusal reside en que los cilios presentes en ésta guían la descarga mucosa y los residuos hacia el ostium de modo que se produce el drenaje de los senos paranasales de forma constante. Algunas enfermedades pueden predisponer al padecimiento de una sinusitis crónica: la rinitis alérgica produce una inflamación de la mucosa del ostium, lo que lleva a una inflamación local que produce un bloqueo de la descarga mucosa, dando lugar a una presión dolorosa de los senos así como a la infección del fluido estancado. La disfunción de los cilios del seno también puede conducir a la acumulación de moco y residuos, desembocando en un proceso infeccioso debido a la incapacidad de los senos para realizar la descarga normal de éstos (Gudis & Cohen, 2010).

1.2.2 Definición de Elevación del Seno Maxilar. Concepto.

Es una técnica quirúrgica que consiste en la colocación de una matriz ósea bajo la mucosa del seno maxilar con el objeto de promover la formación de hueso en donde no existía previamente. Este procedimiento puede crear una cantidad y calidad de hueso suficiente para la colocación de implantes, permitiendo aumentar el volumen en altura de la cresta ósea alveolar por su base. Está indicada cuando la causa de la pérdida de volumen vertical se debe a una pérdida ósea por fuerte neumatización del seno o atrofia de la cresta ósea maxilar.

1.2.3 Historia.

Esta técnica fue presentada inicialmente por Hilt Tatum en 1977 en el Encuentro Anual del Grupo de Estudios Implantológicos de Alabama en Birmingham, Alabama (EE.UU.) (Raspall, 2006). Este autor describe una técnica de aumento vertical del suelo sinusal con acceso crestal que, más tarde, Philip Boyne y Robert James (1980) modificarían describiendo una vía de acceso a través de la pared lateral del seno. Más tarde Tatum (1986) publica sus dos técnicas de aumento vertical del suelo antral: la ya mencionada técnica de acceso crestal y otra técnica con abordaje por la pared lateral del seno y colocación simultánea de implantes en forma de raíz dental.

1.2.4 Técnicas Quirúrgicas.

El abordaje quirúrgico del suelo del seno maxilar puede realizarse por tanto, con una técnica quirúrgica con osteotomía lateral del seno maxilar o bien mediante abordaje crestal.

1.2.4.a Abordaje lateral.

Esta técnica permite los aumentos más importantes en altura, ya que durante la etapa de cicatrización el injerto óseo permanece totalmente protegido de fuerzas disturbantes que pudieran alterar la neoformación de hueso fase I, embrionario o inmaduro y su secuencia posterior de reabsorción y reemplazo por hueso fase II, laminar o maduro.

La técnica propiamente dicha fue publicada por Boyne y James (1980) y permanece todavía vigente, aunque con pequeñas variantes introducidas por diversos autores. El procedimiento quirúrgico comienza con una anestesia infiltrativa en la zona retrotuberal, infraorbital y palatina (en algunos pacientes podría hacerse necesaria una sedación intravenosa (Jovanovic & Hunt, 1999); posteriormente se realiza una incisión horizontal en la mucosa extendiéndose desde el centro de la fosa canina a la porción media del contrafuerte zigomático, a un nivel aproximado de 6 mm por encima de la línea de la mucosa adherida. El mucoperiostio es levantado superiormente exponiendo el hueso de la porción inferior de la fosa canina (actualmente la mayoría de los autores se decantan por la incisión crestal o ligeramente palatinizada, especialmente cuando se realiza la colocación simultánea de implantes) y

luego se realiza una antrostomía de aproximadamente 1 cm de diámetro en la pared lateral del seno con una fresa redonda de unos 2 mm de diámetro (Fig. 2) sin desgarrar la mucosa antral.

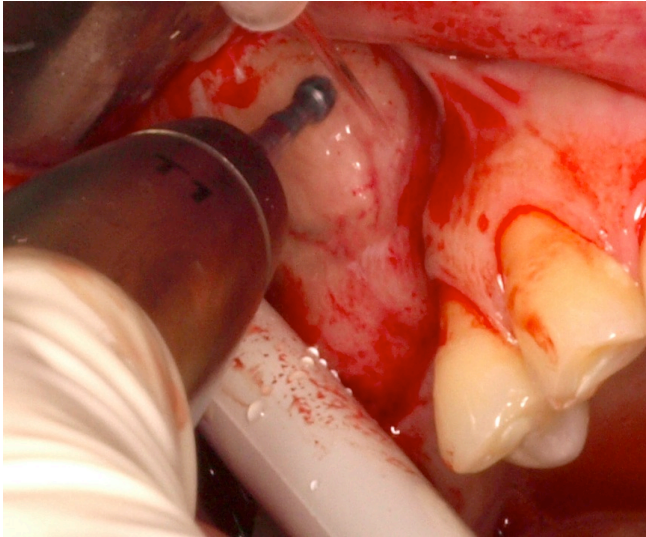


Fig 2. Antrostomía de la Pared lateral del Seno Maxilar.

A través de la fina capa de hueso papiráceo se puede ver el color gris-rosáceo apagado subyacente. Esta lámina ósea permanece en el sitio quirúrgico después del uso de la fresa para ser luego removida con una pinza mosquito de hemostasia sin lacerar el tejido blando de la membrana sinusal aunque en la actualidad existe una tendencia a dejarla pegada a la membrana de Schneider para que se convierta en el nuevo suelo del seno maxilar a un nivel superior. Con una cureta de Molt 2/4 (#522. Hu-Friedy Mfg. Co., LLC., Zweigniederlassung. Alemania) se eleva cuidadosamente la membrana sinusal desde los bordes laterales e inferiores del seno, para después elevarla desde el suelo del seno maxilar hacia el borde posterior de la tuberosidad utilizando un instrumento para elevación de seno Kramer-Nevins angulado (#LG/SM47 mgo.#6. Hu-Friedy Mfg. Co., LLC., Zweigniederlassung. Alemania). (Fig 3)

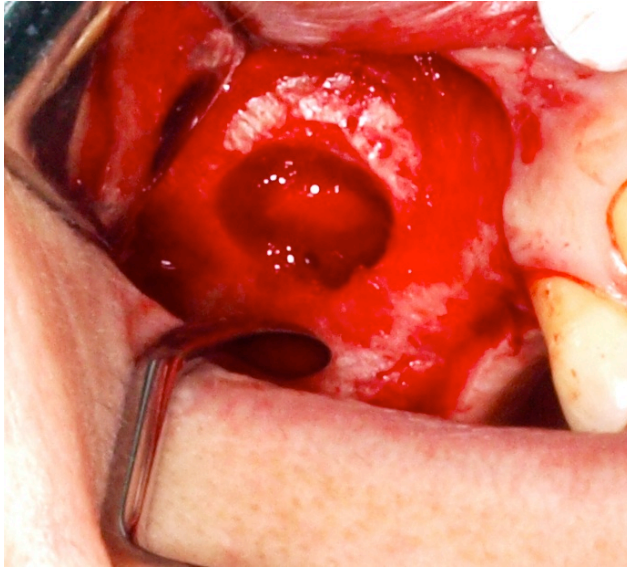


Fig 3. Elevación de la Pared Lateral del Seno

Si se encuentra un septo en el suelo, debe ser cortado con un cincel delgado y removido con una pinza hemostática para que el injerto óseo pueda ser colocado completamente de un lado al otro del suelo antral sin interrupción. La membrana sinusal es elevada superiormente y sostenida en esa posición con una cureta mientras se empaqueta el injerto a lo largo del suelo del seno a una profundidad aproximada de 1 a 1,5-2 cm (Fig 4) Después de este procedimiento, la membrana sinusal se deja asentar suavemente sobre el injerto óseo. El mucoperiostio es cerrado sobre la antrostomía con sutura de nylon del n° 4. De ser necesario se puede practicar una antrostomía nasal para drenaje, si el sangrado es severo o si la membrana ha sido perforada durante el procedimiento quirúrgico.

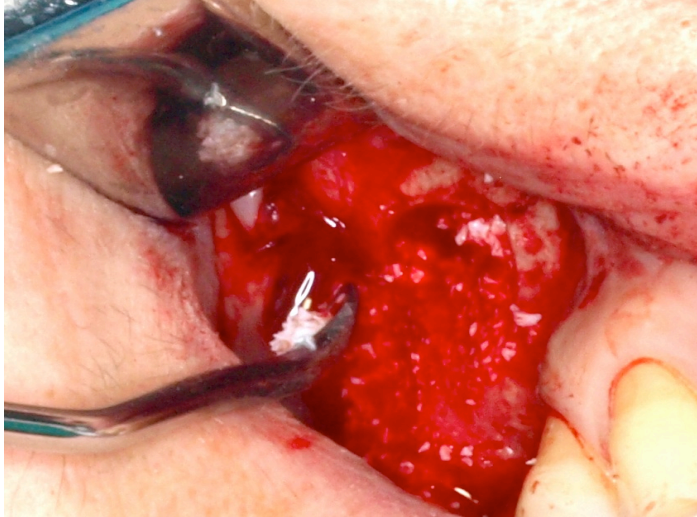


Fig 4. Relleno del Seno Maxilar.

En 1986, Hilt Tatum también realizó una modificación de la técnica precedente realizando una antrostomía en forma de U, contorneando el suelo del seno y esbozando luego una línea horizontal superior de conexión. Esta parte en forma de U es golpeada ligeramente para crear una fractura en tallo verde. Una vez terminada esta fractura a lo largo del suelo del seno, se accede al antro elevando la membrana de Schneider siguiendo los bordes de la fractura, lo que permite elevar horizontalmente la pared ósea lateral del seno que se introduce en la cavidad convirtiéndose en el nuevo suelo sinusal. El despegamiento debe ser cuidadoso para no rasgar la membrana. Cuando la pared lateral ha sido rotada hacia el interior del seno en dirección a su posición horizontal con la membrana completamente removida, desde el aspecto inferior del seno se coloca el injerto óseo llenando el espacio creado. Finalmente se procede al cierre de la herida quirúrgica. El tratamiento postoperatorio convencional, recomendado por Hirsch y Ericsson (1991), incluye una cobertura antibiótica por

vía oral durante 10 días y analgésicos según necesidad. Las suturas se retiran generalmente entre los 7 a 10 días posteriores. No se permite el uso de ningún tipo de prótesis durante las dos semanas siguientes a la intervención.

La técnica de la elevación del suelo del seno maxilar con osteotomía lateral (antrostromía) tiene dos variantes respecto de la colocación de los implantes: la primera es la llamada técnica en dos pasos, en la cual en un primer tiempo se realiza la elevación del suelo del seno maxilar y, tras esperar 3 meses (Boyne & James, 1980; Raghoobar et al, 1993) o de 6 a 8 meses (Watzek et al, 1998), se procede a la colocación de los implantes (Fig 5). La segunda variante es la llamada técnica en un paso, en la que se colocan los implantes de forma simultánea a la elevación del seno maxilar (Hirsch & Ericsson, 1991). Los implantes deben ser colocados después de llenar el espacio creado en el seno para evitar que queden zonas por detrás de los mismos sin rellenar.

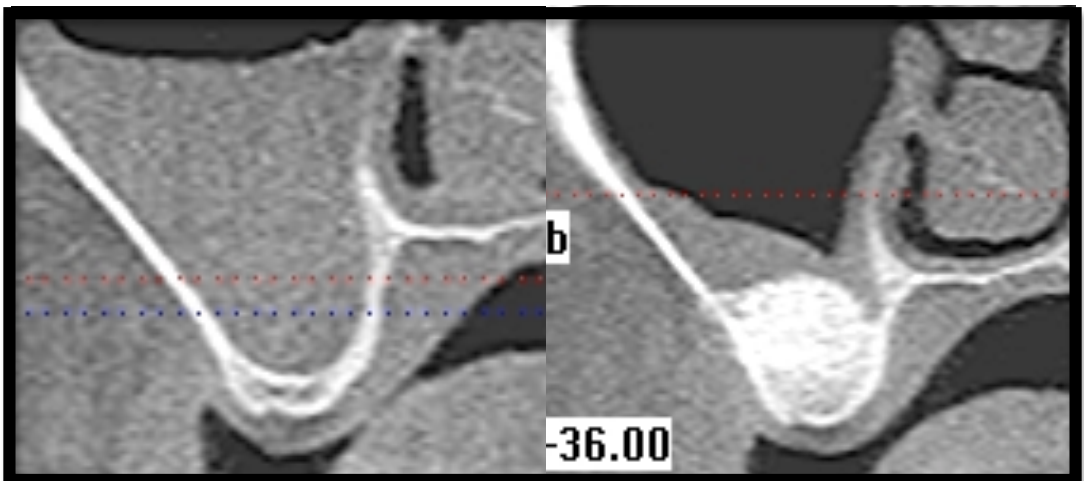


Fig 5. Seno Maxilar antes de la ESM y tras 6 meses. (TC)

La elección de una u otra técnica viene determinada fundamentalmente por el espesor del hueso inferior al suelo del seno maxilar (Tabla 1).

Espesor del piso del seno maxilar	Colocacion de los implantes
Clase D (0 – 3 mm)	diferida
Clase C (4 – 6 mm)	diferida ó simultanea
Clase B (7 – 9 mm)	simultanea
Clase A (10 mm)	simultanea

Tabla 1. Recomendación de tratamiento según espesor del suelo del seno maxilar (Jovanovic & Hunt, 1999)

Cuando la altura del suelo del seno es inferior a 4 mm no está garantizada la estabilidad primaria del implante y sería de elección la primera variante, colocando los implantes de forma diferida. Cuando la altura del suelo sinusal tiene más de 6 mm, permitiendo una estabilidad primaria de los implantes, se recomienda la técnica en un solo paso.

Existe una zona intermedia entre 4 y 6 mm en la cual puede optarse por una u otra variante, dependiendo de la calidad ósea y, por ende, de la estabilidad primaria lograda. Si al colocar un implante no se consigue una estabilidad primaria se recomienda retirar el implante y diferir su colocación.

1.2.4.b Abordaje crestal.

En la década de los 60, Leonard Linkow (1968) utiliza un implante de lámina denominado “*blade vent*” para elevar la membrana del seno maxilar. Este procedimiento le permitió la colocación de un implante en el área maxilar posterior con menos de 7 mm de altura vertical entre el antrum y el borde de la cresta alveolar. La técnica descrita por Tatum (1986) no cobra plena vigencia hasta que Robert Summers (1994) publica varios artículos sobre el uso de osteotomos (instrumentos quirúrgicos de uso manual empleados para ensenchar la cresta y para realizar la elevación de la membrana sinusal mediante abordaje subcrestal) (Fig 6) además de la instrumentación rotatoria clásica para la preparación de las osteotomías en la colocación de implantes dentales endoóseos.



Fig 6. Osteotomos.

Summers describió la elevación del suelo del seno maxilar usando osteotomos con punta cóncava. Esta técnica permite al cirujano incrementar la distancia apicocoronal desde la cresta alveolar a la membrana de Schneider de forma conservadora sin recurrir a abrir el seno, por lo que se la conoce también como técnica a seno cerrado (Fig 7).



Fig 7. A) Incisión a espesor total. B) Se levantamos el colgajo y se realiza la elevación mediante osteotomos. C) Se coloca el implante.

Se han descrito dos técnicas de elevación atraumática del suelo del seno utilizando los osteotomos de Summers: la primera, denominada elevación atraumática sin injerto, con la que consigue de 1 a 2 mm de elevación utilizando los osteotomos sin injerto, sólo con el hueso que se interpone en el camino del osteotomo al ser presionado hacia el suelo del seno a través del hueso trabecular de la cresta alveolar. En esta técnica nunca se debe sobrepasar con el osteotomo el límite de la cortical del suelo del seno para asegurarnos de no perforar la membrana.

La segunda variante, denominada elevación atraumática con injerto, permite conseguir de 4 a 5 mm de elevación y consiste, básicamente, en los mismos principios, pero con la particularidad de que antes de proceder a la elevación de la mucosa con el osteotomo nº 3, se llena el alveolo artificial con

material de injerto y se vuelve a introducir el osteotomo hasta el límite del suelo sinusal, sin sobrepasar nunca este límite. Se realiza una carga por cada milímetro de elevación y, finalmente, se introduce el implante en toda su longitud completando así la elevación. En esta técnica se recomiendan como mínimo implantes de 13 mm para diámetros estandar y 10 mm para diámetros de 5 ó 6 mm (Raspall, 2006). Saadoun y LeGall (1996) detallan el uso de osteotomos cilíndricos de Steri-Oss[®] con punta estrecha para el mismo propósito. La punta estrecha de estos osteotomos los hace más eficientes y menos traumáticos para la condensación lateral del hueso. Sin embargo, el intentar la elevación del suelo del seno con estos osteotomos incrementa el riesgo de perforar la membrana sinusal debido a la forma estrecha de la punta, que aumenta la presión en ese punto. Puesto que este procedimiento no permite la visión directa, no hay ninguna oportunidad de detectar o reparar una perforación grande de la membrana, por lo que es recomendable utilizar una combinación de osteotomos de punta estrecha para preparar el sitio de la osteotomía y realizar la elevación con osteotomos de punta cóncava, dándole al cirujano una mayor flexibilidad.

Robert Horowitz (1997) publica una técnica de elevación del seno con osteotomos y colocación de implantes simultáneamente, siendo un requerimiento necesario para aplicar este protocolo la evidencia radiográfica de poseer al menos 5 mm de altura ósea entre la cresta alveolar y el suelo del seno maxilar. Después de la administración de anestesia local infiltrativa, realiza una incisión de 2 a 3 mm palatina a la cresta con incisiones de descarga para permitir el levantamiento de un colgajo palatino y otro vestibular permitiendo visualizar la topografía ósea del área edéntula donde se realizará el abordaje. Se coloca la férula quirúrgica en posición y se prepara una osteotomía con un ancho final

adecuado para los implantes a utilizar. La osteotomía se prepara desde la cresta alveolar hasta al menos 2 mm del suelo del seno. En ciertos casos, la osteotomía puede realizarse completamente con osteotomos, dependiendo del grosor de la lámina cortical (si está presente) y de la densidad del hueso esponjoso superior a la cresta. Seguidamente se coloca el material de injerto dentro de la osteotomía; en la mayoría de los casos hueso bovino mineralizado y desproteinizado, poroso y lentamente reabsorbible. Este material tiene un pequeño tamaño de partícula y es radiopaco, lo cual aumenta la visualización del material de injerto en la radiografía. Cuando hay hueso autólogo disponible, ya sea recogido de la osteotomía o de otro sitio intraoral, se mezcla con el hueso bovino. El material de injerto es entonces humedecido con solución salina estéril o sangre no coagulada tomada del sitio quirúrgico para facilitar el manejo y colocación del material dentro de la osteotomía. Usando un osteotomo de elevación de seno de punta cóncava de 3.1 de diámetro (ACE Sinus Lift Osteotome and Surgical Mallet), el material es comprimido hacia arriba partiendo del suelo del seno. Una diferencia en el sonido y un movimiento de ligero deslizamiento del osteotomo avisa al operador cuando la porción del suelo del seno ha sido fracturado hacia arriba y hacia el interior de la cavidad sinusal. Se emplea un material de injerto de partículas de tamaño pequeño para disipar la fuerza vertical y actuar como un cojín al elevar el suelo del seno y la membrana. A medida que el material se fuerza en dirección vertical, la membrana de Schneider se despegar del suelo del seno, disminuyendo las posibilidades de que esta se perfora.

La osteotomía se rellena repetidamente con material, comprimido hacia arriba cinco o seis veces. Para disminuir el riesgo de perforación de la membrana, el osteotomo no debe ser insertado más allá del suelo del seno. Los implantes

deben ser de 2 a 4 mm más largos que la distancia que va desde el borde de la cresta alveolar hasta el suelo del seno original. Los implantes se colocan a nivel de la cresta alveolar. Una vez que se comprueba la estabilidad primaria, el área se cierra con suturas. Siempre que sea posible se evita el uso de prótesis removibles sobre el área quirúrgica. Los implantes colocados con este método permanecen de 4 a 9 meses sumergidos antes de colocar los tornillos de conexión y de comenzar a cargar la prótesis. El tiempo de permanencia antes de cargar los implantes varía dependiendo del volumen y calidad del hueso alveolar presente cuando se colocan los implantes. La cicatrización del material de injerto se sigue radiográficamente.

Cosci y Luccioli (2000) describieron una técnica de elevación de seno maxilar con acceso crestal en un solo paso para conseguir colocar implantes en una cresta alveolar de 4 mm o más de altura. La cortical del suelo del seno se perfora (no se fractura) con el uso de fresas de levantamiento con un pequeño corte angulado de 30 grados y con un sistema de irrigación incorporado. El set de fresas incluye 8 piezas con el mismo diámetro (3,10 mm) y su largo se incrementa 1 mm de una a otra (5, 6, 7, 8, 9, 10, 11 y 12 mm). Usando esta secuencia específica de fresas el clínico lentamente llega a la membrana de Schneider. La forma de la punta de la fresa previene la perforación de la membrana. Según los autores, este sistema permite que el suelo del seno maxilar sea levantado con injerto óseo y colocación de implantes endoóseos simultáneos de una manera atraumática, fácil y segura.

Kfir et al (2006) describen una técnica mínimamente invasiva de elevación de la membrana de Schneider empleando un sistema que permite elevaciones de la mucosa sinusal de hasta 10 mm, mediante el empleo de un tubo guía y un catéter

con balón que se infla secuencialmente introduciendo mediante una jeringa una mezcla de medio de contraste (Ultravist 370, Schering; Schering Randjespark, Alemania) con solución salina hasta alcanzar la elevación deseada (siempre inferior a 1 cm), y empleando como injerto fibrina y hueso autólogos. Los autores describen una tasa de éxito del procedimiento en torno al 91% con mínimo discomfort para el paciente.

1.2.5 Estado actual de la Técnica Quirúrgica.

Existen infinidad de variantes de las consideradas como técnicas quirúrgicas principales para la elevación del seno maxilar: la atraumática, mediante osteotomos, y la traumática, realizando una ventana lateral. En lo que respecta a la cirugía de elevación de seno mediante ventana lateral, es importante destacar una variación en el instrumental para la realización de la osteotomía, pasando de emplear instrumental rotatorio a la introducción de instrumental piezoeléctrico.

La tecnología piezoeléctrica emplea un dispositivo de ultrasonidos para realizar las osteotomías. Los primeros en utilizar este dispositivo para la elevación de seno por ventana lateral fueron Torrella et al (1998). Los sistemas de cirugía piezoeléctrica se han diseñado para usar una energía específica más alta que la de los instrumentos de ultrasonido tradicionales y permitir así la realización de osteotomías en el hueso cortical, más grueso y compacto. La principal ventaja de este sistema es que no corta los tejidos blandos y ayuda a reducir el riesgo de perforación de la membrana. El instrumento quirúrgico puede, incluso, ser utilizado para ayudar en la elevación de la membrana sinusal. Este instrumento es

útil para las áreas de hueso muy duro y membranas finas. Los sistemas de cirugía piezoeléctrica cuentan con gran variedad de puntas, desde osteotomos, pasando por puntas de corte de diamante, hasta puntas que ayudan a elevar la membrana sinusal (Fig 8). Después de levantar el colgajo, el bisturí piezoeléctrico se utiliza para hacer la ventana ósea. La punta elevadora de membrana se emplea comenzando por apical, pasando luego a mesial y distal. Entonces, se presta atención al suelo del seno, un lugar donde se suelen encontrar adherencias donde, si se eleva la membrana, se reduce el riesgo de perforación. El levantamiento de la membrana se logra separando el endostio del hueso y aplicando una presión hidroneumática de solución salina fisiológica que se somete a la cavitación piezoeléctrica (Raja, 2009).



Fig 8. Puntas ultrasónicas para elevación del Seno Maxilar. (VarioSurg Set).

Un estudio de Vercellotti et al (2001) realizado en 15 pacientes, creando 21 ventanas óseas con un sistema piezoeléctrico (Mectron Tecnología Médica, Mectron SPA, Carasco, Italia) con puntas a una vibración entre 60 y 210 nm y con una potencia superior a 5 W bajo la irrigación proporcionada por la bomba del

sistema quirúrgico. Todas las elevaciones de seno en este estudio se realizaron con injertos de hueso autólogo y plasma rico en plaquetas. De 21 casos, sólo uno dio lugar a una perforación de la membrana y se observó una tasa de éxito del 95%.

Los dispositivos piezoeléctricos fueron evaluados por muchos estudios no comparativos que describen bajas tasas de perforación (0-4,8%) (Vercellotti et al, 2001; Wallace et al, 2007; Blus et al, 2008). En un estudio retrospectivo Peñarrocha-Diago et al (2011) sobre 57 elevaciones de seno, documentaron un menor número de perforaciones en las realizadas con ultrasonidos frente a las realizadas con técnica convencional (instrumental rotatorio). La elevación de seno con instrumental piezoeléctrico ofreció una tasa de éxito superior a la técnica rotatoria (98% versus 90%), con una ganancia ósea alcanzada (valorada a los 12 meses de la carga) de 6,7 mm frente a los 5,9 mm obtenidos con la técnica rotatoria y resultando las perforaciones de la membrana sinusal más frecuentes en la elevación de seno directa cuando se utiliza la técnica rotatoria (7%) frente al ultrasonidos (1,7%) que además muestra mayor supervivencia de los implantes instalados después de estas técnicas.

Por el contrario, el único ensayo clínico aleatorizado controlado que compara el rendimiento de los dispositivos de ultrasonidos convencionales frente a los instrumentos rotatorios no pudo demostrar ninguna ventaja en términos de frecuencia de perforación de la membrana, tal vez debido a un tamaño de muestra pequeño y a un poder estadístico insuficiente para revelar hipotéticas diferencias (Barone et al, 2008). A pesar de esta falta de datos concluyentes, muchos autores apoyan el uso de dispositivos piezoeléctricos para osteotomías en la cirugía de elevación del seno maxilar en lugar de los instrumentos rotatorios, ya que sus vibraciones ultrasónicas de frecuencias relativamente bajas para la apertura de la

ventana ósea parecen reducir el riesgo de perforación de la membrana de Schneider (Torrella et al, 1998).

1.2.6 Factores que intervienen en el éxito de implantes colocados tras la elevación del seno maxilar.

1. Uso de materiales barrera (membranas).

Se ha cuestionado mucho el uso de membranas para asegurar la regeneración ósea dentro del seno maxilar, argumentando que su uso disminuiría el aporte vascular al injerto e impediría la posible acción vascular y nutritiva del periostio. Sin embargo, el seno está irrigado por ramas de tres arterias que proveen vascularización no sólo a través de la parte externa lateral, sino también por vía intraósea, con lo cual estaría asegurada una irrigación abundante del injerto dentro del seno, incluso en presencia de la membrana. Además en estudios de regeneración ósea en animales en los que se aisló el periostio, la regeneración y la neoformación ósea se realizó de manera predecible. Un estudio en humanos en que se evaluaba el porcentaje de hueso vital 6-9 meses después de la elevación de seno usando diferentes materiales de injerto reveló un porcentaje de hueso vital significativamente superior y mayor porcentaje de éxito de implantes en aquellos casos en que se colocaba membrana frente a los que no, independientemente del material de relleno empleado (Froum et al, 1998).

2. Tipo de superficie del implante.

En base al hecho constatado del bajo porcentaje de éxito en los implantes de superficie lisa en huesos tipo IV (Jaffin & Berman, 1991), se ha cuestionado el uso de este tipo de implantes en casos de elevación de seno maxilar. Estudios prospectivos (Wallace et al, 2003) muestran que el uso de implantes de superficie lisa mecanizada constituye el mayor factor de riesgo de fracaso implantológico. Este hecho puede explicarse por la mayor superficie y el mayor contacto hueso-implante presente siempre en los casos en que se usan implantes de superficie rugosa.

3. Colocación inmediata versus colocación diferida.

Estudios histológicos realizados en modelos de experimentación animal (Quiñones et al, 1997) han encontrado significativamente mayor contacto hueso-implante al realizar el procedimiento diferido, independientemente del material de relleno usado. Este aumento se hace más patente después de someter los implantes a carga. Así, en la revisión de Wallace et al (2003) se encontró un porcentaje mayor de éxito al colocar los implantes de forma diferida (95,5%) que al colocarlos de manera inmediata (85,9%). Entre las ventajas de la colocación diferida del implante se halla la creación de un soporte adecuado previo a la colocación de implantes, lo que permite una mejor selección del implante, mayor estabilidad del implante en la cirugía de colocación y la inserción del implante en un hueso más maduro. Permite también un mayor contacto hueso-implante, tanto precarga como post-carga, facilitando la selección del sitio de colocación de la

fijación e, incluso, la rectificación en caso de incurrir en una perforación muy grande de la membrana.

4. Tiempo de colocación y tiempo de carga del implante.

En el caso de procedimientos diferidos en los que se emplean injertos de hueso autólogo, se recomiendan períodos de espera de 4-6 meses para la colocación de los implantes y de cuatro meses más para someterlos a carga. Cuando se emplean xenoinjertos como el hueso bovino mezclado con hueso autólogo, podemos mantener el mismo tiempo de espera. Sin embargo, en los casos en que se utilice únicamente xenoinjertos como material de relleno, se hace necesario un mayor tiempo de espera para obtener un mayor porcentaje de hueso vital neoformado y para obtener una mayor reabsorción del xenoinjerto. A este respecto, Valentini y Abensur (1997) han obtenido excelentes resultados con un tiempo de espera de seis meses tras la realización del injerto para colocar los implantes y de seis meses más para someterlos a carga. Sin embargo, en la mencionada revisión de Wallace et al (2003) basándose en características histológicas, tales como la velocidad y el porcentaje de neoformación de hueso vital y el tiempo de reabsorción del xenoinjerto, se recomienda en aquellos casos en los que se emplee únicamente xenoinjertos como material de relleno en procedimientos diferidos, un tiempo de espera de nueve meses para la colocación del implante y, posteriormente, seis meses más para cargarlos. En casos de colocación de implantes simultánea a la elevación de seno maxilar se recomienda cargar los implantes seis meses después de la elevación de seno si el material de relleno es hueso autólogo y nueve meses después de la elevación de seno si el material de relleno es un xenoinjerto del tipo de la hidroxiapatita bovina.

5. Perforación de la membrana de Schneider.

La complicación más frecuente al realizar la elevación de seno es la perforación de la membrana de Schneider, que puede ocurrir durante la preparación de la ventana o al producir su fractura hacia adentro, especialmente en casos en que haya presencia de septos. La incidencia de perforación es variable encontrándose desde un 10%, hasta un 30% o incluso más (Pikos, 1999). Se han sugerido distintas técnicas para reparar las perforaciones, que van desde la sutura de la membrana de Schneider con material reabsorbible o el uso de membranas reabsorbibles de colágeno tapando la perforación, hasta la interrupción de la cirugía para dar tiempo al organismo a reparar la lesión (Block & Kent, 1994; Smiler, 1997). El mantenimiento de la integridad de la membrana es deseable ya que nos delimita el área a injertar y nos sirve como contenedor para el material injertado, disminuyendo el riesgo de infección del injerto. Sin embargo, estudios sobre el tema (Wallace et al, 2003) no encuentran diferencias estadísticamente significativas en cuanto al porcentaje de éxito en implantes en casos de perforación (93,8%) frente a los que eran colocados tras la preservación íntegra de la membrana (96,5%).

1.2.7 Tasas de supervivencia y éxito de implantes.

Wallace & Froum (2003) publicaron una revisión sistemática sobre el efecto de las elevaciones de seno maxilar y la supervivencia de los implantes dentales. Los criterios para la revisión incluyeron estudios en humanos con un mínimo de 20 intervenciones y un tiempo de seguimiento de un año de carga funcional.

Las principales conclusiones fueron:

1. La tasa de supervivencia de los implantes colocados en conjunción con la elevación del seno maxilar con abordaje lateral varió entre un 61,7% y el 100%, con un promedio de 91,8%.

2. Las tasas de supervivencia de los implantes se comparan favorablemente con las tasas de supervivencia de los implantes colocados en los maxilares sin relleno.

3. Los implantes de superficie rugosa producen mayores tasas de supervivencia que los de superficie mecanizada cuando se colocan en senos con relleno.

4. Los implantes colocados en los senos elevados con autoinjerto particulado mostraron mayores tasas de supervivencia que los que se ponen en los senos que habían sido aumentados con injertos en bloque.

5. Las tasas de supervivencia de los implantes fueron mayores cuando se colocaron membranas de barrera sobre la ventana lateral.

6. La utilización de injertos que constan del 100% de hueso autógeno o la inclusión de hueso autógeno como un componente de injertos compuestos no afectó a la supervivencia del implante.

Sin embargo, no se examinó en la revisión si la altura residual en los lugares donde se realiza la elevación afecta al éxito del implante.

Una revisión posterior (Pjetursson et al, 2008) estudió la supervivencia de los implantes colocados en zonas de los senos elevados con altura de hueso

residual de 6 mm o menos. Los objetivos de esta revisión sistemática fueron evaluar las tasas de supervivencia de los injertos y los implantes colocados en los sitios con el aumento del seno a través de la vía lateral, con una altura media de hueso residual de 6 mm o menos, y para evaluar la incidencia de complicaciones quirúrgicas.

Como conclusiones más sobresalientes cabe resaltar:

1. Basados en un análisis a nivel implante, la tasa anual estimada de fracaso de los implantes fue del 3,5%. Esto se tradujo en una supervivencia de los implantes a los 3 años del 90,1% según el nivel de implante.

2. Sin embargo, cuando las tasas de fracaso se analizaron considerando el nivel del sujeto, el fracaso anual estimado fue de 6,04%, traduciéndose en que un 16,6% de los sujetos experimentan pérdida de los implantes de más de 3 años.

3. La tasa de fracaso anual de implantes de superficie mecanizada (6,9%) fue significativamente ($p < 0.0001$) superior a la de los implantes de superficie rugosa (1,2%).

4. La tasa de fracaso anual fue significativamente más alta (4,0% versus 0,7%) ($p = 0.001$) cuando no se utilizó membrana para cubrir la ventana lateral después del procedimiento de injerto.

5. En los implantes de superficie rugosa las tasas de supervivencia a 3 años oscilaron entre el 96,3% y el 99,8% en función del material de injerto utilizado.

6. La menor tasa de fracaso anual (0,1%) de los implantes de superficie rugosa se observó al emplear injerto de hueso autólogo particulado.

7. Las tasas de fracaso anual de implantes de superficie rugosa fueron similares utilizando sustitutos óseos (1,1%) y combinaciones de hueso autógeno y sustitutos óseos (1,1%).

Finalmente se observó perforación de la membrana del seno en el 19,5% de los procedimientos, que fue la complicación más frecuentemente descrita. La incidencia de infección del injerto después de la operación fue de un 2,9%. Tan solo en el 1,9% de los casos, la pérdida del injerto no permitió la colocación del implante.

1.3 Enseñanza de la técnica de Elevación de Seno Maxilar.

1.3.1 Técnicas/escuelas pedagógicas en Ciencias de la Salud. Particularidades de la Enseñanza Quirúrgica.

En pleno inicio del siglo XXI, la tecnología ha permitido el desarrollo de numerosas áreas de la educación y, en especial, de la cirugía. Hace más de un siglo, Theodor Billroth establecía en Viena la escuela de cirugía más prestigiosa de la época, con un proyecto de educación quirúrgica sustentado en la educación en hospitales (Nordock, 1988).

En 1897, William Halsted, profesor de cirugía en el Hospital John Hopkins, diseñó un sistema educativo para preparar a los residentes de cirugía que persiste hasta la actualidad, denominado “residencias médicas”. Estableció las visitas para hacer historias clínicas y el desarrollo de la investigación, fundamentalmente con la asistencia diaria a los pacientes, de los cuales se derivó nuestra enseñanza tutorial. Halsted prefirió trabajar de forma más efectiva aún conllevando mayor cantidad de tiempo, empleando con precaución el manejo de los tejidos y haciendo del control de la hemorragia su principal fortaleza.

Durante décadas, la enseñanza se sustentó en la experiencia de maestros con solidez en el conocimiento de las diferentes técnicas quirúrgicas (Toledo, 1996), manteniéndose vigente el modelo durante el siglo XX. En este modelo, la cirugía se enseña de forma directa mediante la observación y luego la imitación de las acciones del mentor experimentado (Dunnington, 1996). Se requieren varios

factores críticos para formar buenos cirujanos con este modelo: un elevado volumen de casos con múltiples oportunidades para la repetición, mentores quirúrgicos experimentados y largas horas de trabajo. Este modelo, denominado del aprendiz, continúa siendo el estándar actual para la enseñanza quirúrgica. Y lo que es más importante, la mayoría de docentes quirúrgicos son el producto de este mismo sistema de enseñanza. El modelo del aprendiz produce cirujanos competentes pero también, de alguna manera, agotados por el exceso de trabajo y por el abuso, percibido o real, por parte de sus mentores (Wolfe, 1998).

El Modelo del Aprendiz:

En este modelo, la cirugía se enseña principalmente por imitación con un sistema de «ver, hacer y enseñar» como principal modo de adquisición de conocimientos. El sistema del aprendiz ha sido avalado por el tiempo; se ha comprobado su utilidad y la mayoría de cirujanos que están ejerciendo en la actualidad y realizan intervenciones con éxito, son el producto de este sistema. Además, mediante el modelo de tutoría y modelado del comportamiento, los residentes pueden aprender el arte de la práctica de la medicina, algo difícil de asimilar a partir de los libros de texto o de evaluar en los exámenes (Marckmann, 2001).

A medida que aumenta la complejidad de la cirugía y se limitan las posibilidades de docencia, a los profesores les resulta cada vez más difícil utilizar el método del aprendiz, existiendo tres áreas principales de preocupación: 1) evaluación de la competencia; 2) ineficiencias y limitaciones de tiempo inherentes al sistema de aprendizaje dependiente de un tutor, y 3) métodos de acreditación.

La competencia se evalúa inicialmente por un sistema de gradación dependiente del tutor y mediante exámenes escritos. Las evaluaciones secundarias pueden incluir las agendas quirúrgicas para documentar la experiencia operatoria y los registros de morbilidad y mortalidad y, de este modo, poner en evidencia la frecuencia de complicaciones o las posibles áreas de mala práctica.

Las evaluaciones subjetivas de la competencia dependientes del mentor presentan numerosas deficiencias, con una mala fiabilidad intraobservador y de tipo test-retest, así como una falta de validez de construcción y de predicción. Es difícil determinar si una buena puntuación de la evaluación depende de la habilidad del evaluado o del grado de afinidad con el evaluador. Los exámenes escritos, las agendas y los registros de morbilidad y mortalidad son más objetivos y asumen unos criterios de inclusión consistentes, por lo que son más fiables, aunque carecen de una adecuada validez. Por ejemplo, los exámenes escritos asumen que las altas puntuaciones del test equivalen a una elevada competencia técnica, mientras las agendas asumen que la repetición de procedimientos también equivale a competencia. Ambos métodos de evaluación carecen de validez de contenido y de apariencia. Por otra parte, los informes de morbilidad y mortalidad pueden reflejar las características de los pacientes, más que una mala capacidad técnica, y presentan una escasa validez de contenido.

Entre las ineficiencias en el modelo de entrenamiento quirúrgico del aprendiz se incluyen la supervisión generalmente intensiva, aunque gradualmente decreciente, la necesidad de muchas horas de entrenamiento para asegurar el adecuado aprendizaje a partir de casos variados y la necesidad de un ratio 1:1 entre residentes y tutores especialistas. En la práctica clínica moderna, estos factores son cada vez más difíciles de conseguir debido a dos cuestiones principales: la primera es la

reducción del horario laboral de los residentes, limitado a 55 horas semanales en Europa y a 80 en Estados Unidos (Kort et al, 2004; Winslow et al, 2004), que representa entre el 20 y el 50% de reducción en la duración de la residencia, en cuanto a las horas de estancia en el hospital, con disminución del tiempo compartido con los tutores. El segundo factor tiene que ver con la realidad actual del negocio de la cirugía: debido a los cambios económicos y en otros aspectos médico-legales, existen menos oportunidades para que «los maestros enseñen» (Sakorafas & Tsiotos, 2004), influyendo también las exigencias de productividad, la necesidad de completar los procedimientos quirúrgicos en tiempos limitados y las preocupaciones sobre la seguridad de los pacientes.

El sistema actual, existente en muchos países presenta dos requerimientos principales para conseguir la acreditación postresidencia para la práctica quirúrgica. El primero es la superación de un programa de residencia acreditado y el segundo, pasar una serie de exámenes orales y escritos. Éstos tienden a presentar una escasa validez o fiabilidad para la predicción de la competencia quirúrgica y probablemente serán aún peores a medida que resulte más difícil conciliar la disponibilidad horaria de los residentes y las exigencias de productividad para los médicos de plantilla.

La actualidad requiere de un nuevo paradigma para la formación quirúrgica y ello precisa de un nuevo modelo de educación. Sin embargo, muy probablemente, el modelo del aprendiz nunca desaparecerá completamente de la formación quirúrgica; se mantendrá la necesidad de mentores para enseñar el arte de la cirugía. Todo ello seguido de métodos más eficientes de enseñanza y métodos más objetivos de evaluación para responder a los condicionantes que actualmente existen en la formación quirúrgica.

Tradicionalmente las complicaciones en cirugía se han medido desde un punto de vista casi exclusivamente técnico: hemorragias, dehiscencias, infecciones, fenómenos trombóticos, etc., sin tener en cuenta que muchos de estos eventos vienen derivados de la práctica asistencial de una medicina muy compleja, que ha pasado de la práctica individualista a una donde interviene el trabajo de muchos profesionales. Se estima que alrededor de un 85% de los efectos adversos vienen originados por un fallo del sistema y no por un error o una negligencia individual. Las habilidades cognitivas y psicomotrices se han enfrentado a un reto reciente de continua actualización, que es el de adaptarlas a cambios muy importantes y rápidos en el conocimiento y en la aplicación de la tecnología en la medicina actual (Leander & Ewing, 1996).

Objetivos de la docencia quirúrgica

Independientemente del modelo docente utilizado, los objetivos de la formación quirúrgica deberían ser siempre los mismos: crear cirujanos competentes (Sachdeva, 2002), cuyas características definitorias serían (Hamdorf, 2000):

1. Conocimientos: una base de conocimientos de alto nivel respecto a la anatomía quirúrgica, la fisiología y los procesos patológicos.
2. Liderazgo: excelentes habilidades de liderazgo para mantener el adecuado flujo y cohesión en el equipo quirúrgico.
3. Toma de decisiones: capacidad para tomar decisiones críticas con rapidez y con eficacia.

4. Habilidades técnicas y destreza (consideradas, por lo general, el factor más importante): pueden ser difíciles de enseñar, puesto que conseguirlas requiere muchas características innatas, como el reconocimiento visual-espacial (la habilidad para ver y procesar la información en tres dimensiones) (Risucci, 2002), memoria somato-sensitiva (el componente clave de «ver, hacer, enseñar»; esto es, la capacidad para recordar con facilidad y aplicar los diferentes pasos quirúrgicos), y la tolerancia al estrés.

El entrenamiento de los cirujanos requiere no sólo nuevos y efectivos métodos de enseñanza de las habilidades quirúrgicas, sino también métodos para evaluar si lo enseñado se traduce en unos buenos resultados en el mundo real. Se requieren métodos de evaluación que sean tanto válidos como fiables. Esto es fundamental para que, tanto los pacientes del cirujano recién graduado como sus colegas, tengan la certeza de que se encuentran ante un cirujano competente.

Curva de Aprendizaje.

Una forma simplista, pero reproducible, de definir una “curva de aprendizaje” es el tiempo y el número de procedimientos que un cirujano corriente necesita para ser capaz de realizar un procedimiento de forma independiente, con un resultado razonable.

La curva de aprendizaje refleja la experiencia y las habilidades adquiridas y permite la realización de un procedimiento o tratamiento modificado o nuevo con resultados semejantes o mejores al método terapéutico estándar (Jakimowicz, 2002).

La curva de aprendizaje depende de la experiencia previa del cirujano y del personal quirúrgico de apoyo, del tipo y calidad del equipo y, finalmente, de la mezcla del tipo de casos intervenidos.

Pericia Quirúrgica.

El concepto de “experto” en cirugía es un concepto muy empleado pero poco definido, contemplándose en dos vertientes: los expertos como autoridad y los expertos como experiencia.

Ser experto no sólo es tener la destreza para realizar un determinado procedimiento, se requieren otras habilidades y, sobre todo, conocimiento; además de la capacidad para la interacción humana y la organización (Alderson, 2010).

Psicólogos de la educación han propuesto que para que un profesional adquiriera la posición de un experto son necesarios 10 años de intenso compromiso y trabajo y 10.000 horas de práctica. Aunque siempre existirán los dotados con habilidades, en general, se requiere un proceso de trabajo que con los años se debe fortalecer y en la época actual desarrollar con nuevas técnicas de enseñanza (Vincent et al, 2004).

Labotatorio de Cirugía experimental

El primer laboratorio de habilidades estructurado en una facultad de medicina Europea se estableció formalmente en la Universidad de Maastricht (Holanda) en 1974. Dicho laboratorio facilita entrenamiento en cuatro áreas bien definidas: habilidades de exploración física, habilidades terapéuticas, habilidades de laboratorio y habilidades de comunicación.

A partir de aquí, y en los últimos 25 años, se ha producido una gran proliferación de estos laboratorios a nivel mundial, bien en el contexto de una facultad de medicina o de un hospital, o como un centro monográfico, siendo una constante en la práctica totalidad de facultades de medicina de Estados Unidos, Canadá, Israel, Reino Unido y de otros países europeos.

Según la base de datos del Bristol Medical Simulation Centre, (2011), el número de estos centros establecidos en cualquiera de sus formatos en todo el mundo era aproximadamente de más de 1.430 centros, de los cuales unos 1000 se sitúan en EE. UU. y Canadá, más de 200 en países europeos, incluido Israel, 23 en Sudamérica, 6 en países africanos, más de 160 en Asia y unos 30 en Australia.

Existen diferentes métodos de práctica quirúrgica; las modalidades son variadas y su grado de sofisticación es muy diverso. Además del empleo de animales y material cadavérico para el entrenamiento en procedimientos de diversos campos quirúrgicos, es habitual el uso de maniqués que van desde los modelos simples para practicar habilidades técnicas y maniobras sencillas (soporte vital básico o suturas) hasta maniqués informatizados, cuya anatomía y fisiología simuladas permiten el manejo de situaciones clínicas complejas y de

alto riesgo, en condiciones similares a la vida real, como el manejo de enfermos críticos, tratamiento de traumatismos y anestesia, así como el entrenamiento en equipo.

Existen, asimismo, simuladores informáticos que pueden ser desde programas para entrenar y evaluar el conocimiento clínico y la toma de decisiones hasta herramientas más sofisticadas, de gran fidelidad, con claves audiovisuales y táctiles, integradas con ayudas reales del procedimiento y tecnologías de realidad virtual que reproducen diversas tareas clínicas, como la ecografía, la colonoscopia, la broncoscopia o la cirugía laparoscópica y robótica.

También se cuenta con pacientes simulados, actores entrenados para representar el papel de enfermos, gracias a los cuales se enseña a realizar una historia clínica, una exploración física o se evalúan las capacidades de comunicación (Ziv et al, 2003).

La simulación clínica no sólo sirve para entrenar a los médicos y estudiantes, sino también para evaluar sus competencias. El mejor ejemplo es el examen clínico objetivo estructurado (ECOPE), un conjunto de simulaciones de diversa índole que el estudiante o el profesional deben realizar secuencialmente. En él, las simulaciones están construidas con validez y fiabilidad, y pueden ser objetivamente evaluadas.

1.3.2 Enseñanza mediante simulación.

Se han propuesto alternativas pedagógicas consistentes en la adquisición de habilidades y destrezas quirúrgicas básicas mediante la enseñanza en simuladores biológicos animados e inanimados. Para aquellos estudiantes con inclinaciones futuras hacia la cirugía, el desarrollo de estos cursos les ofrece la oportunidad de contactar con técnicas quirúrgicas básicas que pueden representar un soporte para el desarrollo de su futura especialidad. No obstante, es posible que el entrenamiento en simuladores no garantice la correcta aplicación de las habilidades adquiridas sobre un paciente en un momento crítico y ante una determinada situación. En esas circunstancias entran en juego factores anímicos, temperamentales y del ambiente que rodean al acontecimiento (Torres et al, 2003).

La simulación representa una revolución en la formación médica. Elimina los problemas éticos, dado que no es lícito que un profesional sanitario se entrene con pacientes si no ha adquirido unas destrezas y habilidades previas (Ziv et al, 2003). Lo lógico es que la adquisición de destrezas y determinadas habilidades se realice mediante sistemas que le permitan repetir una maniobra o técnica concreta el número de veces que sea necesario hasta que la domine con las suficientes garantías para realizarla en pacientes reales. Por una parte, existe la necesidad de entrenar la incorporación de nuevos protocolos de actuación y nuevas técnicas de diagnóstico y tratamiento sin que ello suponga un riesgo para los pacientes. Por otra parte, la necesidad de un enfoque multidisciplinar del cuidado de los pacientes obliga a un cambio de paradigma desde un enfoque individual a una visión de equipo. La simulación cubre estas necesidades y

emerge como una innovación radical en la metodología tradicional de la enseñanza clínica (Gaba & Deanda, 1988).

La utilización de simuladores busca que cuando los alumnos realicen una operación sobre un paciente ya tengan parte del camino recorrido en su curva de aprendizaje (Hunter et al, 1997; Lirici, 1997), y también puede ser una oportunidad para la práctica de las complicaciones y emergencias quirúrgicas y su gestión, de modo que cuando un cirujano se enfrente a su primera situación crítica sea capaz de manejarla como si no se tratara de una verdadera crisis (Sackier, 1998).

1.3.2.a Tipos de simuladores disponibles.

El concepto de simulación nos trae a la mente los simuladores de aeronaves que se han utilizado para entrenar a pilotos durante más de 40 años y genera la imagen de una simulación informática muy sofisticada. Ordenadores de este tipo pueden tener un papel en la formación quirúrgica y en muchas unidades se está investigando su utilidad antes de sugerir su aplicación generalizada en los programas de formación quirúrgica (Torkington et al, 2000).

Krummel (1998) utiliza la definición de simulación como un dispositivo o un ejercicio que permite al participante reproducir o representar, bajo condiciones de prueba, fenómenos que pueden ocurrir en el desarrollo real de la actividad. Hay por tanto varias categorías de simulación que puede ser consideradas útiles para el entrenamiento quirúrgico: *Tejidos y órganos artificiales, tejidos vivos o modelos animales, realidad virtual y simulación por ordenador.*

En aras de la exhaustividad, cabe mencionar un cuarto tipo de simulación: la “simulación de heridas”, donde se simula una situación con un actor que interpreta el papel del paciente con el maquillaje adecuado, lo que aumenta la verosimilitud de una situación de emergencia/urgencia (Torkington et al, 2000).

1. Tejidos y órganos artificiales.

Hay diversas empresas que generan esqueletos de plástico, tipodontos, extremidades, órganos o incluso material de látex de piel que permiten evaluar objetivamente las capacidades para la sutura de los médicos jóvenes, observando la tensión y la precisión al introducir la aguja en el tejido (Platt et al, 1997). Muchos de estos modelos son utilizados en cursos básicos de técnica quirúrgica para la enseñanza de incisiones y elementos de disección quirúrgica, llegando incluso a ser obligatorios en algunos programas formativos (Thomas et al, 1996).

Los tejidos artificiales ofrecen la oportunidad de practicar en un ambiente no amenazante, sin prisas y sin los problemas de salud y de seguridad que rodean al uso de tejidos animales (Reznick, 1993), pero tiene la desventaja del coste y que, a pesar de que son muy útiles para la formación de técnicas básicas, los modelos de látex en la actualidad parecen limitados a la hora de la enseñanza de las habilidades más avanzadas.

En el entrenamiento de la cirugía mínimamente invasiva, la simulación juega un papel muy importante. Se han desarrollado simuladores especializados para aumentar las habilidades de destreza manual fundamentales para la cirugía laparoscópica (Steele et al, 1994). Algunos cirujanos han improvisado y fabricado sus propias cajas de entrenamiento para esta técnica, las cuales,

aunque tal vez no sean tan agradables estéticamente, parecen ser perfectamente adecuadas para la tarea.

2. Tejidos vivos o modelos animales.

Un modelo animal es un ser vivo, animal no humano, utilizado durante el estudio y la investigación de enfermedades humanas, con el propósito de comprender mejor la enfermedad sin el riesgo añadido de causar daño a un ser humano real durante el proceso. El animal elegido, por lo general, reunirá una determinada taxonomía equivalente a los seres humanos, a fin de reaccionar a la enfermedad o su tratamiento de manera semejante a la fisiología humana, según sea necesario. Muchos medicamentos, tratamientos y curas para las enfermedades humanas se han desarrollado con el uso de modelos animales (Kari et al, 2007; Chakraborty et al, 2009).

Los modelos animales que representan a grupos taxonómicos específicos en la investigación y el estudio de los procesos de desarrollo son conocidos como modelos de organismos (Kari et al, 2007). Hay tres tipos principales de modelos animales: homólogos, isomorfos y predictivos.

1. Los animales homólogos tienen la misma patología, síntomas y opciones de tratamiento que los humanos que tienen la misma enfermedad.

2. Los animales isomorfos comparten los mismos síntomas y tratamientos. Esta es la principal herramienta de investigación.

3. Los modelos predictivos son aquellos animales que sólo muestran estrictamente las características del tratamiento de una enfermedad. Este método se utiliza normalmente cuando los investigadores no saben la causa de una enfermedad.

Uso de modelos animales para la docencia.

En cuanto a la práctica con animales, ya en el siglo XIX La Ley de Crueldad hacia los Animales de 1876 prohibió el uso de animales en el Reino Unido para obtener el dominio de las habilidades quirúrgicas. Sin embargo, el uso de animales anestesiados, concretamente cerdos, se ha generalizado en los cursos en Europa y América.

Diversos autores argumentan que operar en animales proporciona la mejor formación y el Consejo de Asuntos Científicos de la Sociedad Americana de Medicina en 1989 llegó a la conclusión de que el progreso en la investigación sobre el cáncer, traumatismos, diabetes o las enfermedades cardiovasculares, es proporcional a la disponibilidad de buenos modelos animales (Lirici, 1997).

Han sido probados modelos para los procedimientos más complicados, como un modelo de formación para la cirugía laparoscópica de la vía biliar producido por la ligadura de la vía biliar de un cerdo anestesiado 7-14 días antes del curso (Watson et al, 1995). Sin embargo, no todos los alumnos están de acuerdo con operar en animales vivos y el coste de poner a funcionar un laboratorio de animales es muy alto (Lossing et al, 1992).

En diversos países no hay ninguna restricción al uso de partes de animales y se utilizan a menudo manitas de cerdo o lenguas para enseñar a suturar y biopsiar en el curso de técnicas quirúrgicas básicas. Su uso en el laboratorio también permite la investigación controlada en la ergonomía de las técnicas quirúrgicas como la sutura con laparoscopia (Joice et al, 1998).

Szinicz (1993) ha propuesto un método para la perfusión de órganos en el que el órgano se coloca en la base de la caja de simulador con cánulas y perfundidos para simular una operación en un ser vivo, lo que mejora la verosimilitud. Sin embargo, la principal desventaja de los tejidos animales continúa siendo la necesidad de contar con instalaciones para la limpieza, almacenamiento y eliminación.

Un modelo animal en experimentación es aquél que utiliza animales no humanos, seleccionados en función de sus características específicas, para ser utilizados en investigación o docencia. Gracias al empleo de modelos animales se han comprendido mejor los principios básicos de la genética, bioquímica, fisiología y comportamiento humanos y se han descubierto numerosos tratamientos y terapias. Las claves en el diseño de los modelos quirúrgicos son la elección de la especie animal que más se adapte al estudio y la viabilidad de la extrapolación de los resultados desde la especie modelo a la especie en que se vayan a aplicar los resultados obtenidos, incluyendo el hombre (Shanks *et al.*, 2009).

3. Realidad virtual y simulación por ordenador.

Los avances de la realidad virtual ofrecen la posibilidad de una revolución en el entrenamiento quirúrgico y atención quirúrgica. La realidad virtual es la representación generada por ordenador de un entorno que permite la interacción sensorial, dando así la impresión de estar realmente presente (Coleman et al, 1994). Se requieren tres componentes para el trabajo: la inmersión, la navegación y la interacción (Marescaux et al, 1998).

La inmersión es el término utilizado para describir lo que llamamos en nuestra definición “la impresión de estar allí en realidad”. La navegación se refiere a la capacidad de moverse a través del medio ambiente. La interacción a la capacidad de tocar, sentir y cambiar el entorno y los objetos que contiene; en términos quirúrgicos, esto incluye la capacidad de los tejidos para deformarse y sangrar si se cortan.

En cierto modo, la realidad virtual ha llegado tarde a la medicina en comparación con la industria de la aviación o militar, sin embargo, varios centros de todo el mundo han producido simuladores (Torkington et al, 2000) con aplicaciones en el entrenamiento endoscópico para la cirugía laparoscópica en radiología (Anderson & Raghavan, 1997), y en broncoscopia (Kuhnappel et al, 1997; Bro-Nielson, 1997); además de la cirugía mínimamente invasiva (Wilson et al, 1997). Hay poco valor en el desarrollo de simuladores informáticos de alta potencia si a pesar de sus gráficos realistas y efectos no son capaces de facilitar la transferencia de habilidades aprendidas en ellos a situaciones reales. Es de vital importancia, por lo tanto, que el desarrollo de estos equipos se realice en conjunto con los clínicos (Johnston et al, 1996).

En el futuro los simuladores anatómicos que ya existen incorporarán las propiedades fisiológicas, de manera que la manipulación virtual de los tejidos provoque la misma respuesta fisiológica que se podría esperar en la vida real. Por ejemplo, si se ata una sutura con demasiada fuerza, la isquemia que induce podría ser representada (Avis et al, 1999). Además, existe la posibilidad de explorar digitalmente a un paciente para que el cirujano practique previamente una técnica quirúrgica específica antes de operar sobre el propio paciente con el fin de identificar cualquier problema inesperado por la anatomía aberrante o la invasión tumoral (Marescaux et al, 1998).

La informatización de la técnica quirúrgica proporciona la capacidad de evaluar objetivamente la habilidad técnica de los cirujanos. Tradicionalmente las habilidades psicomotrices de un cirujano han sido evaluadas subjetivamente por los mentores con frases como “él tiene buena mano”; esta es la única descripción de la destreza técnica del cirujano. Proporcionar retroalimentación a los alumnos es de enorme importancia en cualquier adquisición de habilidades (Ende, 1983; Hayes, 1994; Hargreaves et al, 1997; Rogers et al, 1998). El beneficio de la evaluación objetiva de las capacidades en un simulador aporta información que permite el aprendizaje autodirigido y concentra la práctica de habilidades en las áreas deficientes. La evaluación de habilidades quirúrgicas en un simulador podría ser muy útil para cierto tipo de alumnos (Martin, 1996).

En los últimos tiempos se han dado una serie de factores que han impulsado todavía más el uso de las simulaciones en educación sanitaria (Vázquez-Mata, 2008; Vázquez-Mata & Guillamer-Lloveras, 2009), entre los que podríamos citar los siguientes:

1. Los programas para la seguridad y los derechos del paciente promovidos, entre otros, por la Organización Mundial de la Salud.
2. Las demandas de responsabilidad médico-legal que dificultan el modelo tradicional de aprender sobre los pacientes.
3. La restricción que para la formación clínica ha supuesto la disminución de las horas de trabajo de los profesionales sanitarios en la formación reglada en los países occidentales, que disminuye el tiempo de exposición a los pacientes y obliga a buscar alternativas para garantizar una exposición clínica rica y estructurada.
4. Los cambios en el modelo asistencial sanitario que imposibilita que un paciente ingresado pueda ser sometido de forma repetida a exploraciones y procedimientos con objeto de entrenar a estudiantes.
5. La presión de la actividad asistencial hace muy difícil una atención y supervisión adecuada de la actuación de los estudiantes por parte de los profesores.
6. Las evidencias de que las actuaciones de los profesionales en situaciones críticas poco frecuentes y la coordinación de las actuaciones de los equipos asistenciales ante ellas sólo puede adquirirse con simulación.
7. La importancia de asegurar la adquisición de habilidades y de capacidad de razonamiento clínico al mismo nivel que los conocimientos y en la necesidad de fomentar el aprendizaje autónomo de estudiantes.

8. El fomento por parte de organizaciones acreditadas de las evaluaciones del rendimiento de los profesionales de salud frente a las evaluaciones basadas en el conocimiento o cognitivas.

9. El impresionante desarrollo en los últimos tiempos de la investigación en el campo de la simulación, que está llevando a la creación de nuevos modelos de simulación cada vez mejores, más realistas y de más fidelidad para el aprendizaje y el entrenamiento, y que ha determinado la aparición de grandes empresas que destinan inversiones importantes a la creación de dichos modelos.

La implementación de la metodología pedagógica mediante simulación requiere de una infraestructura compleja y costosa, lo que hace que ésta sea la principal limitación de su aplicación en países en vías de desarrollo. En el nuestro no hemos encontrado antecedentes de este tipo de cursos en pregrado. Aún en países desarrollados, las universidades que utilizan modelos biológicos en el pregrado son escasas (Swindle, 1984; Jacovella, 1991), probablemente debido a limitaciones legales en el manejo de animales de experimentación lo que quizá explique en parte la preferencia por la enseñanza de maniobras quirúrgicas en simuladores virtuales o sintéticos (Rogers et al, 1998; Stefanich & Cruz-Neira, 1999; Karim Qayumi & Qayumi, 1999).

Varios estudios han examinado la adquisición de habilidades quirúrgicas a través del uso de simuladores por parte de los estudiantes y el efecto en los resultados posteriores en la sala de operaciones, aunque restringidos a procedimientos endoscópicos, una forma de cirugía más fácilmente simulable por vía electrónica que muchas otras (Seymour et al, 2002; Bloom et al, 2003; Kypson et al, 2003; Lehmann et al, 2005; Takiguchi et al, 2005; Youngblood et al, 2005).

1.3.2.b Simulación Quirúrgica en el Ámbito Odontológico.

A pesar de las innovaciones en la educación médico-quirúrgica en las últimas dos décadas, la mayoría de programas de postgrado continúan dependiendo de los métodos tradicionales, como diapositivas, DVD / CD, demostraciones en directo y cadáveres de animales para sus programas de capacitación, tanto en técnicas básicas como en técnicas quirúrgicas avanzadas (Ghiabi & Taylor, 2010).

Los métodos de enseñanza innovadores tecnológicamente, como los simuladores quirúrgicos y sistemas basados en computadoras multimedia, no han encontrado todavía un lugar apropiado en la formación postgraduada a pesar de la evidencia en la literatura de que la formación eficaz con simuladores quirúrgicos mejora significativamente la práctica clínica (Seymour et al, 2002; Andreatta et al, 2006; Park et al, 2007).

Los estudiantes de cirugía pueden dominar varios procedimientos quirúrgicos básicos en el laboratorio, utilizando simuladores quirúrgicos lejos de las presiones de trabajar sobre pacientes reales.

Von Sternberg et al (2007), compararon los resultados de dos grupos de estudiantes de odontología con niveles similares de experiencia en la realización de un procedimiento de apicectomía en una mandíbula de cerdo: los estudiantes en el grupo de prueba recibieron entrenamiento en un sistema de realidad virtual de simulación antes de realizar la apicectomía, mientras que los estudiantes en el grupo control no recibieron ningún entrenamiento en realidad virtual. Los resultados mostraron un rendimiento superior de los estudiantes del grupo experimental en comparación con el control en la preservación de las estructuras

vitales vecinas. Por otra parte, los defectos óseos creados por los estudiantes en el grupo experimental fueron significativamente más pequeños que los creados por el grupo control. Este estudio sugiere que el desarrollo y evaluación de herramientas de enseñanza innovadoras en la educación de la cirugía oral podría mejorar el rendimiento de los alumnos, también en educación postgraduada particularmente cuando un entrenamiento comprimido en el tiempo no proporciona la misma profundidad de oportunidades de aprendizaje que la formación básica recibida en un programa de residencia formal. De hecho, varios estudios han cuestionado el valor de los cursos de educación continuada en medicina y odontología (Davis et al, 1995; Davis, 1998; Absi et al, 2006), en términos de mejoría de conocimientos. Un reciente meta-análisis mostró también que los cursos de formación continuada aportaban efectos moderados en el conocimiento médico y el rendimiento clínico (Mansouri & Pflesser, 2007).

Mientras que para los clínicos orientados hacia la cirugía ésta es una práctica totalmente natural y enormemente satisfactoria, para muchos pacientes es la situación más temida de todas las que pueden experimentar durante su tratamiento odontológico. Para los alumnos, además de precisar más tiempo para completar cualquier procedimiento quirúrgico incluso bajo la supervisión constante de un cirujano con experiencia, suelen ocurrir con mayor frecuencia complicaciones, lo que ocasiona un mayor coste tanto para el paciente como para el sistema de salud.

Los conocimientos técnicos y habilidades pueden ser adquiridos a través de innumerables repeticiones de un procedimiento, algo que se facilita mediante el empleo de simuladores. La capacidad para evaluar la actuación de uno mismo depende también del grado de experiencia en la realización de una determinada

tarea o procedimiento quirúrgico. La constante auto-evaluación es una habilidad valiosa en cirugía, ya que fomenta la dedicación más que el refinamiento de las habilidades y es necesaria debido a la naturaleza impredecible de, incluso, los procedimientos quirúrgicos planificados más cuidadosamente (Von Sternberg et al, 2007).

El proceso de rebajar selectivamente el hueso sin dañar las estructuras adyacentes (por ejemplo, el nervio dentario inferior y raíces de los dientes vecinos) es una habilidad quirúrgica esencial común a muchos campos, incluyendo la neurocirugía, la cirugía de la base del cráneo, la cirugía ortopédica y la cirugía oral y maxilofacial (Pflesser et al, 2002). En un entorno virtual es posible obtener y evaluar las habilidades a través de la práctica repetida en un ambiente seguro y sin restricciones horarias. Los simuladores virtuales ofrecen a los estudiantes la oportunidad de probar y observar los resultados de los procedimientos dentales sin la morbilidad del paciente, con variaciones controladas de las condiciones de entrenamiento y proporcionan oportunidades para aumentar cuantitativamente el rendimiento de los estudiantes (Snow et al, 1996; Suvinen et al, 1998; Buchanan, 2001; Quinn et al, 2003).

El desarrollo de habilidades requiere el dominio de dos componentes: el conocimiento de los conceptos del procedimiento y la destreza para llevarla a cabo (Johnson et al, 2000). Ambos deben ser adquiridos en grado satisfactorio durante la formación de los clínicos, algo que no siempre es posible en la esfera práctica sin recurrir a la simulación, ya que los estudiantes de odontología tienen generalmente pocas oportunidades para llevar a cabo procedimientos de cirugía oral (Buchanan, 2001).

1.4 Identificación de problemas quirúrgicos relevantes en elevación del seno maxilar.

1.4.1 Aspectos docentes

La elevación de Seno Maxilar es una práctica quirúrgica cada vez más frecuente pero que requiere un entrenamiento previo. En lo que respecta a la docencia de esta técnica, las habilidades quirúrgicas necesarias para realizarla se han adquirido frecuentemente sobre pacientes reales bajo la supervisión de cirujanos expertos.

Se han descrito diferentes modelos, tanto para su docencia como para la experimentación de técnicas y materiales, como por ejemplo el empleo de huevos crudos (Sotirakis & Gonshor, 2005), fantomas específicos o diversos modelos animales. Pero no se ha encontrado en la bibliografía artículos donde se comparen las características de los diferentes modelos animales con los estándares humanos para establecer un modelo ideal (Estaca et al, 2008).

1.4.2 Morbilidad de la Técnica.

1.4.2.a Perforación de la membrana de Schneider.

La complicación más común durante la cirugía de la elevación del seno maxilar es el desgarro o la perforación de la membrana de Schneider (Chanavaz, 1990; Ulm et al 1995; Vlassis & Fugazzotto, 1999; Cho et al, 2001; Cordioli et al, 2001; Shlomi et al, 2004; Schwartz-Arad et al, 2004; Sorni et al, 2005), lo que ocurre entre el 7-10% y el 35% de los

procedimientos de elevación de seno (Shlomi et al, 2004; Schwartz-Arad et al, 2004). La presencia de un seno maxilar estrecho en sentido vestíbulo-palatino, la aparición de septos o tabiques en el interior del seno maxilar y una cortical ósea gruesa en la zona a realizar la ventana lateral, son factores directamente relacionados con el riesgo y la severidad de las perforaciones de membrana (Betts & Miloro, 1994; Shlomi et al, 2004). Se han atribuido diversas consecuencias a las perforaciones de la membrana de Schneider, como la infección, la invasión bacteriana, la pérdida del material de relleno o la alteración de la función fisiológica del seno maxilar (Shlomi et al, 2004; Schwartz-Arad et al, 2004).

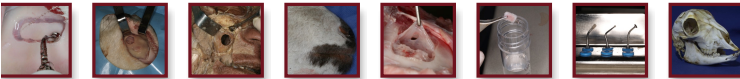
Se han utilizado diferentes actuaciones de tratamiento frente a las perforaciones de la membrana sinusal, según su tamaño o según su localización (Chanavaz, 1990; Vlassis & Fugazzotto, 1999; Fugazzotto & Vlassis, 2003; Shlomi et al, 2004), empleando una gran variedad de técnicas y materiales, incluyendo suturas, membranas de colágeno o la utilización de fibrina adhesiva (Cordioli et al, 2001; Shlomi et al, 2004; Schwartz-Arad et al, 2004).

1.4.2.b Laceración de la Arteria Maxilar Superior

El suministro de sangre al maxilar forma una compleja red en la superficie del maxilar superior. Esta red vascular está en riesgo durante el tratamiento quirúrgico de la osteotomía de la ventana lateral del seno maxilar. Muchos artículos han descrito la distribución de la arteria alveolar superior posterior (AASP) del seno maxilar (SM) y sus arterias intraoseas. La red vascular del

maxilar superior de la pared lateral del SM consiste en dos arterias, la arteria infraorbitaria y la arteria alveolar superior posterior que están conectadas a través de las anastomosis (Solar et al, 1999). Estas anastomosis contribuyen a la membrana sinusal de la pared anterolateral del seno y es clínicamente importante conocer la ubicación de la AASP para evitar laceraciones durante la elevación del seno maxilar en la región de los molares. Solar (1999) describió previamente la estructura del canal óseo que rodea la AASP. Este canal óseo es evidente en el SM en un alto porcentaje de imágenes de tomografía computerizada (53%) (Elian et al, 2005.), 55%, (Mardinger et al, 2007), imágenes de tomografía computerizada mediante haz de cono (71,4%), (Ella et al, 2008) y disecciones cadavéricas (62,2%) (Murakami et al, 1994). La presencia del canal óseo y las fibras nerviosas a lo largo del trayecto de la AASP puede suponer un riesgo de lesión vascular o isquemia o de dolor e inflamación en los tratamientos quirúrgicos que implican el fresado del hueso alveolar. El análisis mediante tomografía computerizada de haz de cono de la estructura morfológica del maxilar superior puede proporcionar información útil sobre la estructura ósea del seno maxilar durante la planificación de la intervención.

2. JUSTIFICACIÓN



2. JUSTIFICACIÓN

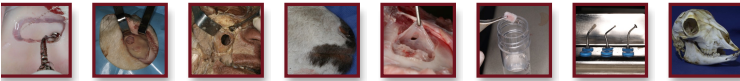
La revisión de la literatura científica nos ha permitido identificar problemas no resueltos en el ámbito de la enseñanza de las habilidades quirúrgicas en la cirugía de elevación del seno maxilar (ESM) y de la morbilidad intraoperatoria de esta técnica quirúrgica.

Se han utilizado una gran cantidad de modelos animales con fines docentes en los que se ha evidenciado una falta de idoneidad en términos de similitud morfológica con los senos maxilares humanos. De otra parte, la perforación de la membrana de Schneider constituye una complicación muy frecuente en la ESM. (Chanavaz, 1990; Ulm et al 1995; Vlassis & Fugazzotto, 1999; Cho et al, 2001; Cordioli et al, 2001; Shlomi et al, 2004; Schwartz-Arad et al, 2004; Sorni et al, 2005).

La presencia de un seno maxilar estrecho en sentido vestíbulo-palatino, la aparición de septos o tabiques en el interior del seno maxilar y una cortical ósea gruesa en la zona a realizar la ventana lateral, son factores directamente relacionados con el riesgo y la severidad de las perforaciones de membrana (Betts & Miloro, 1994; Shlomi et al, 2004). Esta complicación quirúrgica puede generar infección sinusal, la pérdida del injerto, la alteración de la función fisiológica del seno maxilar y potencialmente comprometer la supervivencia del implante. (Shlomi et al, 2004; Schwartz-Arad et al, 2004). Diversas series de casos y estudios descriptivos de baja calidad parecen sugerir que el empleo de material piezoeléctrico en la antrostomía de la pared lateral del seno maxilar reduce la tasa de perforación de las membranas.

Estas circunstancias nos han conducido a la búsqueda de un modelo animal que cumpla las características de idoneidad para la enseñanza de la técnica, evaluar la percepción del proceso de simulación quirúrgica desde la perspectiva del “aprendiz” y valorar sobre este modelo los potenciales beneficios de la utilización del material piezoeléctrico sobre el material rotatorio en la ESM.

3. OBJETIVOS



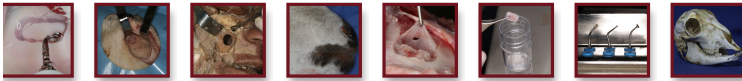
3. OBJETIVOS

1.- Valorar el grado de similitud morfológica de los accidentes anatómicos de interés en la antrostomía del seno maxilar (pared lateral y membrana de Schneider) entre un modelo animal (cordero) y el estándar humano.

2.- Evaluar la percepción por parte del clínico en formación de un taller de habilidades quirúrgicas basados en este modelo animal.

3.- Determinar la utilidad del instrumental piezoeléctrico para reducir las perforaciones de la membrana de Schneider durante la antrostomía en ESM.

4. DESARROLLO DE LA INVESTIGACIÓN



4. DESARROLLO DE LA INVESTIGACIÓN

En orden a cumplimentar los objetivos propuestos para este trabajo de tesis doctoral, la investigación se aborda desde una triple perspectiva: en primer término, un documento que compara la oveja de menos de 12 meses como modelo de entrenamiento de la cirugía de elevación del seno maxilar, con los estándares humanos (apartado 4.1); en segundo lugar, una evaluación de la eficacia de un taller de prácticas de cirugía de ESM desde el punto de vista de la percepción de los participantes (apartado 4.2); y por último se realiza un estudio experimental donde se pretende demostrar la hipótesis de que el uso de instrumental piezoeléctrico para la osteotomía en la elevación del seno maxilar reduce la tasa de perforaciones de la membrana sinusal, la complicación más frecuente en esta práctica quirúrgica (apartado 4.3).

Este triple abordaje se presenta compartimentado de forma independiente, en la misma forma en que ha sido publicada la investigación, y explicando la metodología de forma específica en cada uno de los apartados.

4.1 El cordero como modelo preclínico para el entrenamiento de la cirugía de Elevación de Seno Maxilar: un estudio comparativo con estándares humanos.

4.1.1 Resumen

Antecedentes: Se han propuesto muchos modelos para el entrenamiento quirúrgico en la elevación del seno maxilar (ESM), pero la información sobre aspectos clave en lo que respecta a la retroalimentación y evaluación del alumno es escasa.

El objetivo del estudio fue comparar el grosor de la pared lateral del seno maxilar (GPLSM) y el de la membrana de Schneider (GMS) entre un modelo animal y el estándar humano.

Método de estudio: Estudio observacional empleando 20 cabezas de oveja frescas. Mediante un tomógrafo computerizado de haz de cono se observó: el grosor de la pared lateral del seno maxilar (GPLSM), la anchura del suelo lateral del seno (ASLS), la distancia desde el borde lateral de la cresta ósea anteroposterior a la pared del seno y la altura del seno maxilar (ASM). Se utilizaron 30 exploraciones radiológicas en humanos (TC de haz de cono) para las comparaciones. El grosor de la membrana sinusal se midió en tres puntos por sección y se compararon entre ellas. Se emplearon 10 membranas humanas conservadas en formol como control.

Resultados: El GPLSM en el modelo animal arrojó un valor medio de $2.25 \pm 0,3$ mm y resultó ser más gruesa que la de los seres humanos con edentulismo

subsinusal ($\bar{x}_i - \bar{x}_j = 0,3$; IC 95% = 0,1-0,4), aunque esta diferencia no se consideró clínicamente relevante. El grosor medio de la membrana del seno fue $485, \pm 137,1 \mu\text{m}$ sin diferencias significativas entre los lados ($p = 0,12$) y tampoco entre el grosor de las membranas de Schneider humanas y las de las ovejas.

Conclusiones: el modelo basado en ovejas jóvenes es potencialmente útil para el entrenamiento de la técnica de elevación del seno maxilar debido a las similitudes en el espesor de la pared lateral del seno maxilar y, en particular, por el espesor de la membrana de Schneider. Se necesitan más estudios para validar este modelo en un entorno de enseñanza.

4.1.2 Introducción.

“Ver, hacer, enseñar” es una forma de parafrasear lo que ha sido el método de enseñanza tradicional de la educación quirúrgica en los quirófanos durante más de cien años (Al-Qareer et al, 2004; Ghiabi & Taylor, 2010).

La mayoría de los programas de formación quirúrgica consisten en un sistema de aprendizaje tipo, donde después de la formación teórica (aspecto cognitivo), el alumno es expuesto a los casos clínicos inicialmente a través de la observación en la sala de operaciones, pasando después a asistir en los procedimientos y, por último, a convertirse en el operador bajo la supervisión de un cirujano experto (Sutherland et al, 2006).

Sin embargo ciertos aspectos de este modelo como la economía, la eficiencia, la fiabilidad, la eficacia, el grado de responsabilidad y aspectos éticos, lo han puesto en entredicho en los últimos años, sobre todo cuando se contemplan

las primeras etapas de formación (Ziv et al, 2003; Pearce et al, 2007).

En este sentido se ha producido una rápida evolución en los métodos de entrenamiento utilizados en la educación periodontal en América y Europa, pasando de los planes de estudio tradicionales hacia otros más sofisticados, con estrategias de evaluación basadas en competencias (Mattheos et al, 2009). Estas estrategias requieren de los alumnos demostrar activamente sus capacidades para llevar a cabo de forma completa las diferentes partes de una intervención terapéutica en un entorno simulado y en pacientes reales de acuerdo a las competencias clínicas predefinidas (Comission on Dental Accreditation, 2011). Las normas de acreditación de programas avanzados de educación especializada en los EE. UU. (ADA) y Europa (Federación Europea de Periodoncia) incluyen lograr un nivel de competencia en los procedimientos de elevación de seno maxilar (Comission on Dental Accreditation, 2011; European Federation of Periodontology, 2011).

Diferentes configuraciones de modelos de prácticas basadas en simuladores virtuales y laboratorios de prácticas con modelos sintéticos, animales o materiales procedentes de cadáveres han demostrado ventajas para el entrenamiento quirúrgico y la mejora de la calidad de la educación (Anastakis et al, 1999; Satava et al, 2003; Sutherland et al, 2006). En Estados Unidos los programas de postgrado en periodoncia apenas emplean simulación por ordenador y maniqués quirúrgicos, mientras que los cadáveres de animales siguen siendo el método de enseñanza más común (Ghiabi & Taylor, 2010) a pesar de la ausencia de literatura relevante que apoye el uso de una especie en particular para el entrenamiento en la elevación del seno maxilar.

Un modelo para la simulación de la elevación del seno maxilar debe cumplir tres criterios para lograr un rendimiento fiable y una retroalimentación intrínseca adecuada: (I) un espesor adecuado de la pared lateral, (II) morfología y resistencia de la membrana de Schneider similar a la de los seres humanos y, finalmente, (III) un abordaje a nivel intraoral (Estaca et al, 2008). Por otra parte, la selección de animales para el entrenamiento quirúrgico debe tener en cuenta la disponibilidad de muestras, la aceptabilidad social, los costos, y la similitud entre el seno maxilar del animal y el humano (Schimandle & Boden, 2006; Pearce et al, 2007). A pesar de la variedad de modelos animales estudiados, cada uno tiene sus propias limitaciones cuando se utiliza para la simulación quirúrgica de la elevación de seno maxilar (ESM).

4.1.3 Objetivos.

El objetivo de este estudio fue evaluar tanto la similitud en cuanto al grosor de la pared lateral del seno maxilar (GPLSM) como las características de espesor y microscópicas de la membrana de Schneider (GMS) entre un modelo animal (ovejas menores de 12 meses) y el estándar humano (pacientes candidatos de cirugía de ESM). La similitud entre estas características, conocidas por proporcionar información intrínseca en ESM, permitiría el uso de este modelo de programas de formación. Por otra parte, este modelo animal permite abordaje intraoral y no se ha descrito anteriormente para el entrenamiento en ESM.

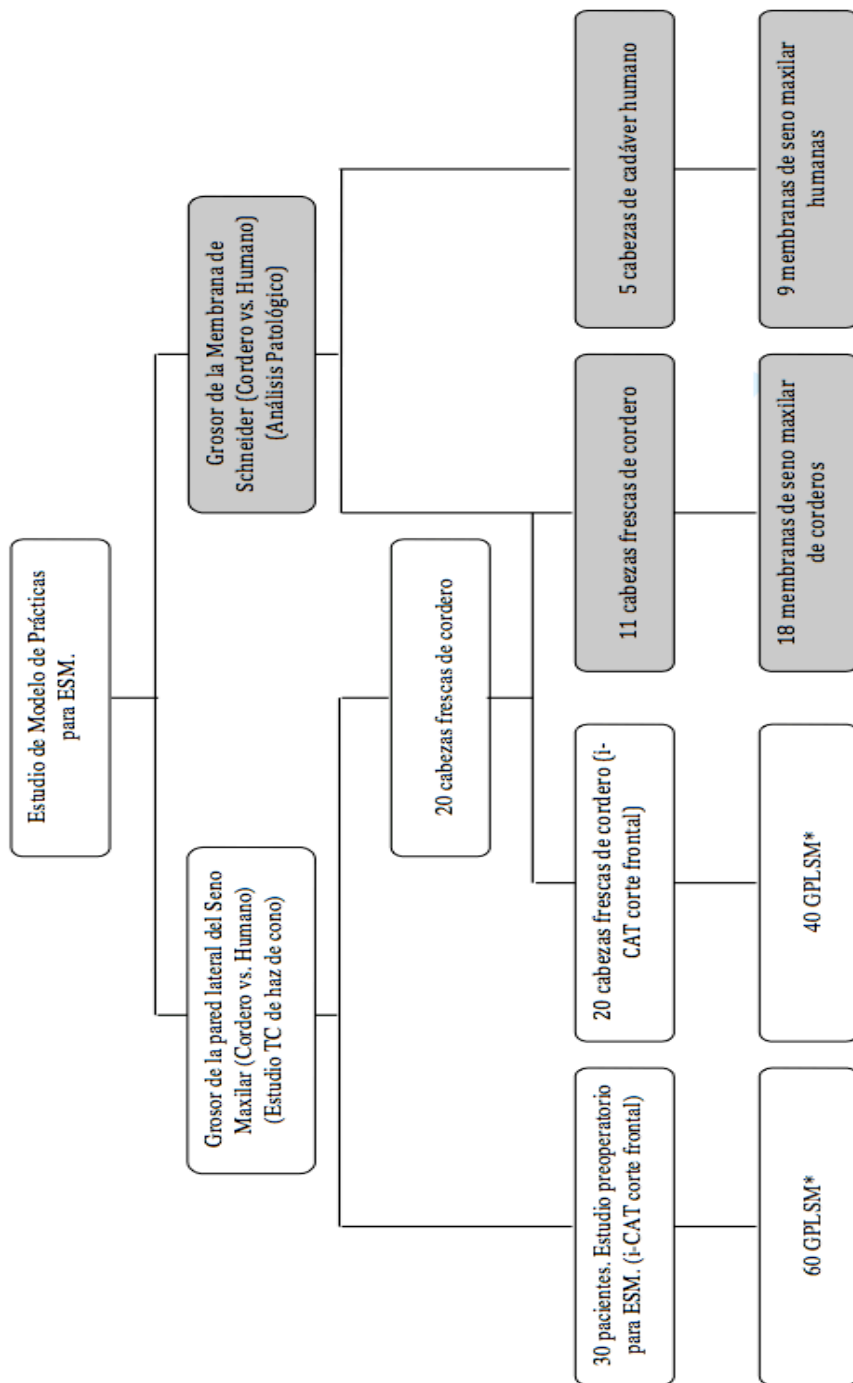
4.1.4 Material y Métodos.

A fin de lograr los objetivos propuestos, se diseñó un estudio observacional (Fig 9).

El tamaño muestral necesario para revelar las diferencias entre los grupos en términos de GPLSM y GMS se determinó empleando el seno maxilar como unidad de estudio, con una variabilidad de 0,4 mm para el GPLSM (Neiva et al, 2004) y de 0,3 mm para el GMS (Aimetti et al, 2008), presuponiendo 0,5 mm como una diferencia relevante (hipótesis bilateral), nivel $\alpha = 0,05$ y un poder estadístico del 80% ($n = 10$ por grupo).

Se utilizaron veinte cabezas frescas de ovejas menores de 12 meses (de 6 a 12 meses) como modelo para este estudio in vitro. El material estaba libre de enfermedades y fue transportado desde el matadero dentro de las 8 horas posteriores al sacrificio.

Las 20 muestras fueron estudiadas por medio de tomografía computerizada con haz de cono con software i-CAT configurado con una resolución de 0,3 vóxeles con 8,9 segundos de tiempo de captura. El tercer premolar fue la referencia anatómica elegida para llevar a cabo las secciones coronales. Se midieron los siguientes parámetros: el espesor de la pared lateral del seno maxilar (GPLSM), la anchura del suelo lateral del seno (ASLS), la distancia horizontal desde el borde lateral de la cresta ósea anteroposterior hasta la pared lateral del seno y la altura del seno maxilar (ASM) (Zou et al, 2010). Estas mediciones fueron realizadas por un radiólogo experto (AM), utilizando la herramienta de medición lineal del dispositivo i-CAT Vision con un coeficiente de correlación interclase de 0,9 para estimar la repetibilidad (Fig 10).



* Grosor de la Pared Lateral del Seno Maxilar

Fig 9. Diagrama de Flujo del Estudio.

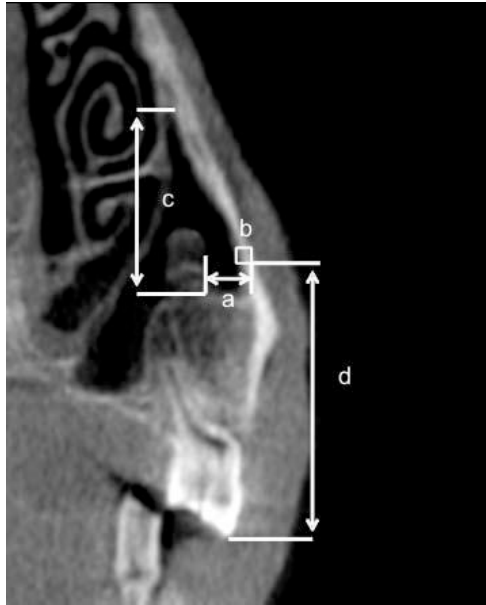


Fig 10. Corte frontal mediante i-CAT a nivel del tercer premolar en el modelo de cordero: a) anchura del suelo lateral del seno (ASLS); b) grosor de la pared lateral del seno maxilar (GPLSM) c) altura del seno maxilar (ASM); d) altura de la trepanación vertical (ATV), desde la tercera cúspide vestibular premolar hasta 3 mm por encima del suelo del seno.

Un grupo de 30 historias clínicas de pacientes candidatos a procedimientos de elevación de seno fueron seleccionados al azar (muestreo aleatorio simple (MAS), por medio de una tabla de números aleatorios generada por ordenador) de un grupo de 286 exploraciones radiológicas preoperatorias de los pacientes de ESM pertenecientes a la Unidad de Radiología de nuestra Institución que se utilizaron como referencia para las comparaciones del GPLSM. Estos pacientes (edad media $57,6 \pm 11,8$; varones 53,3%) fueron explorados antes de la operación con tecnología y protocolos idénticos a los del grupo experimental (cabezas de cordero).

Once cabezas de cordero fresco fueron seleccionados al azar (MAS) del grupo original de 20 (Fig 9) para comparar el GMS y llevar a cabo la elevación de seno maxilar bilateral por un cirujano experto (JS) de acuerdo con un protocolo

quirúrgico previamente descrito (Estaca et al, 2008), utilizando el tercer premolar como punto de referencia. Además de utilizar este premolar como punto de referencia, se realizó un estudio mediante i-CAT para medir la altura vertical desde el plano oclusal hasta 3 mm por encima del suelo del seno (APOSIM) y para facilitar el abordaje quirúrgico del seno maxilar. La trepanación se realizó con una fresa redonda de diamante (023; Komet, Lengo, Alemania) montada en una pieza de mano y la membrana del seno fue levantada empleando un kit (Mozo-Grau, Valladolid, España) quirúrgico para elevación de seno. Después, se tomó una biopsia de la membrana de Schneider intacta a través de la ventana ósea para el análisis patológico (Fig 11).

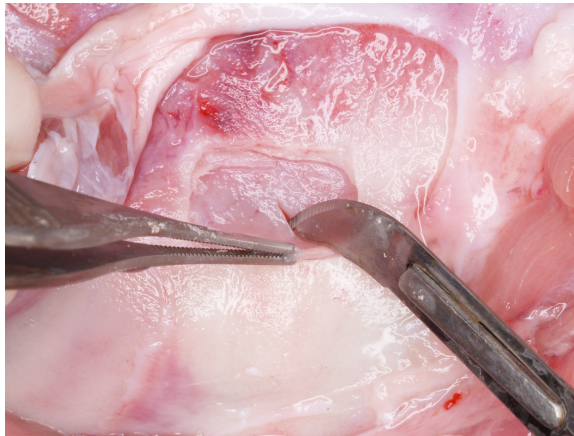


Fig 11. Biopsia de la membrana de Schneider de cordero.

Debido a cuestiones éticas, los especímenes humanos fueron obtenidos de una muestra adecuada de material cadavérico conservado en el Departamento de Ciencias Morfológicas de la Facultad de Medicina y Odontología de la Universidad de Santiago de Compostela (España), de donde se obtuvieron diez muestras de membrana de Schneider humana sin patología mediante una técnica

de acceso lateral (Caldwell-Luc) procedentes de cinco cabezas conservadas en formol (Fig 12).



Fig 12. Osteotomía en pared lateral de Seno Maxilar en material cadavérico humano.

Inmediatamente después de la extracción, las muestras de ambas membranas de los senos maxilares se adhirieron a un papel de filtro para garantizar una correcta orientación. Las muestras se fijaron en formol neutro tamponado al 10% durante 24 horas y fueron embebidas en parafina siguiendo los procedimientos rutinarios. Se obtuvieron tres secciones de 4 micras de espesor para cada muestra: una en la superficie del bloque de parafina y dos secciones adicionales a 100 y 200 micras, respectivamente de la primera. Las secciones se montaron en un portaobjetos y se tiñeron con hematoxilina-eosina y tricrómico de Masson.

Las muestras se codificaron y estudiaron de forma independiente por dos patólogos hasta que se alcanzó un consenso en cada caso. Todas las muestras se examinaron mediante un microscopio Optiphot-2 (Nikon. Tokyo, Japan). Para la medición de espesores de membrana del seno maxilar se utilizó un Micrómetro óptico (Graticules Ltd, Tonbridge, UK) a x100 (x10 objetivo) y se registraron los datos en tres puntos para cada sección (izquierda, centro y derecha), logrando de

esta manera 9 mediciones para cada muestra (3 secciones a diferentes niveles de profundidad y tres medidas por sección). Sólo las áreas con una orientación perpendicular fueron seleccionadas para la medición: en dos casos el espécimen resultó orientado oblicuamente, por lo que el bloque de parafina tuvo que ser rehecho con el fin de conseguir la orientación adecuada.

El diseño del estudio fue aceptado por el Comité de Bioética de la Universidad de Santiago de Compostela (protocolo número: R 29-12-2010) y la investigación se llevó a cabo de acuerdo con los protocolos éticos de la Unión Europea.

Análisis estadístico.

Los datos se introdujeron en un paquete estadístico PASW 18 (SPSS Inc. Chicago, IL, EE.UU.) y la muestra se caracterizó por las variables de interés. La distribución de los datos se definió por la media y la mediana como estadísticos de tendencia central y la desviación estándar y el rango como indicadores de dispersión.

Las variables cuantitativas se estudiaron mediante el test de Wilcoxon para muestras relacionadas (no paramétrica) y la U de Mann-Whitney para muestras independientes. El nivel de significación elegido para todas las pruebas fue de $p < 0,05$.

4.1.5 Resultados.

El estudio radiográfico mediante i-CAT permitió la identificación de los principales lugares de interés para facilitar el abordaje quirúrgico de la trepanación del seno en el modelo de cordero. Existe una cresta ósea anteroposterior que sobresale del suelo del seno maxilar (cresta ósea del seno maxilar) que divide el seno en dos partes: medial y lateral (Fig. 2). La medición de la anchura del suelo lateral del seno (ASLS) en el seno derecho obtuvo un promedio de $7,8 \pm 1,1$ mm, mientras que en el izquierdo fue de $7,6 \pm 1,1$ mm. La altura del seno maxilar derecho fue de $17,9 \pm 2,5$ mm y de $17,7 \pm 2,5$ mm para el izquierdo. Estas diferencias no fueron estadísticamente significativas ($p = 0,54$). La altura vertical promedio desde la cúspide vestibular de los terceros premolares hasta la zona de la trepanación en la pared lateral del seno maxilar (3 mm por encima del suelo del seno) fue de $29,7 \pm 2,3$ en el lado derecho y $27,7 \pm 2,4$ en el seno maxilar izquierdo, sin diferencias significativas entre ellos ($p = 0,51$) (Fig. 10; Tabla 2).

Seno Maxilar	ASLS (mm)	ASM (mm)
	$\bar{x} \pm DE$ (min – max)	$\bar{x} \pm DE$ (min – max)
<i>Derecho</i>	$7,89 \pm 1,1$ (5,2 – 10,2)	$17,9 \pm 2,4$ (14,1 – 23,1)
<i>Izquierdo</i>	$7,62 \pm 1,1$ (5,1 – 9,6)	$17,7 \pm 2,5$ (14,1 – 24,3)
<i>Total</i>	$7,75 \pm 1,1$ (5,1 – 10,2)	$17,8 \pm 2,4$ (14,1 – 24,3)

(ASLS: Anchura del suelo lateral del seno; ASM: altura del seno maxilar; DE: Desiación estándar; min: mínimo; max: máximo)

Tabla 2. Parámetros del Seno Maxilar del Cordero.

El espesor de la pared lateral del seno maxilar se hizo progresivamente mayor en sentido anteroposterior. Sin embargo, se observa un espesor de hasta $2,2 \pm 0,3$ mm para el seno derecho ($2,2 \pm 0,2$ para el izquierdo) cuando las secciones frontales se obtuvieron a nivel del tercer premolar. Estas paredes resultaron ser significativamente más gruesas que las de los seres humanos con edentulismo subsinsual (Tabla 3).

Grosor de la pared lateral del Seno Maxilar (C/H)	Cordero (mm) $\bar{x} \pm DE$ (min - max)	Humano (mm) $\bar{x} \pm DE$ (min - max)	Valor p
<i>Seno Maxilar Derecho (n= 20/30)</i>	2,24±0,3 (1,8 - 2,7)	1,86±0,4 (1,0 - 3,0)	0,001
<i>Seno Maxilar Izquierdo(n= 20/30)</i>	2,25±0,2 (1,8 - 3)	2,01±0,5 (1,0 - 3,1)	0,09
<i>Total (n= 40/60)</i>	2,25±0,3 (1,8 - 3)	1,94±0,4 (1,0 - 3,1)	0,0001

(GPLSM: Grosor de la pared lateral del Seno Maxilar; (C=Cordero, H=Humano)

Tabla 3. Grosor de la pared lateral del Seno Maxilar de Corderos y Humanos.

La membrana del seno maxilar (membrana de Schneider) del modelo animal consta de tres capas: 1) epitelio de columnar ciliado pseudoestratificado con células globulares ocasionales (epitelio respiratorio); 2) una lámina propia ricamente vascularizada compuesta por un tejido conectivo laxo con pocas células inflamatorias superficiales (linfocitos y células plasmáticas) y numerosas glándulas seromucosas con conductos anchos; y 3) una capa más profunda de tejido conectivo denso (periostio del hueso maxilar) (Fig 13).

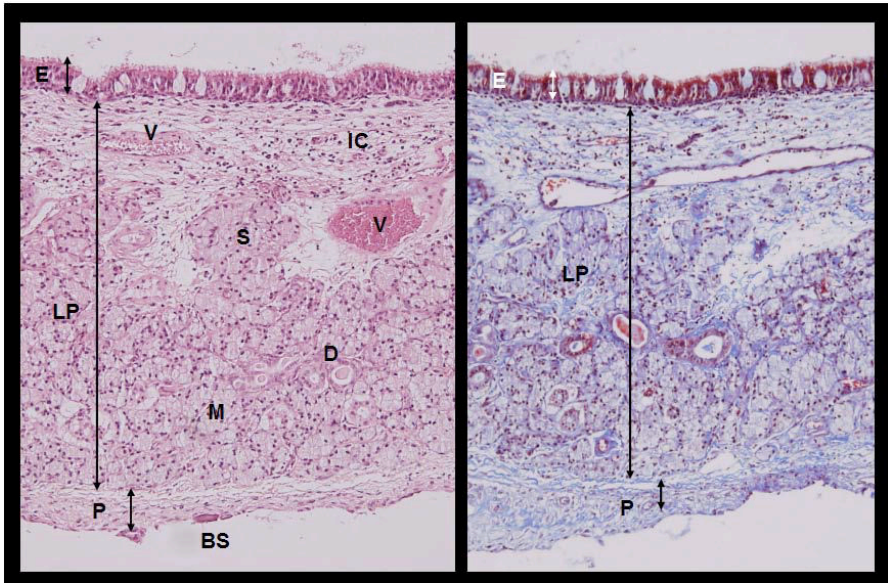


Fig 13. Membrana de Schneider del cordero compuesta por epitelio respiratorio (E), lámina propia (LP) y periostio (P). La lámina propia contiene vasos sanguíneos (V), células inflamatorias (IC), serosas (S) y glándulas mucinosas (M) con conductos excretores (D) llenos de secreción. Algunas espículas óseas (BS) se unen al periostio (HE, x100). Tricrómico de Masson (x100).

Se encontraron placas ocasionales de cartílago hialino en la parte más profunda de la lámina propia. Cuatro muestras mostraron una densa inflamación crónica con una gran ampliación de la membrana y se excluyeron del estudio. El grosor medio de la membrana del seno fue $485,5 \pm 137,1 \mu\text{m}$ y no se identificaron diferencias estadísticamente significativas ni entre los dos lados ($p = 0,12$) ni entre el espesor de la membrana de Schneider humana y la de las ovejas (Tabla 4).

Grosor de la Membrana de Schneider (C/H)	Cordero (μm) $\bar{x} \pm \text{DE}$ (min – max)	Humano (μm) $\bar{x} \pm \text{DE}$ (min – max)	Valor p
<i>Seno Maxilar Derecho</i> (n= 7/4)	430,7 \pm 131,1 (290 – 604,4)	404,9 \pm 163,9 (276,6 – 627,7)	0,57
<i>Seno Maxilar Izquierdo</i> (n= 11/5)	520,3 \pm 135 (233,3 - 700)	400,3 \pm 169,3 (214 – 636,6)	0,19
<i>Total</i> (n= 18/9)	485,5 \pm 137,1 (233,3 - 700)	402,4 \pm 156,2 (214 – 636,6)	0,16

C=Cordero, H=Humano

Tabla 4. Tamaño de la Mucosa Sinusal del Maxilar de Corderos y Humanos

En las muestras humanas, como diferencias más importantes, sólo encontramos números altos de células globulares en el epitelio de revestimiento, dilataciones glandulares frecuentes y vasos sanguíneos de mayor diámetro que sus homólogos de animales (Fig 14).

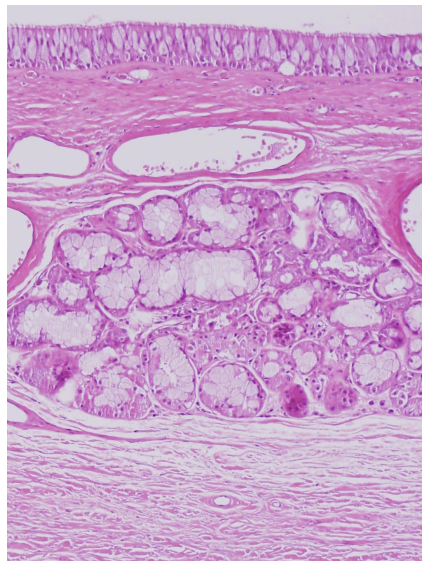


Fig 14. Membrana de Schneider humana con mayor número de células globulares en el epitelio de revestimiento, dilataciones glandulares frecuentes y los vasos sanguíneos de mayor diámetro que el observado en la membrana de cordero (HE x100).

4.1.6 Discusión.

Se han desarrollado varios modelos para ayudar a ganar experiencia en los procedimientos de ESM. La mayoría de ellos utilizan tejidos de origen humano o animal o materiales sintéticos (Issenberg et al, 1999; Fernandez et al, 2008).

La simulación en modelos ofrece mejores resultados que el entrenamiento estándar y la formación sobre cadáveres es mejor que el entrenamiento en modelos (Sutherland et al, 2006). Sin embargo, el mayor riesgo asociado de infecciones, las diversas creencias culturales en distintos entornos sociales y la menor disponibilidad de este tipo de materiales son las principales deficiencias de este modelo (Issenberg et al, 1999; Fernandez et al, 2008).

Los estudios experimentales sobre las técnicas de elevación de seno se han realizado en diferentes modelos animales, incluyendo monos (Palma et al, 2006), conejos (Sohn et al, 2010), perros (Kim et al, 2010), ovejas (Estaca et al, 2008), cabras (Zou et al, 2010), minipigs (Fenner et al, 2009) y cerdos domésticos (Stelzle & Benner, 2010), pero diferentes inconvenientes limitan su uso para la simulación quirúrgica de ESM: razones económicas y éticas eliminan a los monos como modelo animal para el entrenamiento de ESM, a pesar de ser la especie más similar a los humanos (Schimandle & Boden, 2006); los perros muestran una composición ósea y un modelo de reorganización del hueso cercano al humano, pero la percepción pública negativa de la utilización de animales de compañía para la investigación médica limita su uso (Pearce et al, 2007); los conejos también han sido ampliamente utilizados para la investigación sobre los procedimientos de regeneración y materiales de injerto para la ESM, pero la técnica de abordaje extraoral al seno maxilar dificulta su uso en los talleres de habilidades clínicas, donde la fiabilidad y la validez del modelo depende del

realismo de la simulación (Anastakis et al, 1999; Ziv et al, 2003; Pearce et al, 2007). Los cerdos presentan gran semejanza con el hueso humano (con la macroestructura más similar), pero un hueso cortical muy resistente a la trepanación (Pearce et al, 2007; Estaca et al, 2008) limita el uso de este modelo, ya que la realización de la perforación ósea es una parte importante de la experiencia quirúrgica (Ioannou et al, 2010a).

En términos generales, la mayoría de los estudios destinados a evaluar la idoneidad de un modelo animal para la formación en ESM han evaluado las dimensiones, el volumen del seno maxilar y el grado de similitud con el estándar humano (Schimandle & Boden, 2006; Palma et al, 2006; Fenner et al, 2009; Sohn et al, 2010; Kim et al, 2010; Zou et al, 2010; Stelzle & Benner, 2010), pero son escasos los artículos centrados en las características principales del modelo que proporcionan información para el implantólogo (Estaca et al, 2008).

El acceso a la pared lateral del seno maxilar en ovejas, cabras y cerdos empleando un abordaje oral es difícil y requiere aumento previo de la extensión del borde bucal mediante cirugía (Estaca et al, 2008). En el modelo quirúrgico sugerido en este artículo, también se debe afeitar el campo quirúrgico y realizar una incisión en la piel desde el ángulo de la boca o comisura.

A pesar de que la pared lateral del seno maxilar de las ovejas resultó ser significativamente más gruesa que la humana, la diferencia media fue de sólo 0,3 mm. La pared lateral del seno maxilar es muy delgada en pacientes desdentados (Estaca et al, 2008) y, por lo tanto, los modelos animales también deben mostrar esta característica para asegurar una adecuada retroalimentación intrínseca de los alumnos (información visual, auditiva y propioceptiva) (Praamsma et al, 2008). Durante la osteotomía en la ESM, el objetivo es perforar completamente a través

de la anchura de la pared lateral del seno maxilar y detener el avance de la fresa justo antes de que se perfora la membrana de Schneider, ya que la perforación puede considerarse como un error quirúrgico (Khokhotva et al, 2009; Ioannou et al, 2010b).

La práctica del fresado en modelos no humanos ha demostrado su utilidad para prevenir perforaciones (Khokhotva et al, 2009; Ioannou et al, 2010b), pero los modelos de entrenamiento basados en el uso de perros de raza beagle y, en especial, en cerdos maduros (espesor medio de la pared del seno: 3 mm) parecen ser menos útiles que las ovejas o cabras, cuya pared lateral de los senos muestra un espesor promedio de 2 mm (Estaca et al, 2008).

Siguiendo esta lógica, un modelo basado en el uso de cabezas de ovejas adultas (mayores de 24 meses) se ha propuesto para permitir un entrenamiento adecuado en la técnica modificada de Caldwell-Luc (Estaca et al, 2008). Sin embargo, hay algunas desventajas en el uso de ovejas adultas (definidas como tal, ya sea por su edad -mayores de 12 meses- o por la presencia de un incisivo definitivo) para la ESM, como el riesgo de transmisión de enfermedades animales, incluyendo la encefalopatía espongiiforme (Grist, 2005; Hicdonmez et al, 2006). Los especímenes deben obtenerse de una fuente de confianza bajo supervisión veterinaria y deben seguirse rigurosos procedimientos de esterilización (Reglamento CE, 2001). La normativa de la UE en relación al uso y manejo de estos ejemplares que son considerados “material específico de riesgo” (Reglamento CE, 2001), limitan la validez externa de este modelo.

La literatura científica proporciona poca información sobre el espesor de la mucosa sinusal sana de humanos y de las variaciones entre individuos (Van den Bergh et al, 2000; Pommer et al, 2009), existiendo diferentes trastornos (sinusitis maxilar, sinusitis alérgica, etc.) que pueden llevar a un engrosamiento de la mucosa (Aimetti et al, 2008). El grosor medio de la membrana de Schneider va desde 0,3 a 0,8 mm (Van den Bergh et al, 2000; Aimetti et al, 2008; Pommer et al, 2009) y parece estar relacionada con el fenotipo gingival (Aimetti et al, 2008). A pesar de que la mucosa del seno de las diferentes especies ha mostrado consistencia suficiente para llevar a cabo ESM (Estaca et al, 2018), la información obtenida de perros (0,6 a 1,4 mm) y cerdos (1,6 mm de media) (Morgensen & Tos, 1977; Stelzle & Benner, 2010) muestran una membrana más sólida que en los seres humanos. El modelo animal sugerido mostró una anchura de la membrana de Schneider que es absolutamente intercambiable con la de los seres humanos.

Son también muy escasas las descripciones histomorfométricas de la membrana sinusal en modelos animales (Morgensen & Tos, 1977; Stelzle & Benner, 2010). A pesar de que la mucosa del seno de las diferentes especies han demostrado una consistencia suficiente para llevar a cabo ESM (Estaca et al, 2008), la información disponible de los perros (de 0,6 a 1,4 mm) (Morgensen & Tos, 1977) y los cerdos (espesor medio de 1,6 mm) (Stelzle & Benner, 2010) revelan que las membranas son más gruesas que en los seres humanos. Esta circunstancia también puede enmascarar la resistencia de la mucosa del seno contra el rasgado durante ESM y el compromiso de la validez de estos modelos animales. Por otro lado, la estructura microscópica de las membranas de Schneider de corderos y humanos es similar. La principal diferencia es el número de glándulas seromucosas que es mayor en la membrana de los corderos, pero el

grosor de la membrana es muy similar en ambos casos.

Mientras que la mandíbula de oveja parece ser un modelo de formación factible para la demostración y el ejercicio de diversas técnicas quirúrgicas periodontales (Al-Qareer et al, 2004), el seno maxilar del cordero cumple con los requisitos de un modelo adecuado para lograr un rendimiento fiable y retroalimentación intrínseca de ESM y, por lo tanto, puede ser utilizado como el último paso en la formación preclínica de ESM.

La principal contribución de este estudio es comparar las principales variables que proporcionan información (feedback) durante la cirugía de ESM entre un modelo animal de entrenamiento (libre del riesgo de transmisión de priones) y el estándar humano. Nuestros resultados ponen de relieve las similitudes entre ambas especies en términos de características histológicas y grosor de la membrana de Schneider. Esta circunstancia es especialmente relevante ya que la perforación de la membrana del seno es la complicación más frecuente de la ESM y el modelo de prácticas propuesto en este estudio podría permitir una formación adecuada para reducir los errores clínicos y las complicaciones quirúrgicas. Las futuras investigaciones sobre este tema deben centrarse en el desarrollo de un marco conceptual, el proceso de simulación y el ambiente de aprendizaje, así como en la evaluación del modelo de prácticas en términos de impacto en la curva de aprendizaje de la técnica. También sería de interés la investigación sobre la utilidad del modelo para la evaluación de las habilidades tanto técnicas como no técnicas (pre-operatorio, comunicación, el control de la situación, etc.)

4.1.7 Conclusiones.

Se concluye que el modelo basado en las ovejas jóvenes, además de reducir el riesgo de transmisión de priones, cumple totalmente los criterios para un adecuado modelo de prácticas para el entrenamiento de ESM: el abordaje quirúrgico se realiza por vía oral, la pared lateral del seno presenta un espesor similar al de un paciente desdentado y la membrana de Schneider cuenta con una morfología y espesor idénticos al estándar humano.

Teniendo en cuenta las limitaciones inherentes a este tipo de estudios, este modelo es adecuado para el entrenamiento quirúrgico de acuerdo a un análisis exhaustivo de la ASLS, GPLSM y ASM y se recomienda tener en cuenta el tercer premolar y APOSM como un punto de referencia para la trepanación del seno maxilar.

4.2 Taller de habilidades quirúrgicas. Propuesta y evaluación de un nuevo modelo para la elevación del seno maxilar.

4.2.1 Resumen

Objetivos: Describir un taller de simulación para la elevación del seno maxilar (ESM) que reproduce el entorno quirúrgico, evaluando su eficacia en términos de percepción de los alumnos.

Diseño del estudio: Se diseña un estudio piloto, transversal, seleccionando 36 estudiantes de postgrado que han de rellenar un cuestionario anónimo, autocumplimentado de 12 ítems y que incluye una guía de estudio con los detalles del taller. La práctica es supervisada en un entorno quirúrgico simulado y la evaluación se realiza por medio de cuestionarios específicos.

Resultados: Se utilizaron 36 cabezas de oveja frescas estudiadas por medio de una tomografía computerizada de haz de cono. Se utilizan como referencia el tubérculo facial, el tercer premolar y un estudio de 3D-TC como guía para la trepanación. Se levanta la membrana sinusal, se rellena con material de injerto sintético y se cierra con membrana reabsorbible.

Tras el taller, los participantes coincidieron en su capacidad para realizar ESM en una situación simulada (media = 4,5; rango 2-5) y se sentían capaces de enseñar la técnica a otros profesionales o de llevar a cabo el procedimiento sobre un paciente bajo la supervisión de un cirujano experto (media = 4; rango 1-5).

No hubo diferencias en su capacidad percibida para llevar a cabo la técnica en un modelo o en un paciente real bajo la supervisión de un cirujano experto ($p = 0,36$).

Conclusiones: Los talleres de habilidades clínicas para la enseñanza son una herramienta esencial para la educación, pero la práctica clínica supervisada debe preceder siempre a la práctica en solitario de la ESM en pacientes reales. Los procedimientos de simulación (taller de habilidades) son percibidos por los participantes como útiles para la práctica quirúrgica. Sin embargo se necesitan más estudios para validar el procedimiento y hacer frente a las habilidades cognitivas y de comunicación, que son claramente una parte integral del rendimiento quirúrgico.

4.2.2 Introducción.

La formación quirúrgica consiste en el desarrollo cognitivo, clínico y de habilidades técnicas. Éstas últimas son tradicionalmente adquiridas a través de un tutor (modelo Halstediano) (Barnes et al, 1989; Sutherland et al, 2006), siendo una obligación ética preservar la seguridad y privacidad del paciente durante el proceso de aprendizaje (Ziv et al, 2003).

Los errores son inherentes a las curvas de aprendizaje, pero no son aceptables en la formación quirúrgica: esto hace que la simulación sea tan atractiva en el campo de la cirugía, ya que evita el uso de pacientes para la práctica de habilidades y asegura que los alumnos tengan cierta práctica antes de tratar a seres humanos (Issenberg et al, 1999).

Diferentes modelos de entrenamiento basados en simulaciones virtuales y estaciones de trabajo con materiales sintéticos, de origen animal o humano (material cadavérico) han demostrado ser útiles para la formación en técnicas quirúrgicas, a la vez que mejoran el nivel de la educación (Anastakis et al, 1999; Satava et al, 2003; Sutherland et al, 2006).

La ESM es una de las opciones más utilizadas para la rehabilitación del sector posterior del maxilar superior reabsorbido. Las habilidades quirúrgicas de elevación del seno maxilar son con frecuencia adquiridas en la sala de operaciones sobre pacientes (Sorní et al, 2005; Calvo-Guirado et al, 2010), a pesar de que existen modelos de entrenamiento en el laboratorio que pueden ofrecer un valioso complemento para el aprendizaje de habilidades básicas en cirugía.

La información sobre los procedimientos de elevación de seno maxilar (técnica de Caldwell-Luc modificada) en modelos animales es escasa (Kirker-Head et al, 1997; Estaca et al, 2008; Stelzle & Benner, 2010) sin que se haya descrito el marco conceptual ni el ambiente de aprendizaje ni la eficacia de reproducir esta situación quirúrgica.

El objetivo de este estudio fue describir un taller de habilidades para el aprendizaje de elevación de seno maxilar que simula el ambiente quirúrgico y evaluar su eficacia en términos de percepción por los participantes.

4.2.3 Material y Métodos.

Se diseñó un estudio piloto transversal para describir un taller sobre habilidades clínicas para ESM y evaluar la percepción de los alumnos acerca del mismo. Los participantes fueron seleccionados por medio de una tabla de números aleatorios entre los estudiantes de postgrado del Curso de Especialización en Implantología Oral de la Universidad de Santiago de Compostela, que cumplieron con los siguientes criterios de inclusión: experiencia quirúrgica previa en la colocación de implantes y falta de experiencia en ESM.

Fueron seleccionados 36 participantes, a los que se pidió que rellenasen un cuestionario anónimo, autocumplimentado de 12 ítems.

Este cuestionario fue una modificación de una encuesta previamente validada (Mazarro et al, 2009) que se puso a prueba en un grupo de conveniencia para asegurar su viabilidad.

Las preguntas se agruparon en dos secciones: preguntas de perfil (demográficas y profesionales) y preguntas sobre la percepción de los alumnos acerca de la utilidad del taller y su opinión sobre la propia capacidad para llevar a cabo la técnica en pacientes reales. Las cuestiones tenían que ser calificadas en una escala de tipo Likert (1 máximo desacuerdo - 5 máximo acuerdo).

Taller de habilidades clínicas sobre ESM

Cada participante recibió una guía teórica que contenía los objetivos específicos del taller, información sobre la técnica (bases teóricas del procedimiento, metodología y una lista de errores típicos y complicaciones frecuentes), junto con los detalles anatómicos del modelo animal, una lista del material necesario e información sobre el método de evaluación. Los participantes hubieron de leer la guía previamente al inicio del taller propiamente dicho.

El taller se desarrolló en el laboratorio de habilidades clínicas de la Facultad de Odontología. Se informó a los participantes sobre las condiciones de uso y normas de seguridad, idénticos a los de un ambiente quirúrgico real.

Los participantes se dividieron en parejas, asignándoles un puesto adecuado en el laboratorio para llevar a cabo el procedimiento de forma individual, bajo la supervisión de los tutores.

Los alumnos fueron evaluados mediante observación directa durante el taller (2 horas) por medio de listas de comprobación específicas que incluyen temas relacionados con el abordaje intraoral del seno maxilar, la incisión y el aumento de la comisura, apertura de la ventana lateral, membrana del seno (integridad y elevación) y condensación del material de relleno, además de la colocación de la membrana y la reposición del colgajo y posterior sutura. Una vez completada la práctica, a los estudiantes se les dejó tiempo para el aprendizaje autónomo en el otro seno maxilar del modelo.

Análisis estadístico.

Los datos fueron introducidos en el paquete estadístico SPSS 12.0 (SPSS Inc. Chicago, IL, EE.UU.). La muestra se caracterizó por las variables de interés y la distribución de los datos se definió por la media y la mediana, como estadísticos de tendencia central, y la desviación estándar y el rango como indicadores de dispersión. Las variables cuantitativas se estudiaron mediante pruebas no paramétricas: las medias se compararon mediante el test de Friedman (más de dos medias) y el test de Wilcoxon (dos medias). El nivel de significación elegido para todas las pruebas fue de $p < 0,05$.

4.2.4 Resultados.

Descripción del modelo quirúrgico

Se utilizaron 36 cabezas frescas obtenidas de ovejas menores de 12 meses como modelo para este estudio in-vitro. El material estaba libre de enfermedades y fue transportado desde el matadero dentro de las 8 h siguientes al sacrificio.

Los 36 especímenes fueron estudiados por medio de una tomografía computerizada de haz de cono (i-CAT, Imaging Sciences International, 1910 North Penn Toad, Hatfield PA, USA) y se realizaron dos incisiones: una incisión caudal de 3,5 cm en la piel desde el ángulo de la boca e incisión perpendicular de 2 cm que conecta con la anterior, con el fin de facilitar el acceso al vestíbulo bucal (Estaca et al, 2008).

Cada alumno utiliza la tuberosidad maxilar como punto de referencia y el estudio en 3D para facilitar el abordaje quirúrgico del seno maxilar. La trepanación se realizó con una fresa de diamante redonda (023; Komet, Lengo, Alemania) montada en una pieza de mano. La membrana sinusal se elevó con un kit quirúrgico específico para elevación de seno (Mozo-Grau, Valladolid, España). El material de relleno está diseñado específicamente para la simulación (Bone-Ceramic Simulator ; Straumann SA, Madrid, España).

Una vez que el procedimiento se hubo completado, se colocó una membrana de esponja de fibrina (Hemarcol, Dentsply SPD; Bretonneux, Francia) sobre la fenestración ósea; el colgajo se reposicionó y se procedió a la sutura. (Fig 15, 16). El área de trabajo se enmarcó siempre mediante un paño quirúrgico fenestrado.

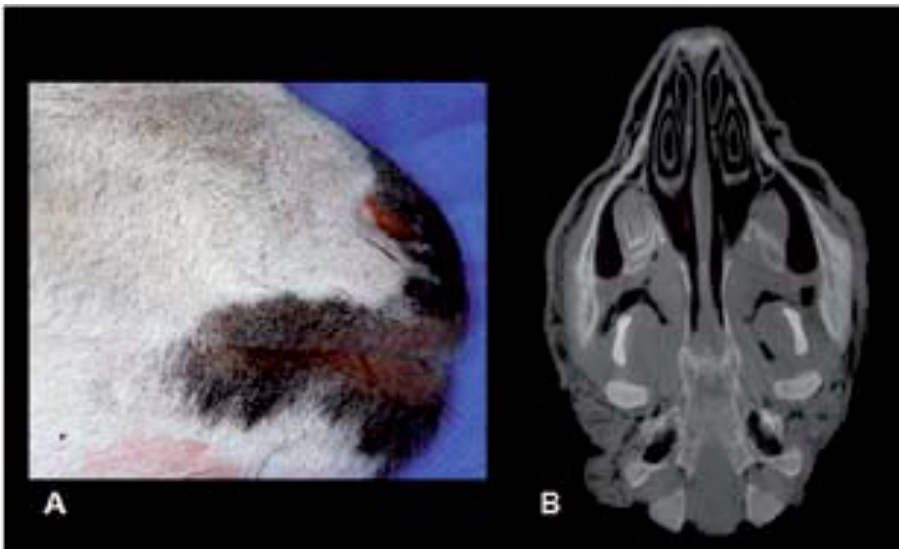


Fig 15. A) Cabeza de Oveja. Perfil; B) i-CAT corte axial del modelo.

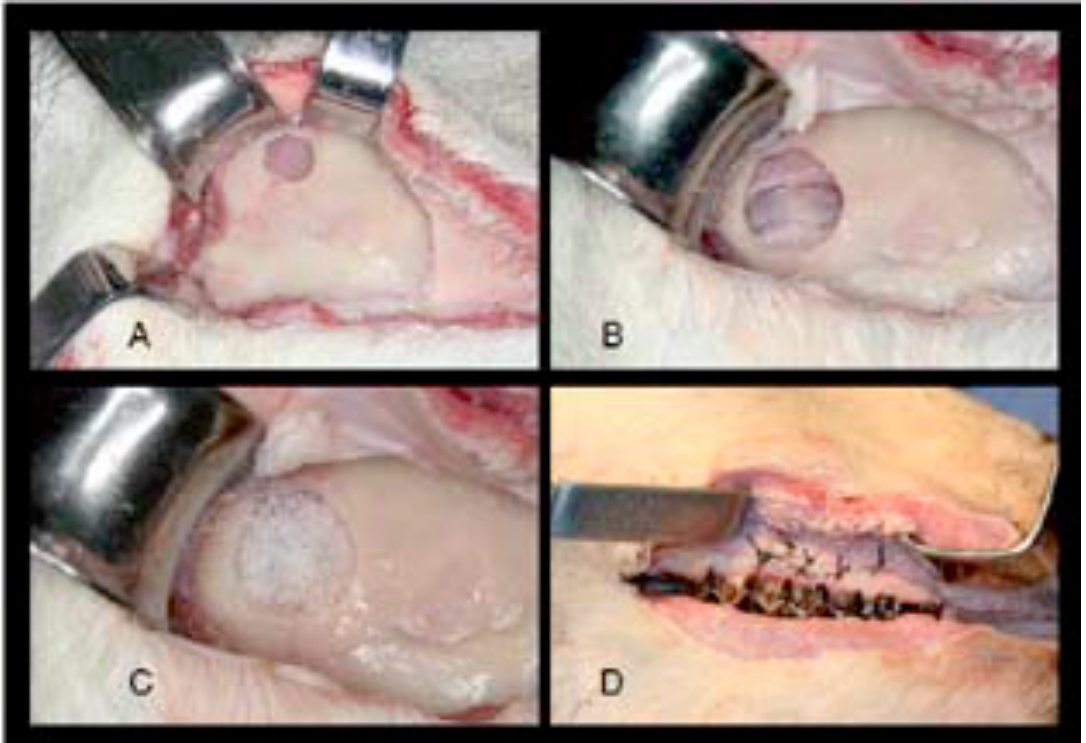


Fig 16. A) Separación completa del colgajo y apertura de la pared sinusal; B) Separación y elevación de la membrana de Schneider; C) Relleno de microparticulas relleno el seno; D) Reposición del colgajo y sutura.

Opiniones de los estudiantes sobre el taller de ESM

La edad media de los asistentes fue de $33,1 \pm 8,0$ (el 41,7% fueron hombres, $n = 15$) y llevaban ejerciendo una media de $8,3 \pm 6,5$ años. Los participantes afirmaron que estaban interesados en el taller (puntuación media $4,6 \pm 0,5$, rango de 3 a 5).

El mayor porcentaje de acuerdo se observó cuando se les preguntó acerca de su capacidad para llevar a cabo la ESM en situaciones simuladas (media = 4,5) y si la observación de otros profesionales realizando la práctica facilitaba el

aprendizaje, con una puntuación media de 5. Por otro lado, la mayoría de los estudiantes no se consideraban preparados para llevar a cabo la ESM en un paciente real tras realizar el taller, pero sí de enseñar la técnica a otros profesionales o para llevar a cabo el procedimiento en un paciente bajo la supervisión de un cirujano experto (media = 4, Tabla 5).

Estudio de Variables	X ± DE	Rango
Después del taller, me siento lo suficientemente seguro como para llevar a cabo la técnica en una situación simulada	4,17 ± 1,0	(2-5)
Después del taller, me siento lo suficientemente seguro como para llevar a cabo la técnica en una situación real	2,81 ± 1,1	(1-5)
Después del taller, me siento capaz de enseñar la técnica a otros profesionales clínicos	3,50 ± 1,1	(1-5)
Después del taller, soy capaz de llevar a cabo la técnica bajo la supervisión de un cirujano experto	3,97 ± 1,0	(1-5)
Observar a mi compañero realizando la técnica me ayuda a aprender	4,47 ± 0,7	(2-5)

DE: desviación estándar

Tabla 5. Autoevaluación de las capacidades de los participantes para llevar a cabo una ESM (Escala de tipo Likert: 1 máximo desacuerdo - 5 máximo acuerdo).

Se identificaron diferencias significativas en cuanto a la capacidad percibida de los participantes para llevar a cabo la ESM en diferentes situaciones clínicas (simulación vs paciente real vs paciente real bajo supervisión) ($p = 0,0001$), los estudiantes se sentían más capaces de realizar la ESM en situaciones simuladas frente a hacerlo en un paciente real ($p = 0,0001$), pero no hubo diferencias en la

percepción de su capacidad para llevar a cabo la técnica en un modelo o en un paciente real bajo la supervisión de un cirujano experto ($p = 0,36$).

4.2.5 Discusión.

Marco conceptual

El método clásico de “percepción quirúrgica” como método de aprendizaje de habilidades manuales, con la exposición ordenada a la experiencia clínica de postgrado en la sala de operaciones bajo la tutela cercana de cirujanos con experiencia (Barnes et al, 1989; Sutherland et al, 2006) ha sido modificado por la aplicación de nuevos entornos de aprendizaje (conocidos como laboratorios de habilidades clínicas) debido a sus ventajas prácticas, económicas, éticas y teóricas (Hao et al, 2002; Ziv et al, 2003).

El modelo de formación mediante simuladores proporciona un sistema de educación quirúrgica que ofrece la oportunidad de estandarizar la calidad y cantidad de la práctica manual, teniendo en cuenta los errores previos y el uso de la retroalimentación para corregirlos, necesaria para que el aprendizaje se produzca (Sutherland et al, 2006; Dutta et al, 2006).

Las prácticas en un entorno de operaciones simulado permiten la evaluación tanto de las habilidades técnicas como de las no-técnicas (el pre-operatorio, la comunicación, el control de la situación, etc.) relacionadas con una técnica quirúrgica específica (Khokhotva et al, 2009). Además, la simulación basada en el entrenamiento quirúrgico ha demostrado reducir los errores clínicos y las curvas de aprendizaje (Dutta et al, 2006; Sutherland et al, 2006).

Justificación del modelo de aprendizaje

Los estudios experimentales sobre procedimientos de elevación de seno han recurrido a variados y muy distintos modelos animales que van desde simios (Palma et al, 2006) hasta cerdos enanos (Fenner et al, 2009), pasando por conejos (Sohn et al, 2010), perros (Kim et al, 2010), ovejas (Estaca et al, 2008), cabras (Zou et al, 2010), o cerdos domésticos (Stelzle & Benner, 2010). Y es que la selección de especies animales en la educación quirúrgica debe tener en cuenta no sólo aspectos técnicos, como la similitud de las características del seno maxilar de la especie en cuestión y el ser humano, o la disponibilidad y el coste económico de los especímenes, sino también la tolerancia social y de los alumnos a emplear ciertas especies, como por ejemplo mascotas, para el entrenamiento quirúrgico (Schimandle & Boden, 1994; Pearce et al, 2007).

Los antedichos modelos tienen sus puntos fuertes y sus debilidades: razones éticas y económicas eliminan a los monos como modelo animal para la elevación de seno maxilar, a pesar de ser la especie más parecida a los humanos (Schimandle & Boden, 1994); los perros muestran una composición ósea y una reorganización del hueso similar al humano, pero la percepción negativa del uso de mascotas en investigación médica limita su uso (Pearce et al, 2007); los conejos también han sido ampliamente utilizados para la investigación sobre los procedimientos de regeneración ósea y materiales de injerto para la ESM, pero la técnica de abordaje extraoral al seno maxilar dificulta su uso en los talleres de habilidades clínicas, donde la fiabilidad y la validez del modelo depende del realismo de la simulación (Sutherland et al, 2006).

Se ha demostrado que los cerdos presentan un gran parecido con el hueso humano (la macroestructura más similar); las cabezas de cerdo son baratas y fáciles de conseguir en los mataderos y su morfología sinusal permite elevación de hasta 10 mm de altura, pero las dificultades se pueden encontrar en relación con su tamaño y facilidad de manejo para el uso experimental (Pearce et al, 2007) y porque el abordaje quirúrgico intraoral es difícil, con una cortical ósea muy resistente a la trepanación que limita el uso de este modelo (Estaca et al, 2008), ya que el uso de las fresas es una parte importante de la experiencia quirúrgica (Ioannou et al, 2010a).

Las ovejas y cabras cumplen la mayoría de los criterios de selección, por ser fáciles de obtener, presentan unas mínimas variaciones genéticas, y muestran grandes cavidades nasales (más grande que los cerdos blancos maduros), permiten el abordaje quirúrgico intraoral y son similares a la especie humana en lo que se refiere a la membrana de Schneider y la pared ósea del seno (Estaca et al, 2008).

Este modelo de aprendizaje se basa en el uso de ovejas menores de 12 meses y, por tanto, libre del riesgo de transmisión de priones. Este modelo no sólo cumple con los criterios de selección para el entrenamiento quirúrgico en la ESM, sino que también son similares las propiedades físicas y mecánicas del hueso ovino y los seres humanos, lo que ocurre con la densidad ósea del esqueleto inmaduro de las ovejas (Nafei et al, 2000; Pearce et al, 2007).

Taller de habilidades clínicas para la ESM

A pesar de que una serie de investigaciones se han centrado en el desarrollo de modelos animales (simuladores) para la ESM, ninguno de ellos ha descrito ni

evaluado el proceso de simulación; es decir, el desarrollo de un entorno educativo similar al real donde se realice el aprendizaje de la técnica en ausencia de estrés, sin depender de pacientes reales y con la posibilidad de poder trabajar de manera independiente o bajo supervisión. (Sutherland et al, 2006). La adquisición de los conocimientos, habilidades, actitudes y valores necesarios para llevar a cabo una tarea no pueden lograrse mediante un modelo animal único, aislado de un contexto determinado.

Los asistentes mostraron desacuerdo al afirmar que la realización del taller permite al estudiante llevar a cabo de forma autónoma el procedimiento en un paciente real, lo que es congruente con el hecho de que el desempeño satisfactorio en un simulador no es en absoluto comparable a la competencia clínica. Sin embargo, después de la conclusión del taller la mayoría de participantes se sintieron capaces de realizar una ESM en un paciente real bajo la supervisión de un cirujano experto.

En términos generales, los estudiantes consideran el taller útil para aprender y mejorar sus habilidades en la ESM, lo que parece apoyar la idea de difundir esta estrategia educativa.

El trabajo en equipo y la oportunidad de observar la práctica de sus compañeros se percibe como positiva por los asistentes para el aprendizaje de la técnica. Se han publicado resultados similares para los talleres de habilidades en otras especialidades quirúrgicas como traumatología, ginecología y otorrinolaringología (Sutherland et al, 2006).

4.2.6 Conclusiones.

Dentro de las limitaciones inherentes a este tipo de estudios, nuestros resultados parecen sugerir la conveniencia de incluir este taller de habilidades clínicas en la enseñanza de ESM, ya que es una herramienta de educación accesoria pero esencial. La práctica clínica supervisada debe siempre preceder a una ESM en solitario en pacientes reales.

Se necesitan más estudios para validar el procedimiento y hacer frente a las habilidades cognitivas y de comunicación, que son claramente parte integrante del rendimiento quirúrgico.

4.3 Utilidad del modelo para investigación en técnica quirúrgica. Perforaciones de membrana en Elevación de Seno Maxilar. Dispositivo Piezoeléctrico vs. Instrumental Rotatorio convencional para la osteotomía: Estudio Experimental.

4.3.1 Resumen.

Antecedentes: La perforación de la membrana sinusal es la complicación intraoperatoria más frecuente en los procedimientos de elevación de seno maxilar (ESM) y con frecuencia causa problemas postoperatorios. Los dispositivos piezoeléctricos parecen reducir la frecuencia de perforaciones de la membrana, aunque no hay pruebas claras que apoyen este punto de vista.

Objetivos: Evaluar las ventajas de la cirugía de ESM con instrumental piezoeléctrico vs. instrumental rotatorio en términos de frecuencia de perforación de la membrana.

Métodos: Diez cirujanos con diferentes niveles de experiencia llevaron a cabo 80 ESM en cabezas de cordero seleccionadas, con instrumental rotatorio y piezoeléctrico, siguiendo los protocolos estándar. Después de la práctica, las muestras fueron codificadas y se localizaron las perforaciones o desgarros por inspección a través de un microscopio.

Resultados: No hubo diferencias significativas entre los ejemplares asignados a cada grupo, en cuanto al grosor de la pared lateral del seno ($\bar{x}_i - \bar{x}_j = 73,2$, IC 95% = 45,3 a 191,8) ni de la membrana ($\bar{x}_i - \bar{x}_j = 24,2$ IC 95% = -29,4 a

77,9). Se produjeron nueve perforaciones de membrana (11,2%) durante el estudio, todas ellas en el grupo de inexpertos. La elevación de la membrana mediante instrumentos manuales causó cinco perforaciones (40%) en el grupo de instrumental rotatorio y una en el grupo de piezoeléctrico. Los cirujanos expertos no produjeron perforaciones de membrana, siendo la única diferencia significativa entre los grupos rotatorio y piezoeléctrico el tamaño de la antrostomía, que fue menor en el grupo piezoeléctrico.

Conclusiones: El uso de material piezoeléctrico para ESM reduce la frecuencia de perforaciones de la membrana sinusal, especialmente entre los cirujanos con una experiencia limitada.

4.3.2 Introducción.

La Elevación de Seno Maxilar (ESM) mediante ventana lateral es una técnica predecible para el aumento óseo (Chen et al, 2009). que presenta mejores resultados cuando se combina con implantes de superficie rugosa y se cubre la ventana lateral con una membrana (Pjetursson et al, 2008). Sin embargo, la búsqueda del protocolo óptimo de ESM para lograr altas tasas de éxito del implante, acortar los períodos de tratamiento y minimizar la morbilidad, es permanente y continua.

Diversos artículos describen la perforación de la membrana sinusal como la complicación intraoperatoria más frecuente de ESM con una frecuencia media de 19,5% (Pjetursson et al, 2008), que va del 0% (Galindo-Moreno et al, 2007; Marchetti et al, 2007) al 58,3% en series cortas de casos (Krennmair et al, 1997).

La perforación se puede producir al abrir la ventana ósea lateral, ya sea por el calor, por la acción de la fresa o por errores de manipulación durante la elevación de la membrana con instrumentos manuales (Escoda-Francolí et al, 2010).

La perforación de la membrana pone en peligro el procedimiento de la ESM y con frecuencia causa complicaciones postoperatorias, tales como infección en los senos, pérdida del material de injerto o alteración de la función fisiológica del seno (Karabuda et al, 2006); aunque su impacto en la formación de hueso vital y / o en la tasa de éxito de los implantes colocados en el seno tratado es controvertida (Proussaefs et al, 2004; Schwartz-Arad et al, 2004; Karabuda et al, 2006).

La cirugía mediante instrumental piezoeléctrico se introdujo por primera vez por Torrella et al (1998) para realizar la osteotomía maxilar durante la ESM con el fin de reducir al mínimo la perforación de la membrana. Desde entonces este dispositivo fue evaluado por muchos estudios no comparativos que describen bajas tasas de perforación (0-4,8%) (Vercelotti et al, 2001; Wallace et al, 2007; Blus et al, 2008). Por el contrario, el único ensayo clínico aleatorizado controlado que compara el rendimiento de los dispositivos de ultrasonidos convencionales frente a los instrumentos rotatorios no pudo demostrar ninguna ventaja en términos de frecuencia de perforación de la membrana, tal vez debido a un tamaño de muestra pequeño y a un poder estadístico insuficiente para revelar hipotéticas diferencias (Barone et al, 2008). A pesar de esta falta de pruebas, muchos autores apoyan el uso de dispositivos piezoeléctricos para osteotomías en ESM, en lugar de los instrumentos rotatorios, porque sus vibraciones ultrasónicas de frecuencias relativamente bajas para la apertura de la ventana ósea parecen reducir el riesgo de perforación de la membrana de Schneider (Torrella et al, 1998).

En el presente estudio se pretende comprobar la hipótesis de que la cirugía empleando instrumental piezoeléctrico para osteotomía en la ESM reduciría la tasa de perforación de la membrana sinusal.

4.3.3 Material y Métodos.

Se diseñó un estudio experimental para probar la hipótesis de la investigación (Fig 17), con un tamaño de muestra experimental determinado para revelar las diferencias entre los grupos en términos de frecuencia de perforación de la membrana sinusal, presuponiendo que el 34% es una diferencia relevante (hipótesis bilateral) en las proporciones de perforaciones de membrana (2% en el grupo de piezoeléctrico y un 36% en el grupo convencional) con un nivel de confianza del 95% y un poder estadístico del 80%. El tamaño de la muestra requerida fue de 40 senos maxilares (20 para cada técnica). Teniendo en cuenta el estudio también se consideraron dos niveles de experiencia. Se necesitaron un total de 80 senos maxilares (40 tratados por cirujanos expertos y 40 por inexpertos) para garantizar la identificación de las diferencias en las condiciones indicadas.

Por lo tanto, cuarenta cabezas frescas procedentes de ovejas menores de 12 meses (rango de 6 a 12 meses) fueron utilizadas como modelo para este estudio in-vitro. Este material estaba libre de enfermedades y se transportó desde el matadero dentro de las 8 horas posteriores al sacrificio.

Los cirujanos que participaron en el ensayo fueron seleccionados de acuerdo a la clasificación de experiencia de Hoffman (1995). Como “cirujano inexperto” (un cirujano novel que ha comenzado la instrucción), se seleccionaron 10 profesionales al azar (muestreo aleatorio simple: MAS) por medio de una tabla de números generados al azar por ordenador a partir de un grupo de 30 estudiantes del curso de Especialización en Implantología Oral de la Universidad de Santiago de Compostela con experiencia clínica en implantología oral y exposición preclínica a ESM (5 ESM en el laboratorio de habilidades quirúrgicas en seis meses). Como “cirujanos expertos”, participaron en el estudio dos profesores de Cirugía Oral con más de 10 diez años de experiencia con dispositivos piezoeléctricos para ESM (Hoffman et al, 1995; Ioannou et al, 2010b).

Se seleccionaron veinte cabezas frescas de cordero al azar (MAS) del grupo original de 40 y se asignaron al grupo de cirujanos inexpertos. Cada individuo realizó cuatro ESM, dos con cada técnica, realizándose la asignación del seno derecho o izquierdo a cada dispositivo al azar (rotatorio vs. ultrasonidos). Los dos grupos de cirujanos siguieron el mismo protocolo (Fig 17) para llevar a cabo 40 ESM (20 cada uno). Para estandarizar el procedimiento, todos los participantes recibieron un seminario y una guía con información sobre métodos y técnicas.

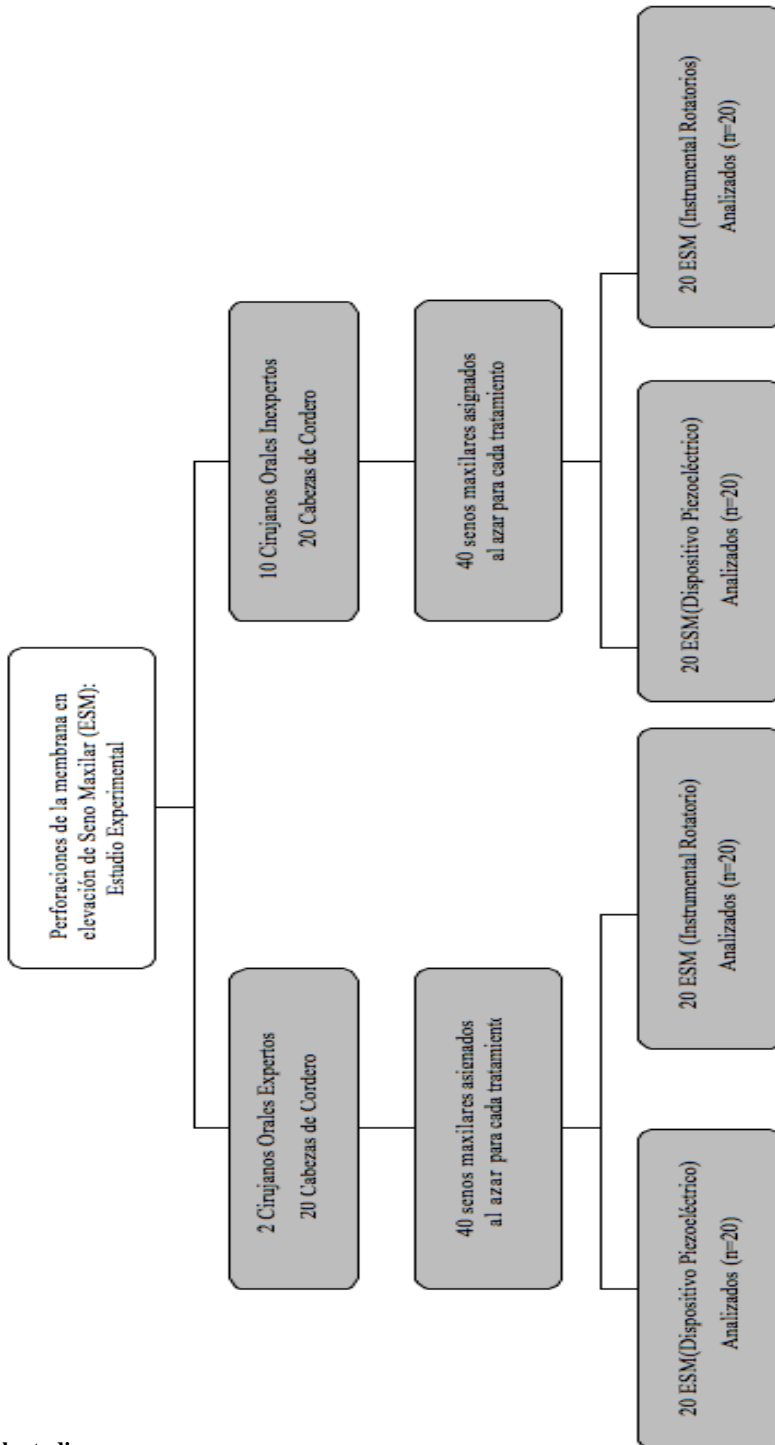


Fig 17. Diseño del estudio

La técnica convencional de ESM (rotatoria) incluye la trepanación con una fresa redonda de diamante (023, Komet, Lengo, Alemania) montada en una pieza de mano y posterior elevación de la membrana sinusal con un kit quirúrgico de elevación (Mozo-Grau. Valladolid. España) de acuerdo con un protocolo quirúrgico descrito previamente (Pjetursson et al, 2008), usando el tercer premolar como referencia anatómica (López-Niño et al, 2011).

La osteotomía mediante instrumental piezoeléctrico se llevó a cabo según lo descrito por Wallace (2007) para la ESM a través de la pared lateral ≤ 1 mm de espesor empleando el sistema VarioSurg SE (Set mod VSRG 230V1. Nakanishi Inc, 700 shimohinata Kanuma-shi Tochigi 322-8666. Japón) usando una punta redonda diamantada (SGD6) y la elevación inicial de la membrana se realizó por medio de un elevador romo no cortante (SG11) (Fig 18) y se continuó con instrumentos manuales convencionales (Fig 19).

Todas las intervenciones se realizaron en el laboratorio de prácticas de la Facultad de Odontología y los participantes fueron informados sobre las condiciones de su uso y las normas de seguridad, que fueron idénticas a las de un ambiente quirúrgico real.



Fig 18. Despegamiento inicial de la membrana realizado con el instrumento romo y de forma redondeada, SG11 del VarioSurg.



Fig 19. Elevación de la membrana con instrumentos manuales convencionales.

Después de los procedimientos de ESM, las muestras fueron codificadas y las perforaciones o desgarros se localizaron mediante inspección a través de un microscopio a 10 aumentos (M525 F40, Leica, Heerbrugg, Suiza). Luego se

obtuvieron las muestras de la pared ósea lateral del seno maxilar (Fig 20) y se fijaron en una solución de formol neutro tamponado al 10% durante 24 h, se descalcificaron con Decalc (Histolab Products AB, Gothenburg, Suecia) durante 1 hora y se embebieron en parafina siguiendo los procedimientos rutinarios.

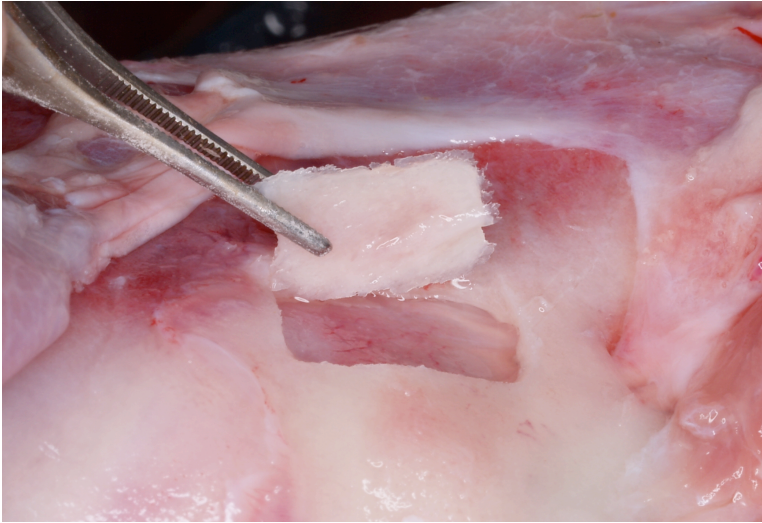


Fig 20. Toma de muestra de la Pared Lateral del Seno Maxilar.

Las muestras de las membranas de los senos maxilares se adhirieron a un papel de filtro para garantizar una correcta orientación y fueron embebidas en parafina, al igual que las muestras óseas.

Se obtuvieron secciones de 4 micras de espesor de cada muestra. Las secciones se montaron en portaobjetos de microscopio y se tiñeron con hematoxilina-eosina. Cada muestra fue codificada y estudiada de forma ciega por dos patólogos. Sólo las muestras con una orientación perpendicular se seleccionaron para la medición del espesor de la pared del seno maxilar. Las mediciones se realizaron con un micrómetro óptico (Graticules Ltd, Tonbridge,

Reino Unido) a 100x (objetivo x10). Se obtuvieron microfotografías mediante un microscopio AX70 PROVIS Olympus (Olympus, Tokio, Japón) equipado con una cámara Olympus DP70 (Olympus, Tokio, Japón).

El diseño del estudio fue aceptado por el Comité de Bioética de la Universidad de Santiago de Compostela y la investigación se llevó a cabo de acuerdo con los protocolos éticos de la Unión Europea.

Análisis estadístico.

Los datos fueron introducidos en un paquete estadístico SPSS 11.0 (SPSS Inc. Chicago, IL, EE.UU.) y la muestra se caracterizó por las variables de interés. La distribución de los datos se definió por la media, como estadístico de tendencia central, y la desviación estándar y el rango como indicadores de dispersión. Las variables cuantitativas se evaluaron por medio de la prueba de Wilcoxon para muestras relacionadas (no paramétrica) y la U de Mann-Whitney para muestras independientes. Las variables cualitativas se analizaron mediante el test exacto de Fisher. El nivel de significación elegido para todas las pruebas fue del 5% ($p < 0,05$).

4.3.5 Resultados.

Las muestras de las membranas sinusales no mostraron infiltrado inflamatorio.

Los cirujanos de los dos niveles de experiencia (10 inexpertos y 2 expertos) llevaron a cabo 80 ESM en 40 especímenes (cabezas de cordero), cuyas características se describen en la tabla 6.

Variables clínicas	Anchura de la pared lateral del seno	Anchura de la membrana de Schneider
Seno maxilar del Cordero	pared (μm) $\bar{x} \pm \text{DE}$ (min – max)	membrana (μm) $\bar{x} \pm \text{DE}$ (min – max)
<i>Seno derecho</i> (n=40)	903,7 \pm 279,6 (500 – 2000)	532,0 \pm 118,6 (320 – 800)
<i>Seno izquierdo</i> (n=40)	871,0 \pm 256,0 (450,0 – 1630)	530,2 \pm 123,8 (350 – 810)
<i>Total, ambos senos</i> (n=80)	887,3 \pm 267,2 (450,0 – 2000)	531,1 \pm 120,5 (320 – 810)

DE: desviación estándar

Tabla 6. Las características clínicas del modelo experimental. (Datos de referencia).

No se identificaron diferencias significativas en cuanto al grosor de la pared lateral del seno ($\bar{x}_i - \bar{x}_j = 73,2$, IC 95% = 45,3 a 191,8) y a la membrana del seno ($\bar{x}_i - \bar{x}_j = 24,2$ IC 95% = -29,4 a 77,9) entre los ejemplares asignados a cada grupo de cirujanos (Fig 21).

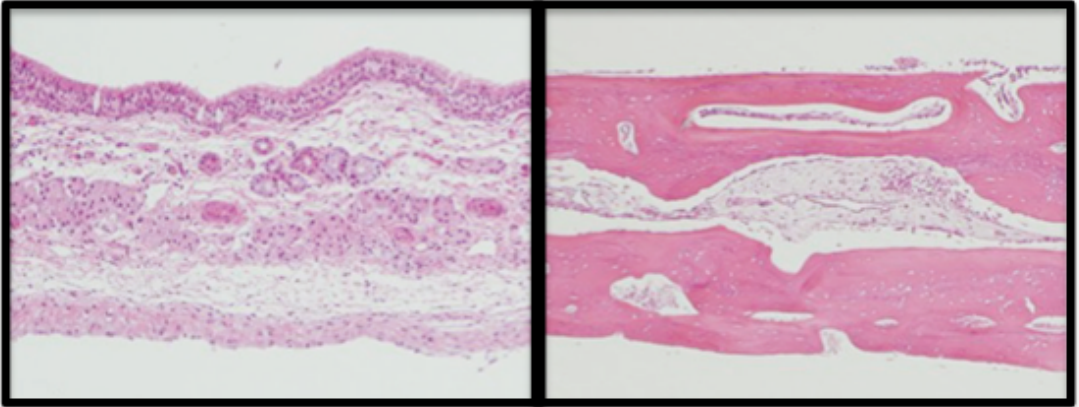


Fig 21. A) La membrana del seno maxilar (membrana de Schneider) está recubierta por un epitelio respiratorio que se encuentra en una lámina propia ancha, con numerosos vasos sanguíneos y glándulas serosas. La capa profunda se corresponde con el periostio (HE, x10). B) La pared del seno maxilar se compone de hueso compacto con los sistemas de Havers que rodea el hueso esponjoso que contiene la médula amarilla inactiva (HE, x 6). 254x93mm (72 x 72 ppp).

Se produjeron un total de 9 perforaciones (11,2%) de membrana durante los procedimientos de la ESM, todos ellos dentro del grupo de cirujanos inexpertos, en su mayoría durante la separación de la membrana con elevadores manuales.

La antrostomía con dispositivos piezoeléctricos no causó perforaciones en ningún grupo. Sin embargo, el uso de instrumental rotatorio por parte de los cirujanos inexpertos dio lugar a tres perforaciones de membrana. El procedimiento de ESM con instrumentos manuales causó cinco perforaciones (40%) en el grupo control (instrumental rotatorio) y una en el grupo de prueba (Tabla 7).

Grupo	Cirujanos noveles (n=40)		Cirujanos expertos (n=40)	
	Antrostomía	Elevación de la Membrana	Antrostomía	Elevación de la Membrana
Grupo control (Instrumental rotatorio)	3 (15%)*	5 (25%)*	---	---
Grupo experimental (Dispositivo piezoeléctrico)		1 (5%)*	---	---

*Porcentaje calculado para cada subgrupo.

Tabla 7. Distribución de las perforaciones de membrana durante las antrostomía o la elevación de la membrana de acuerdo con la experiencia de los cirujanos y los instrumentos empleados.

El uso de material piezoeléctrico para la cirugía de ESM por cirujanos inexpertos disminuye significativamente la frecuencia de perforaciones de membrana, sin importar las características anatómicas del modelo (Tabla 8).

Parámetros	Grupo control (instrumental rotatorio)	Grupo experimental (instrumental piezoeléctrico)	p
	$\bar{x} \pm DE$ (min – max)	$\bar{x} \pm DE$ (min – max)	
Anchura de la ventana (mm)	11,2±2,1 (7,0 – 17,0)	10,7±2,8 (6,5 – 17,0)	0,26
Altura de la ventana (mm)	16,3±2,5 (10 – 21)	15.5±3,6 (8,5 – 21,0)	0,27
Grosor de la pared lateral (μm)	855,0±251,6 (500,0 – 1630,0)	993,0±365,8 (500,0 – 2000,0)	0,33
Anchura de la membrana de Schneider(μm)	564,5±116,7 (350 – 810)	522,0±97,7 (400,0 – 780,0)	0,21
Perforaciones durante la antrostomía (n %)	3 (15%)	0 (0%)	0,24
Perforaciones totales (n %)	8 (40%)	1 (5%)	0,02

DE: desviación estándar; min:mínimo; max: máximo

Tabla 8. Parámetros clínicos durante la osteotomía y la elevación del seno maxilar por cirujanos inexpertos (instrumentos piezoeléctricos vs. rotatorios).

Los cirujanos expertos no incurrieron en ninguna perforación de la membrana, siendo la única diferencia significativa entre el grupo experimental y el de control el tamaño de la antrostomía, que fue menor en el grupo piezoeléctrico (Tabla 9).

Parámetros	Grupo control (instrumental rotatorio) $\bar{x} \pm DE$ (min – max)	Grupo experimental (instrumental piezoeléctrico) $\bar{x} \pm DE$ (min – max)	P
Anchura de la ventana (mm)	8,9±1,4 (7,0 – 14,0)	8,2±1,1 (7,0 – 12,0)	0,05*
Altura de la ventana (mm)	14,0±1,6 (10,0 – 16,0)	12,5±1,7 (7,0 – 15,0)	0,01*
Grosor de la pared lateral (μm)	503,5±125,1 (350 – 720)	867,0±159,4 (550,0 – 1140,0)	0,33
Anchura de la membrana de Schneider(μm)	834,5±241,1 (450 – 1250)	534,5±139,4 (320,0 – 800,0)	0,22
Perforaciones durante la antrostomía (n %)	0 (0%)	0 (0%)	NS
Perforaciones totales (n %)	0 (0%)	0 (0%)	NS

DE: desviación estándar; min:mínimo; max: máximo. * Estadísticamente significativo; NS: No significativo

Tabla 9. Parámetros clínicos de osteotomía y elevación de seno maxilar por cirujanos expertos (instrumental piezoeléctrico vs. rotatorio).

4.3.6 Discusión.

Las perforaciones de membrana se han atribuido a ciertas características anatómicas, como una mucosa sinusal delgada, irregularidades óseas del suelo del seno (Krenmair et al, 1997; Ardekian et al, 2006) o una técnica quirúrgica inadecuada (Berengo, et al, 2004). Sorprendentemente, factores como el grosor de

la membrana del seno no han sido considerados en los artículos previos donde se evalúa el daño iatrogénico causado durante la ESM (Barone et al, 2008). Esta circunstancia es particularmente importante ya que el espesor de la mucosa sinusal muestra una amplia variabilidad que parece influir entre las variaciones individuales en el riesgo de perforaciones (Aimetti et al, 2008). Los resultados no han mostrado diferencias significativas en cuanto al grosor de la membrana del seno entre los especímenes asignados a cada grupo, lo que evitaría este sesgo potencial.

La prevalencia de tabiques intrasinales presenta rangos del 13% al 35% en seres humanos (Maestre-Ferrín et al, 2011) y también ha sido identificado como un factor de riesgo para la perforación de la membrana durante los procedimientos de la ESM. Por lo tanto, la presencia de septos en el sitio quirúrgico se ha utilizado como criterio de exclusión en este tipo de estudios con el fin de controlar este factor de riesgo (Yilmaz & Tözüm, 2011). Los especímenes de la especie incluida en nuestro estudio no presentaron ningún tabique intrasinal, lo que garantiza datos homogéneos sobre la asociación entre los materiales de la osteotomía y la frecuencia de las perforaciones de la membrana.

Los participantes no pueden desconocer (a ciego) los materiales de osteotomía utilizados en el estudio, por lo que debe ser asumido un riesgo limitado para este sesgo en la realización del estudio. Por otra parte, la perforación del hueso es una parte importante de la experiencia quirúrgica, como ya se ha demostrado previamente al comparar la prevalencia de perforaciones (lesión de las estructuras de tejido blando subyacente) causada por los expertos y los inexpertos (Ioannou et al, 2010b). Estos hechos apuntan a la posibilidad de que algunos de los efectos atribuidos al distinto material para la osteotomía puede

deberse a una diferencia en el nivel de experiencia de los operadores (Devereaux et al, 2005). Para evitar este sesgo, el diseño de este estudio incluye dos grupos de profesionales con diferentes niveles de habilidad, de acuerdo con los criterios de Hoffman et al (1995).

La generalización de los resultados puede verse comprometida por el uso de un modelo animal, pero se han demostrado previamente las estrechas similitudes entre el seno del cordero y el humano (López-Niño et al, 2011). Nuestra muestra obtuvo valores para el espesor de la pared ósea del seno similares a las descritas por Barone et al (2008), determinado por TC y Neiva et al (2004) mediante análisis morfométrico directo en calaveras de caucásicos. Por otra parte, el modelo experimental permite la medición histológica de la pared ósea y la membrana de Schneider, que fueron previamente vinculadas a las incidencia de perforaciones (Wallace et al, 2007). Teniendo en cuenta que las intervenciones han sido llevadas a cabo por cirujanos con un amplio rango de experiencia quirúrgica, parece razonable asumir la generalización de los resultados obtenidos en este ensayo.

Evitar posibles lesiones de la membrana de Schneider es fundamental, ya que su integridad asegura la estabilidad y la vascularización del injerto y facilita su maduración. Un posible desgarró o perforación de la membrana puede inducir complicaciones postoperatorias locales y un mayor riesgo de fracaso del implante (Cho-Lee et al, 2010). Los cirujanos expertos, independientemente del dispositivo empleado, no causaron perforación de la membrana incluso en senos maxilares con membranas delgadas (≤ 1 mm). Los resultados obtenidos por los expertos durante el fresado en otros estudios son mejores que los logrados por el grupo de inexpertos (Ioannou et al, 2010a; Ioannou et al, 2010b), como ocurrió en nuestra serie.

Los dispositivos piezoeléctricos han demostrado reducir significativamente la frecuencia de las perforaciones de membrana entre los cirujanos inexpertos, probablemente debido a que estos instrumentos funcionan a una frecuencia modulada diseñada para cortar el hueso sin dañar los tejidos blandos adyacentes. Por otra parte, la membrana comienza a despegarse desde los bordes de la antrostomía mediante una punta roma, redondeada y no cortante, lo que explica el menor porcentaje de perforaciones en el grupo experimental (piezoeléctricos), ya que facilita el uso posterior de instrumentos manuales para la elevación completa de la membrana.

La principal contribución de nuestro estudio es realizar un análisis del instrumental quirúrgico para ESM controlando las variables anatómicas que influyen en la perforación de la membrana (grosor de la pared lateral del seno maxilar y de la membrana de Schneider) y también la experiencia de los cirujanos que realizan la tarea.

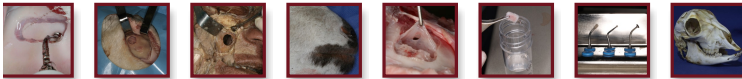
4.3.7 Conclusiones.

Se concluye que el uso de instrumental piezoeléctrico para la ESM reduce la frecuencia de las perforaciones de la membrana del seno, especialmente entre los cirujanos con una experiencia limitada. El uso de una punta redondeada y no cortante en el inicio de la elevación para el despegamiento de la membrana parece ser particularmente relevante.

Son necesarios otros ensayos clínicos controlados y aleatorizados en seres humanos, teniendo en cuenta tanto la experiencia de los cirujanos como las

variables anatómicas conocidas que condicionan las perforaciones de la membrana sinusal, para conocer la influencia del tipo de instrumental que se utiliza durante el procedimiento.

5. SUMARIO DE RESULTADOS



5. SUMARIO DE RESULTADOS

A lo largo de la historia se han descrito diversas técnicas para la rehabilitación del maxilar edéntulo. Con el incremento de los procedimientos implantológicos se han desarrollado paralelamente las técnicas de aumento óseo para la rehabilitación en zonas posteriores de maxilares atróficos y/o con senos excesivamente neumatizados.

La elevación del seno maxilar es una de las técnicas de aumento óseo más predecibles y seguras, por ello se utiliza de forma generalizada en la práctica implantológica. Esta circunstancia, además de la ausencia de modelos para la simulación preclínica, dirigieron los objetivos de nuestra investigación.

Hemos propuesto un modelo animal (oveja menor de 12 meses) en base a la necesidad de cumplir unas condiciones de idoneidad quirúrgica: espesor de la membrana de Schneider, espesor de la pared lateral del seno maxilar, similitud anatómica con la especie humana y ausencia de riesgo de transmisión de priones.

Hemos identificado una considerable similitud en las variables estudiadas entre las 2 especies, particularmente en términos de espesor de la membrana sinusal, que es uno de los mayores determinantes de la morbilidad de esta técnica quirúrgica.

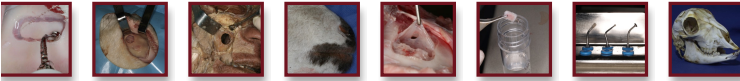
El estudio histopatológico, tanto de las membranas de los corderos como del material cadavérico humano, mostró una similitud aceptable entre ambas, excepto un mayor número de células globulares en el epitelio de revestimiento, con dilataciones glandulares frecuentes y vasos sanguíneos de mayor diámetro.

También se propuso el diseño de un escenario quirúrgico que permitiese la utilización del modelo en un taller de habilidades clínicas y se investigó la percepción de los cursillistas sobre este taller.

Los alumnos asistentes al modelo de taller piloto rellenaron un cuestionario anónimo, autocumplimentado de 12 ítems, prestando especial atención a las preguntas sobre su propia capacidad para llevar a cabo la técnica en pacientes reales. Los encuestados afirmaron estar interesados en el taller. Los valores más altos de acuerdo los encontramos en que, tras el taller, se sienten suficientemente seguros como para llevar a cabo la técnica en situación simulada (preclínica); sin embargo los participantes no se consideraban suficientemente seguros para realizar la práctica en una situación real, pero sí para transmitir la técnica a otros profesionales y para realizarla en pacientes si se encontraban bajo la supervisión de un cirujano experto.

La parte final de la investigación consistió en la traslación de este modelo animal desde el ámbito docente hasta la investigación experimental, encaminada a mejorar la técnica quirúrgica. Hemos comparado la utilización de material rotatorio frente a la utilización de material piezoeléctrico para disminuir las perforaciones de la membrana sinusal durante la antrostomía quirúrgica, considerando 2 niveles de experiencia quirúrgica. De este estudio se desprende que el uso de material piezoeléctrico para la cirugía de ESM por parte de cirujanos inexpertos disminuye significativamente la frecuencia de perforaciones de membrana. Sin embargo, esta diferencia no pudo ser observada en el grupo de los cirujanos expertos.

6. DISCUSIÓN GENERAL



6. DISCUSIÓN GENERAL

Consideraciones éticas y la complejidad técnica de la elevación de seno maxilar (ESM) generan la necesidad de un adecuado aprendizaje quirúrgico previo a la realización de esta intervención en pacientes.

El entrenamiento ideal para esta cirugía debería realizarse sobre cadáveres humanos, pero el riesgo asociado de infecciones, diversas creencias culturales o la baja disponibilidad de este modelo son sus principales limitaciones.

Por esta razón, se ha optado por la búsqueda de un modelo animal con unas características lo más similares posible a los estándares humanos. Se han considerado animales como conejos, perros, ovejas, cabras, cerdos y monos. A pesar de ser estos últimos la especie más parecida a la humana, se ha descartado debido a cuestiones económicas y éticas. El resto de especies se han estudiado evaluando las dimensiones, volumen y grado de similitud del seno maxilar con el estándar humano. También se ha intentado que el tipo de abordaje quirúrgico (intraoral *vs.* extraoral) sea lo más parecido posible a la situación real.

Los conejos han sido empleados en multitud de estudios sobre procedimientos de regeneración y evaluación de materiales de injerto, pero presentan un abordaje quirúrgico inadecuado para su empleo en la práctica de ESM. Se debe hacer un uso limitado de los perros para la investigación médica, debido a la percepción pública negativa del uso de animales de compañía para estos fines. Aunque los perros, al igual que los cerdos, tiene una composición ósea cercana a la humana, presenta una alta resistencia ósea y un mayor grosor de la

pared lateral del seno maxilar, que difiere sensiblemente del encontrado en la especie humana.

La práctica del fresado para realizar la osteotomía ha demostrado su utilidad para aumentar la habilidad del profesional y reducir las tasas de perforación de la membrana de Schneider, la complicación más frecuente durante la cirugía de ESM, que puede considerarse como un error quirúrgico. Otro factor fundamental a tener en cuenta, aparte del grosor de la pared lateral del seno, es el grosor de la membrana sinusal, que se traduce en su resistencia a la perforación. Pese a que la literatura no nos proporciona demasiada información acerca de las características histológicas de la membrana humana y de los diferentes modelos, nos hemos encontrado con datos que indican que los perros y los cerdos presentan unas membranas más resistentes y más gruesas que los seres humanos.

Estos condicionantes han promocionado el uso de cabezas de ovejas adultas (mayores de 12 meses) como el modelo ideal para permitir un entrenamiento perfecto de la técnica de Elevación de Seno mediante ventana lateral (técnica modificada de Caldwell Luc), debido a que cuenta con una morfología sinusal relativamente similar a la humana. Este modelo se encuentra limitado debido a que este material se considera específico de riesgo, pues existe la posibilidad de transmisión de la encefalopatía espongiiforme, por lo que está sometida a un exhaustivo control veterinario y deben seguirse rigurosos procedimientos de esterilización. Todo ello condiciona una accesibilidad muy limitada a este tipo de material potencialmente de riesgo.

El modelo propuesto en este estudio (ovejas de menos de 12 meses) no presenta esta contaminación priónica y ha demostrado, en nuestros estudios, gran similitud con el seno maxilar humano.

Los talleres de habilidades quirúrgicas se están introduciendo cada vez más como método de aprendizaje debido a sus ventajas prácticas, económicas, éticas y teóricas, desplazando paulatinamente el método clásico Halstediano de tutor-aprendiz.

Estos laboratorios permiten estandarizar la calidad y la cantidad de práctica manual de los alumnos, permitiendo a éstos comprobar sus fallos y permitiendo la repetición para intentar evitarlos y corregirlos. Además se pueden evaluar tanto las habilidades técnicas como las no técnicas relacionadas con una práctica quirúrgica específica. Otro punto a favor de los talleres de simulación es que han demostrado que reducen los errores clínicos y las curvas de aprendizaje.

Ningún documento previo ha descrito ni evaluado el proceso de simulación de ESM; es decir, el desarrollo de un entorno educativo similar al real donde se realice el aprendizaje de la técnica en ausencia de estrés, sin depender de pacientes reales y con la posibilidad de poder trabajar de manera independiente o bajo supervisión. La adquisición de los conocimientos, habilidades, actitudes y valores necesarios para llevar a cabo una tarea no puede lograrse mediante un modelo animal único, aislado de un contexto determinado.

La simulación propuesta ha sido considerada por los alumnos del taller experimental como muy apropiada aunque, tras la intervención, no se consideraron capaces de realizar la técnica quirúrgica sobre un paciente real, pero sí de realizarla si estuviesen supervisados por un cirujano experto.

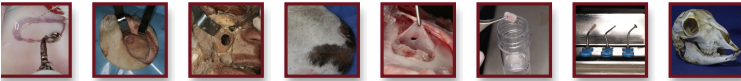
Además de para la realización de estos talleres de habilidades, el modelo animal descrito permitiría también llevar a cabo estudios experimentales sobre distintos dispositivos quirúrgicos, materiales, etc.

La literatura previa ha identificado la perforación de la membrana sinusal como la complicación más frecuente de la ESM, atribuyéndola a ciertas características anatómicas, irregularidades óseas del suelo del seno como los tabiques intrasinusales o septos, que pueden favorecer la aparición de desgarros durante el despegamiento de la membrana. Sorprendentemente el grosor de la membrana no ha sido considerado en artículos que evalúan el daño iatrogénico de esta práctica quirúrgica. La membrana de Schneider muestra una amplia variabilidad entre individuos adultos y el hecho de mantener su integridad asegura la estabilidad y vascularización del injerto y facilita su maduración. Además las perforaciones pueden provocar complicaciones postoperatorias locales y un mayor riesgo de fracaso del implante.

Para intentar reducir la frecuencia de perforaciones se ha introducido el uso de instrumental piezoeléctrico para realizar la osteotomía de la ventana lateral. Este instrumental no corta tejido blando y cuenta con una punta ultrasónica especial que ayuda a comenzar el despegamiento de la membrana de la pared ósea.

Se han realizado diversos estudios de naturaleza observacional para evaluar el instrumental piezoeléctrico, donde se han observado bajas tasas de perforación de la membrana; pero el único ensayo clínico que compara el rendimiento de estos dispositivos frente al instrumental rotatorio no pudo demostrar ninguna ventaja, probablemente debido a serios errores metodológicos en su diseño. Esto nos ha llevado a evaluar la mencionada hipótesis realizando un estudio experimental que ha demostrado una menor tasa de perforaciones de la membrana de Schneider en la ESM al utilizar material piezoeléctrico, específicamente cuando esta técnica es realizada por cirujanos con una limitada experiencia.

7. CONCLUSIONES



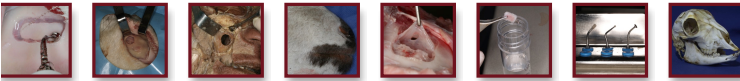
7. CONCLUSIONES

1.- Las características anatómicas que proporcionan información de interés para la simulación de la elevación del seno maxilar en el modelo propuesto han mostrado gran similitud con las encontradas en la especie humana.

2.- El modelo animal, el escenario quirúrgico y la simulación han sido considerados útiles por parte de los clínicos en formación. El taller de habilidades propuesto proporcionaría confianza para realizar la ESM sobre pacientes reales bajo supervisión y podría ser un paso previo obligado antes de la práctica clínica autónoma.

3.- El empleo de material piezoeléctrico para la antrostomía en la elevación de seno maxilar reduce la morbilidad quirúrgica, en términos de perforación de la membrana de Schneider, y parece especialmente recomendable en cirujanos noveles.

8. BIBLIOGRAFÍA



8. BIBLIOGRAFÍA

Absi EG, Drage NA, Thomas HS, Nash ES, Newcombe RG. The effectiveness of dental postgraduate courses--are we doing the right thing? *Br Dent J* 2006; Suppl: 19-23.

Adell R, Lekholm U, Gröndahl K, Brånemark PI, Lindström L, Jacobsson M. Reconstruction of severely resorbed edentulous maxillae using osseointegrated fixtures in immediate autogenous bone grafts. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1990; 5: 233-246.

Aimetti M, Massei G, Morra M, Cardesi E, Romano F. Correlation between gingival phenotype and Schneiderian membrane thickness. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2008; 23: 1128-1132.

Al-Qareer AH, Afsah MR, Müller HP. A sheep cadaver model for demonstration and training periodontal surgical methods. *Eur J Dent Educ* 2004; 8: 78-83.

Albrektsson T. A multicenter report on osseointegrated oral implants. *J Prosthet Dent* 1988; 60: 75-84.

Alderson D. Developing expertise in surgery. *Med Teach* 2010; 32: 830-836.

Anastakis DJ, Regehr G, Reznick RK, et al. Assessment of technical skills transfer from the bench training model to the human model. *Am J Surg* 1999; 177: 167-170.

Anderson J, Raghavan R. Virtual reality in interventional radiology. *Minim Invasive Ther Allied Technol* 1997; 6: 111-116.

Andreatta PB, Woodrum DT, Birkmeyer JD, et al. Laparoscopic skills are improved with LapMentor training: results of a randomized, double-blinded study. *Ann Surg* 2006; 243: 854-860.

Aparicio C, Ouazzani W, Hatano N. The use of zygomatic implants for prosthetic rehabilitation of the severely resorbed maxilla. *Periodontol 2000* 2008; 47: 162-171.

Ardekian L, Oved-Peleg E, Mactei EE, Peled M. The clinical significance of sinus membrane perforation during augmentation of the maxillary sinus. *J Oral Maxillofac Surg* 2006; 64: 277-282.

Atwood D. Postextraction changes in the adult mandible as illustrated by microradiographs of midsagittal section and serial cephalometric roentgenograms. *J Prosthet Dent* 1963; 13: 810-816.

Atwood DA. Reduction of residual ridges: A major oral disease entity. *J Prosthet Dent* 1971; 26: 266-279.

Avis NJ, Briggs NM, Kleinermann F, Hose DR, Brown BH, Edwards MH. Anatomical and physiological models for surgical simulation. *Stud Health Technol Inform* 1999; 62: 23-29.

Balshi TJ, Wolfinger GJ. Treatment of congenital ectodermal dysplasia with zygomatic implants: a case report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002; 17: 277-281.

Barnes RW, Lang NP, Whiteside MF. Halstedian technique revisited. *Innovations in teaching surgical skills. Ann Surg* 1989; 210: 118-121.

Barone A, Santini S, Marconcini S, Giacomelli L, Gherlone E, Covani U. Osteotomy and membrane elevation during the maxillary sinus augmentation procedure. A comparative study: piezoelectric device vs. conventional rotative instruments. *Clin Oral Implants Res* 2008; 19: 511-515.

Becker W, Berg L, Becker BE. Untreated periodontal disease: a longitudinal study. *J Periodontol* 1979; 50: 234-244.

Bedrossian E, Stumpel L, Beckely ML, Indresano T. The zygomatic implant: preliminary data on treatment of severely resorbed maxillae. A clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002; 17: 861-865.

Berengo M, Sivoilella S, Majzoub Z, Cordioli G. Endoscopic evaluation of the bone added osteotome sinus floor elevation procedure. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2004; 33: 189-194.

Betts NJ, Miloro M. Modification of the sinus lift procedure for septa in the maxillary antrum. *J Oral Maxillofac Surg* 1994; 52: 332-333.

Block MS, Kent JN. Endosseous implants for maxillofacial reconstruction. Philadelphia: Saunders; 1995: 13-21

Block MS, Kent JN. Maxillary sinus bone grafting. Atlas Oral Maxillofac Surg Clin North Am 1994; 2: 63-76.

Bloom MB, Rawn CL, Salzberg AD, Krummel TM. Virtual reality applied to procedural testing: the next era. Ann Surg 2003; 237: 442-448.

Blus C, Szmukler-Moncler S, Salama M, Salama H, Garber D. Sinus bone grafting procedures using ultrasonic bone surgery: 5-year experience. Int J Periodontics Restorative Dent 2008; 28: 221-229.

Boyne PJ, James RA. Grafting of the maxillary sinus floor with autogenous marrow and bone. J Oral Surg 1980; 38: 613-616.

Brånemark PI, Lindström J, Hallén O, Breine U, Jeppson PH, Ohman A. Reconstruction of the defective mandible. Scand J Plast Reconstr Surg. 1975; 9: 116-128.

Brånemark PI. Surgery and fixture installation zygomaticus fixture clinical procedures. 1st ed. Nobel Biocare; Gotemburgo, Sweden; 1998.

Breine U, Brånemark PI. Reconstruction of alveolar jaw bone. An experimental and clinical study of immediate and preformed autologous bone grafts in combination with osseointegrated implants. Scand J Plast Reconstr Surg 1980; 14: 23-48.

Bristol medical simulation centre. Disponible en:

http://www.bmsc.co.uk/sim_database/centres_europe.htm. Consultada el 7 de Febrero de 2011.

Bro-Nielson M. Simulation techniques for minimally invasive surgery. *Minim Invasive Ther Allied Technol* 1997; 6: 106-110.

Bryant SR. The effects of age, jaw site, and bone condition on oral implant outcomes. *Int J Prosthodont* 1998; 11: 470-490.

Buchanan JA. Use of simulation technology in dental education. *J Dent Educ* 2001; 65: 1225-1231.

Calvo-Guirado JL, Gómez-Moreno G, López-Marí L, Ortiz-Ruiz AJ, Guardia-Muñoz J. Atraumatic maxillary sinus elevation using threaded bone dilators for immediate implants. A three-year clinical study. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2010; 15: e366-370.

Carlsson GE, Persson G. Morphologic changes of the mandible after extraction and wearing of dentures. A longitudinal, clinical, and x-ray cephalometric study covering 5 years. *Odontol Revy* 1967; 18: 27-54.

Chakraborty C, Hsu CH, Wen ZH, Lin CS, Agoramoorthy G. Zebrafish: a complete animal model for in vivo drug discovery and development. *Curr Drug Metab* 2009; 10: 116-124.

Chanavaz M. Maxillary sinus: anatomy, physiology, surgery, and bone grafting related to implantology--eleven years of surgical experience (1979-1990). *J Oral Implantol* 1990; 16: 199-209.

Chen ST, Beagle J, Jensen SS, Chiapasco M, Darby I. Consensus statements and recommended clinical procedures regarding surgical techniques. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009; 24: 272-278.

Cho SC, Wallace SS, Froum SJ, Tarnow DP. Influence of anatomy on Schneiderian membrane perforations during sinus elevation surgery: three-dimensional analysis. *Pract Proced Aesthet Dent* 2001; 13: 160-163.

Cho-Lee GY, Naval Gias L, Castrejon-Castrejon S, et al. A 12-year retrospective analytic study of the implant survival rate in 177 consecutive maxillary sinus augmentation procedures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2010; 25: 1019-1027.

Coleman J, Nduka CC, Darzi A. Virtual reality and laparoscopic surgery. *Br J Surg* 1994; 81: 1709-1711.

Comission on Dental Accreditation. American Dental Association. Standards for Advanced Specialty Education Programs in Periodontics. Disponible en: <http://www.ada.org/sections/educationAndCareers/pdfs/perio.pdf> Consultada el 3 de Abril de 2011.

Cordioli G, Mazzocco C, Schepers E, Brugnolo E, Majzoub Z. Maxillary sinus floor augmentation using bioactive glass granules and autogenous bone with simultaneous implant placement. Clinical and histological findings. *Clin Oral Implants Res* 2001; 12: 270-278.

Cosci F, Luccioli M. A new sinus lift technique in conjunction with placement of 265 implants: a 6-year retrospective study. *Implant Dent* 2000; 9: 363-368.

Darle C. Minimized treatment for maximal predictability: a new procedure for rehabilitating the severely resorbed maxilla. *Talk of the times 4*. 1st ed. Nobel Biocare; Göteborg, Sweden; 1999.

Davis D. Does CME work? An analysis of the effect of educational activities on physician performance or health care outcomes. *Int J Psychiatry Med* 1998; 28: 21-39.

Davis DA, Thomson MA, Oxman AD, Haynes RB. Changing physician performance. A systematic review of the effect of continuing medical education strategies. *JAMA* 1995; 274: 700-705.

De Van MM. Conservation of the alveolar process by immediate prosthetic replacement. *Dent Cosm* 1930; 72: 141-145.

Devereaux PJ, Bhandari M, Clarke M, et al. Need for expertise based randomised controlled trials. *BMJ* 2005; 330: 88.

Devlin H, Ferguson MW. Alveolar ridge resorption and mandibular atrophy. A review of the role of local systemic factors. *Br Dent J* 1991; 170: 101-104.

Douglas CW, Shih A, Ostry L. Will there be a need for complete dentures in the United States in 2020?. *J Prosthet Dent* 2002; 87: 5-8.

Dunnington GL. The art of mentoring. *Am J Surg* 1996; 171: 604-607.

Dutta S, Gaba D, Krummel TM. To simulate or not to simulate. What is the question?. *Ann Surg* 2006; 243: 301-303.

Elian N, Wallace S, Cho SC, Jalbout ZN, Froum S. Distribution of the maxillary artery as it relates to sinus floor augmentation. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005; 20: 784-787.

Ella B, Sédarat C, Noble Rda C, et al. Vascular connections of the lateral wall of the sinus: surgical effect in sinus augmentation. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2008; 23: 1047-1052.

Ende J. Feedback in clinical medical education. *JAMA*. 1983; 250: 777-781.

Escoda-Francolí J, Rodríguez-Rodríguez A, Berini-Aytés L, Gay-Escoda C. Application of ultrasound in bone surgery: two case reports. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2010; 16: 6e902-e905.

Esposito M, Hirsch JM, Lekholm U, Thomsen P. Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants. (I). Success criteria and epidemiology. *Eur J Oral Sci* 1998; 106: 527-551.

Estaca E, Cabezas J, Uson J, Sanchez-Margallo F, Morell E, Latorre R. Maxillary sinus-floor elevation: an animal model. *Clin Oral Implants Res* 2008; 19: 1044–1048.

European Federation of Periodontology. Quality Standards for Graduate Programs in Periodontology. Disponible en:
http://www.efp.net/education/postgraduate/graduate_qualitystandards.pdf.
Consultada el 3 de Abril de 2011.

Fenner M, Vairaktaris E, Fischer K, Schlegel KA, Neukam FW, Nkenke E. Influence of residual alveolar bone height on osseointegration of implants in the maxilla: a pilot study. *Clin Oral Implants Res* 2009; 20: 555-559.

Fernandez SA, Wiet GJ, Butler NN, et al. Reliability of surgical skills scores in otolaryngology residents: analysis using generalizability theory. *Eval Health Prof* 2008; 31: 419-436.

Froum SJ, Tarnow DP, Wallace SS, Rohrer MD, Cho SC. Sinus floor elevation using anorganic bovine bone matrix (OsteoGraf/N) with and without autogenous bone: a clinical, histologic, radiographic, and histomorphometric analysis--Part 2 of an ongoing prospective study. *Int J Periodontics Restorative Dent* 1998; 18: 528-543.

Fugazzotto PA, Vlassis J. A simplified classification and repair system for sinus membrane perforations. *J Periodontol* 2003; 74: 1534-1541.

Gaba DM, DeAnda A. A comprehensive anesthesia simulation environment: recreating the operating room for research and training. *Anesthesiology* 1988; 69: 387-394.

Galindo-Moreno P, Avila G, Fernández-Barbero JE, et al. Evaluation of sinus floor elevation using a composite bone graft mixture. *Clin Oral Implants Res* 2007; 18: 376-382.

Ghiabi E, Taylor KL. Teaching methods and surgical training in North American graduate periodontics programs: exploring the landscape. *J Dent Educ* 2010; 74: 618-627.

Gosau M, Rink D, Driemel O, Draenert FG. Maxillary sinus anatomy: a cadaveric study with clinical implications. *Anat Rec* 2009; 292: 352-354.

Griffin TJ, Cheung WS. The use of short, wide implants in posterior areas with reduced bone height: a retrospective investigation. *J Prosthet Dent* 2004, 92: 139-144.

Grist EPM. Transmissible spongiform encephalopathy risk assessment: the UK experience. *Risk Anal* 2005; 25: 519-532.

Gudis DA, Cohen NA. Cilia dysfunction. *Otolaryngol Clin North Am* 2010; 43: 461-472.

Güngörmüş M, Yavuz MS. The ascending ramus of the mandible as a donor site in maxillofacial bone grafting. *J Oral Maxillofac Surg* 2002; 60: 1316-1318.

Gutierrez Pérez, JL., García Calderón, M. Integración de la Implantología en la Práctica Odontológica. 1er Edición. Madrid: Ergon; 2002.

Hamdorf JM, Hall JC. Acquiring surgical skills. *Br J Surg* 2000; 87: 28-37.

Hao J, Estrada J, Tropez-Sims S. The clinical skills laboratory: a cost-effective venue for teaching clinical skills to third year medical students. *Acad Med* 2002; 77: 152.

Hargreaves D, Bowditch M, Griffin D. How to get and give Feedback. On-the-job training for surgeons. London: The Royal Society of Medicine Press; 1997: 59-68.

Harsha BC, Turvey TA, Powers SK. Use of autogenous cranial bone grafts in maxillofacial surgery: A preliminary report. *J Oral Maxillofac Surg* 1986; 44: 11-15.

Hayes N. Cognitive and skill development. *Foundations of psychology: an introductory text*. London: Routledge; 1994: 663-675.

Hicdonmez T, Parsak T, Cobanoglu S. Simulation of surgery for craniosynostosis: a training model in a fresh cadaveric sheep cranium. *J Neurosurg* 2006; 105: 150-152.

Hirsch JM, Ericsson I. Maxillary sinus augmentation using mandibular bone grafts and simultaneous installation of implants. A surgical technique. *Clin Oral Implants Res* 1991; 2: 91-96.

Hirschfeld L, Wasserman B. A long-term survey of tooth loss in 600 treated periodontal patients. *J Periodontol* 1978; 49: 225-237.

Hoffman RR, Shadbolt NR, Burrton AM, Klein G. Eliciting knowledge from experts: a methodological analysis. *Organ Behav Hum Decis Process* 1995; 62: 129-158.

Horowitz RA. The use of osteotomes for sinus augmentation at the time of implant placement. *Compend Contin Educ Dent* 1997; 18: 441-454.

Hunter JG, Sackier JM, Berci G. Training in laparoscopic cholecystectomy. Quantifying the learning curve. *Surg Endosc* 1994; 8: 28-31.

Ioannou I, Kazmierczak E, Stern L, Smith AC, Wise LZ, Field B. Towards defining dental drilling competence, part 1: a study of bone drilling technique. *J Dent Educ* 2010a; 74: 931-940.

Ioannou I, Stern L, Kazmierczak E, Smith AC, Wise LZ. Towards defining dental drilling competence, part 2: a study of cues and factors in bone drilling. *J Dent Educ* 2010b; 74: 941-950.

Isaksson S, Alberius P. Maxillary alveolar ridge augmentation with onlay bone-grafts and immediate endosseous implants. *J Craniomaxillofac Surg* 1992; 20: 2-7.

Isaksson S, Ekfeldt A, Alberius P, Blomqvist JE. Early results from reconstruction of severely atrophic (Class VI) maxillas by immediate endosseous implants in conjunction with bone grafting and Le Fort I osteotomy. *Int J Oral Maxillofac Surg* 1993; 22: 144-148.

Issenberg SB, McGaghie WC, Hart IR, et al. Simulation technology for health care profesional skills training and assessment. *JAMA* 1999; 282: 861-866.

Jacovella PF. Las maniobras quirúrgicas en cirugía general. Análisis del desarrollo de habilidades. *Rev Arg Cirug* 1991; 60: 53-62.

Jaffin RA, Berman CL. The excessive loss of Branemark fixtures in type IV bone: a 5-year analysis. *J Periodontol* 1991; 62: 2-4.

Jakimowicz, J. Educación y capacitación en cirugía de mínimo acceso. En: Carrasco, RA., Gutiérrez, L., editores. *Complicaciones en cirugía de invasión mínima*. México: Academia Mexicana de Cirugía, Colección Clínicas Quirúrgicas volumen III; 2002: 25-40.

Jendresen MD, Allen EP, Bayne SC, et al. Annual review of selected dental literature: report of the Committee on Scientific Investigation of the American Academy of Restorative Dentistry. *J Prosthet Dent* 1998;80: 81-120.

Johnson L, Thomas G, Dow S, Stanford C. An initial evaluation of the Iowa Dental Surgical Simulator. *J Dent Educ* 2000; 64: 847-853.

Johnston R, Bhojrul S, Way L, et al. Assessing a virtual reality surgical skills simulator. *Stud Health Technol Inform* 1996; 29: 608-617.

Joice P, Hanna GB, Cuschieri A. Ergonomic evaluation of laparoscopic bowel suturing. *Am J Surg*. 1998; 176: 373-378.

Jovanovic SA, Hunt DR: Elévation Localisée de Sinus par Technique de Greffes osseuses: étude rétrospective de 1 a 5 Ans. *J Parodontol Implantol Orale* 1999; 18: 167-182.

Kapur K, Shklar G. The effect of complete dentures on alveolar mucosa. *J Prosthet Dent* 1963; 13: 1030-1037.

Karabuda C, Arisan V, Ózyuvaci H. Effects of sinus membrane perforations on the success of dental implants placed in augmented sinus. *J Periodontol* 2006; 77: 1991-1997.

Kari G, Rodeck U, Dicker AP. Zebrafish: an emerging model system for human disease and drug discovery. *Clin Pharmacol Ther* 2007; 82: 70-80.

Karim Qayumi A, Qayumi T. Computer-assisted learning: cyberPatient--a step in the future of surgical education. *J Invest Surg* 1999; 12: 307-317.

Käyser AF. Shortened dental arches and oral function. *J Oral Rehabil* 1981; 8: 457-462.

Keller EE, Van Roekel NB, Desjardins RP, Tolman DE. Prosthetic-surgical reconstruction of the severely resorbed maxilla with iliac bone grafting and tissue-integrated prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1987; 2: 155-165.

Kfir E, Kfir V, Mijiritsky E, Rafaeloff R, Kaluski E. Minimally invasive antral membrane balloon elevation followed by maxillary bone augmentation and implant fixation. *J Oral Implantol* 2006; 32: 26-33.

Khokhotva M, Backstein D, Dubrowski M. Outcome errors are not necessary for learning orthopedic bone drilling. *J Can Chir* 2009; 52: 98-102.

Khokhotva M, Backstein D, Dubrowski M. Outcome errors are not necessary for learning orthopedic bone drilling. *Can J Surg* 2009; 52: 98-102.

Kim HR, Choi BH, Xuan F, Jeong SM. The use of autologous venous blood for maxillary sinus floor augmentation in conjunction with sinus membrane elevation: an experimental study. *Clin Oral Implants Res* 2010; 21: 346-349.

Kingsmill VJ. Post-extraction remodeling of the adult mandible. *Crit Rev Oral Biol Med* 1999; 10: 384-404.

Kirker-Head CA, Nevins M, Palmer R, Nevins ML, Schelling SH. A new animal model for maxillary sinus floor augmentation: evaluation parameters. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997; 12: 403-411.

Klemetti E. A review of residual ridge resorption and bone density. *J Prosthet Dent* 1996; 75: 512-514.

Kort KC, Pavone LA, Jensen E, Haque E, Newman N, Kittur D. Resident perceptions of the impact of work-hour restrictions on health care delivery and surgical education: time for transformational change. *Surgery* 2004; 136: 861-871.

Krennmair G, Ulm C, Lugmayr H. Maxillary sinus septa: Incidence, morphology and clinical implications. *J Craniomaxillofac Surg* 1997; 25: 261–265.

Krummel TM. Surgical simulation and virtual reality: the coming revolution. *Ann Surg* 1998; 228: 635-7.

Kuhnappel U, Kuhn C, Hubner M, Krumm H-G, Maass H, Neisius B. The Karlsruhe Endoscopic Surgery Trainer as an example for virtual reality in medical education. *Minim Invasive Ther Allied Technol* 1997; 6: 122-125.

Kypson AP, Nifong LW, Chitwood WR Jr. Robotic mitral valve surgery. *Surg Clin North Am* 2003; 83: 1387-1403.

Laney WR, Tolman DE, Keller EE, Desjardins RP, Van Roekel NB, Brånemark PI. Dental implants: tissue-integrated prosthesis utilizing the osseointegration concept. *Mayo Clin Proc* 1986; 61: 91-97.

Leander WJ, Ewing CS. An operating strategy for true integration--the next frontier for healthcare systems. *PFCA Rev* 1996: 2-10.

Lehmann KS, Ritz JP, Maass H, et al. A prospective randomized study to test the transfer of basic psychomotor skills from virtual reality to physical reality in a comparable training setting. *Ann Surg.* 2005; 241: 442-449.

Lerner H, Minimal invasive implantology with small diameter implants, *Implant Pract* 2009; 2: 30–35.

Lindhe Jan, KT., Lang Niklaus, P. *Periodontología clínica e implantología odontológica*. 4ª edición. Buenos Aires: Editorial médica panamericana; 2005.

Linkow LI. The blade vent--a new dimension in endosseous implantology. *Dent Concepts* 1968; 11: 3-12.

Lirici M. New techniques, new technologies and educational implications. *Minim Invasive Ther Allied Technol* 1997; 6: 102-104.

Listrom RD, Symington JM. Osseointegrated dental implants in conjunction with bone grafts. *Int J Oral Maxillofac Surg* 1988; 17: 116-118.

López-Niño J, García-Caballero L, González-Mosquera A, Seoane-Romero J, Varela-Centelles P, Seoane J. Lamb Ex-Vivo Model for Training in Maxillary Sinus Floor Elevation Surgery: A Comparative Study With Human Standards. *J Periodontol*. 2011 Jul 1. [Epub ahead of print]

Lossing AG, Hatswell EM, Gilas T, Reznick RK, Smith LC. A technical-skills course for 1st-year residents in general surgery: a descriptive study. *Can J Surg* 1992; 35: 536-540.

Lynch SE, Genco RJ, Marx R. *Tissue Engineering: Applications in Maxillofacial Surgery and Periodontics*. 1st ed. Chicago: Quintessence Publishing; 1999: 83-98.

Maestre-Ferrín L, Carrillo-García C, Galán-Gil S, Peñarrocha-Diago M, Peñarrocha-Diago M. Prevalence, location, and size of maxillary sinus septa: panoramic radiograph versus computed tomography scan. *J Oral Maxillofac Surg* 2011; 69: 507-511.

Mansouri M, Lockyer J. A meta-analysis of continuing medical education effectiveness. *J Contin Educ Health Prof* 2007; 27: 6-15.

Marchetti C, Pieri F, Trasarti S, Corinaldesi G, Degidi M. Impact of implant surface and grafting protocol on clinical outcomes of endosseous implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007; 22: 399-407.

Marckmann G. Teaching science vs. the apprentice model--do we really have the choice? *Med Health Care Philos* 2001; 4: 85-89.

Mardinger O, Abba M, Hirshberg A, Schwartz-Arad D. Prevalence, diameter and course of the maxillary intraosseous vascular canal with relation to sinus augmentation procedure: a radiographic study. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2007; 36: 735-738.

Marescaux J, Clément JM, Tasseti V, et al. Virtual reality applied to hepatic surgery simulation: the next revolution. *Ann Surg* 1998; 228: 627-634.

Markovic D, Krstic M. Current knowledge on resorption of the edentulous alveolar ridge. *Med Pregl* 1999; 52: 357-361.

Martin JA. Trainee selection for general surgery. *Aust N Z J Surg* 1996; 66: 428-430.

Mattheos N, Ucer C, Van der Velde T, Nattestad A. Assessment of knowledge and competencies related to implant dentistry in undergraduate and postgraduate university education. *Eur J Dent Educ* 2009; 13: 55-65.

Mazarro A, Gomar-Sancho C, Pales-Argullos J. Implementación de un laboratorio de habilidades clinicas centralizado en la Facultad de Medicina de la universitat de Barcelona. Cuatro años de experiencia. *Educ Med* 2009; 12: 247-256.

McFall WT Jr. Tooth loss in 100 treated patients with periodontal disease. A long-term study. *J Periodontol* 1982; 53: 539-549.

Migliorança RM, Coppedê A, Dias Rezende RC, de Mayo T. Restoration of the edentulous maxilla using extrasinus zygomatic implants combined with anterior conventional implants: a retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2011; 26: 665-672.

Misch CM, Misch CE, Resnik RR, Ismail YH. Reconstruction of maxillary alveolar defects with mandibular symphysis grafts for dental implants: A preliminary procedural report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992; 7: 360-366.

Misch CM, Misch CE. The repair of localized severe ridge defects for implant placement using mandibular bone grafts. *Implant Dent* 1995; 4: 261-267.

Misch CM. Comparison of intraoral donor sites for onlay grafting prior to implant placement. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997; 12: 767-776.

Misch CM. Ridge augmentation using mandibular ramus bone grafts for the placement of dental implants: Presentation of a technique. *Pract Periodontics Aesthet Dent* 1996; 8: 127-135.

Montazem A, Valauri DV, St-Hilaire H, Buchbinder D. The mandibular symphysis as a donor site in maxillofacial bone grafting: A quantitative anatomic study. *J Oral Maxillofac Surg* 2000; 58: 1368-1371.

Morgensen C, Tos M. Quantitative histology of the maxillary sinus. *Rhinology* 1977; 15: 129.

Murakami G, Ohtsuka K, Sato I, Moriyama H, Shimada K, Tomita H. The superior alveolar nerves: their topographical relationship and distribution to the maxillary sinus in human adults. *Okajimas Folia Anat* 1994; 70: 319-328.

Nafei A, Danielsen CC, Linde F, Hvid I. Properties of growing trabecular ovine bone. Part I: Mechanical and physical properties. *J Bone Joint Surg Br* 2000; 82: 910-920.

Närhi TO, Ettinger RL, Lam EW. Radiographic findings, ridge resorption, and subjective complaints of complete denture patients. *Int J Prosthodont* 1997; 10: 183-189.

Neiva RF, Gapski R, Wang HL. Morphometric analysis of implant-related anatomy in Caucasian skulls. *J Periodontol* 2004; 75: 1061-1067.

Nordock KH. *Historia de la cirugía*. México: Nordock Internacional; 1988.

Organización Mundial de la Salud. Recent advances in oral health. WHO Technical Report Series No. 826. WHO, Geneva; 1992. p. 16-17.

Ozawa J. *Prostodoncia total*. 5º Edición. México: U. N; 1984.

Palma VC, Magro-Filho O, de Oliveria JA, Lundgren S, Salata LA, Sennerby L. Bone reformation and implant integration following maxillary sinus membrane elevation: an experimental study in primates. *Clin Implant Dent Relat Res* 2006; 8: 11-24.

Papapanou PN, Wennström JL, Gröndahl K. Periodontal status in relation to age and tooth type. A cross-sectional radiographic study. *J Clin Periodontol* 1988; 15: 469-478.

Parel SM, Brånemark PI, Ohnell LO, Svensson B. Remote implant anchorage for the rehabilitation of maxillary defects. *J Prosthet Dent* 2001; 86: 377-381.

Park J, MacRae H, Musselman LJ, et al. Randomized controlled trial of virtual reality simulator training: transfer to live patients. *Am J Surg* 2007; 194: 205-211.

Park YB, Jeon HS, Shim JS, et al. Analysis of the anatomy of the maxillary sinus septum using 3-dimensional computed tomography. *J Oral Maxillofac Surg* 2011; 69: 1070–1078.

Pearce AI, Richards RG, Milz S, Schneider E, Pearce SG. Animal models for implant biomaterial research in bone: a review. *Eur Cell Mater* 2007; 13: 1-10.

Peñarrocha-Diago, M. *Implantología oral*. 1er Edición. Barcelona: Ars Medica; 2001.

Peñarrocha-Diago MA, Peñarrocha-Diago M, Sanchez-Recio C, Peñarrocha-Oltra D, Romero-Millán J. Osteotomy in direct sinus lift. A comparative study of the rotary technique and ultrasound. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2011 Dec 6. [Epub ahead of print]

Pflesser B, Petersik A, Tiede U, Höhne KH, Leuwer R. Volume cutting for virtual petrous bone surgery. *Comput Aided Surg* 2002; 7: 74-83.

Pikos MA. Maxillary sinus membrane repair: report of a technique for large perforations. *Implant Dent* 1999; 8: 29-34.

Pjetursson BE, Tan WC, Zwahlen M, Lang NP. A systematic review of the success of sinus floor elevation and survival of implants inserted in combination with sinus floor elevation. *J Clin Periodontol* 2008; 35: 216-240.

Platt AJ, Holt G, Caddy CM. A new method for the assessment of suturing ability. *J R Coll Surg Edinb* 1997; 42: 383-385.

Pommer B, Pommer B, Unger E, Süt. D, Hack N, Watzek G. Mechanical properties of the Schneiderian membrane in vitro. *Clin Oral Implants Res* 2009; 20: 633-637.

Praamsma M, Carnahan H, Backstein D, Veillette Ch JH, Gonzalez D, Dubrowsky A. Drilling sounds are used by surgeons and intermediate residents, but not novice orthopedic trainees, to guide drilling motions. *J Can Chir* 2008; 51: 442-446.

Proussaefs P, Lozada J, Kim J, Roher MD. Repair of the perforated sinus membrane with a resorbable collagen membrane: a human study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004; 19: 413-420.

Proussaefs P, Lozada J, Kleinman A, Rohrer MD. The use of ramus autogenous block grafts for vertical alveolar ridge augmentation and implant placement: A pilot study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002; 17: 238-248.

Quinn F, Keogh P, McDonald A, Hussey D. A pilot study comparing the effectiveness of conventional training and virtual reality simulation in the skills acquisition of junior dental students. *Eur J Dent Educ* 2003; 7: 13-19.

Quiñones CR, Hürzeler MB, Schüpbach P, et al. Maxillary sinus augmentation using different grafting materials and osseointegrated dental implants in monkeys. Part II. Evaluation of porous hydroxyapatite as a grafting material. *Clin Oral Implants Res* 1997; 8: 487-496.

Raghoobar GM, Brouwer TJ, Reintsema H, Van Oort RP. Augmentation of the maxillary sinus floor with autogenous bone for the placement of endosseous implants: a preliminary report. *J Oral Maxillofac Surg* 1993; 51: 1198-1203

Raja SV. Management of the posterior maxilla with sinus lift: review of techniques. *J Oral Maxillofac Surg* 2009; 67: 1730-1734.

Raspall G. *Cirugía Oral E Implantología*. 2ª edición. Buenos Aires: Editorial médica panamericana; 2006.

Reglamento (CE) No 999/2001 del Parlamento Europeo y del Consejo de 22 de Mayo de 2001. Laying down rules for prevention, control and eradication of certain transmissible spongiform encephalopathies. Disponible en: <http://eur-lex.europa.eu/LexUriServ/LexUriServ.do?uri=OJ:L:2001:147:0001:0040:EN:PDF>. Consultada el 3 de Abril de 2011.

Reznick RK. Teaching and testing technical skills. *Am J Surg* 1993; 165: 358-361.

Rissolo AR, Bennett J. Bone grafting and its essential role in implant dentistry. *Dent Clin North Am* 1998; 42: 91-116.

Risucci DA. Visual spatial perception and surgical competence. *Am J Surg* 2002; 184: 291-295.

Roberts WE, Simmons KE, Garetto LP, DeCastro RA. Bone physiology and metabolism in dental implantology: risk factors for osteoporosis and other metabolic bone diseases. *Implant Dent* 1992; 1: 11-21.

Rogers DA, Regehr G, Yeh KA, Howdieshell TR. Computer-assisted learning versus a lecture and feedback seminar for teaching a basic surgical technical skill. *Am J Surg* 1998; 175: 508-510.

Rosenoer LM, Sheiham A. Dental impacts on daily life and satisfaction with teeth in relation to dental status in adults. *J Oral Rehabil* 1995; 22: 469-480.

Rutala WA, Weber DJ. Guideline for disinfection and sterilization of prion-contaminated medical instruments. *Infect Control Hosp Epidemiol* 2010; 31: 1304-1306.

Saadoun AP, Le Gall MG. Implant site preparation with osteotomes: principles and clinical application. *Pract Periodontics Aesthet Dent* 1996; 8: 453-63.

Sachdeva AK. Acquisition and maintenance of surgical competence. *Semin Vasc Surg* 2002; 15: 182-190.

Sackier JM. Evaluation of technical surgical skills. Lessons from minimal access surgery. *Surg Endosc* 1998; 12: 1109-1110.

Sakorafas GH, Tsiotos GG. New legislative regulations, problems, and future perspectives, with a particular emphasis on surgical education. *J Postgrad Med* 2004; 50: 274-277.

Sarita PT, Witter DJ, Kreulen CM, Van't Hof MA, Creugers NH. Chewing ability of subjects with shortened dental arches. *Community Dent Oral Epidemiol* 2003; 31: 328-334.

Satava RM, Gallagher AG, Pellegrini CA. Surgical competence and surgical proficiency: definitions, taxonomy, and metrics. *J Am Coll Surg* 2003; 196: 933-937.

Schimandle JH, Boden SD. Spine update. The use of animal models to study spinal fusion. *Spine* 1994; 19: 1998-2006.

Schwartz-Arad D, Dori S. Intraoral autogenous onlay block bone grafting for implant dentistry. *Refuat Hapeh Vehashinayim* 2002; 19: 35-39.

Schwartz-Arad D, Herzberg R, Dolev E. The prevalence of surgical complications of the sinus graft procedure and their impact on implant survival. *J Periodontol* 2004; 75: 511-516.

Seymour NE, Gallagher AG, Roman SA, et al. Virtual reality training improves operating room performance: results of a randomized, double-blinded study. *Ann Surg* 2002; 236: 458-463.

Shanks N, Greek R, Greek J. Are animal models predictive for humans? *Philos Ethics Humanit Med* 2009; 4: 2.

Sharry, JJ. *Prostodoncia dental completa*. 1er Edición. Barcelona: Toray; 1974.

Shlomi B, Horowitz I, Kahn A, Dobriyan A, Chaushu G. The effect of sinus membrane perforation and repair with Lambone on the outcome of maxillary sinus floor augmentation: a radiographic assessment. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004; 19: 559-562.

Sjöström M, Sennerby L, Nilson H, Lundgren S. Reconstruction of the atrophic edentulous maxilla with free iliac crest grafts and implants: a 3-year report of a prospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2007; 9: 46-59.

Smiler DG. The sinus lift graft: basic technique and variations. *Pract Periodontics Aesthet Dent* 1997; 9: 885-893.

Smith JD, Abramson M. Membranous vs endochondrial bone autografts. *Arch Otolaryngol* 1974; 99: 203-205.

Snow MD, Graham JA, Yates WJ. Interactive computer technologies in dentistry. Virtual reality in orthodontics. *Stud Health Technol Inform* 1996; 29: 411-422.

Sohn DS, Kim WS, An KM, Song KJ, Lee JM, Mun YS. Comparative histomorphometric analysis of maxillary sinus augmentation with and without bone grafting in rabbit. *Implant Dent* 2010; 19: 259-270.

Solar P, Geyerhofer U, Traxler H, Windisch A, Ulm C, Watzek G. Blood supply to the maxillary sinus relevant to sinus floor elevation procedures. *Clin Oral Implants Res* 1999; 10: 34-44.

Sorní M, Guarinós J, García O, Peñarrocha M. Implant rehabilitation of the atrophic upper jaw: a review of the literature since 1999. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2005; 10: E45-56.

Sotirakis EG, Gonshor A. Elevation of the maxillary sinus floor with hydraulic pressure. *J Oral Implantol* 2005; 31: 197-204.

Steele RJ, Hosking SW, Chung SC. Graded exercises for basic training in laparoscopic surgery. *J R Coll Surg Edinb* 1994; 39: 112-116.

Stefanich L, Cruz-Neira C. A virtual surgical simulator for the lower limbs. *Biomed Sci Instrum* 1999; 35: 141-145.

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

Stelzle F, Benner KU. An animal model for sinus floor elevation with great elevation heights. Macroscopic, microscopic, radiological and micro-CT analysis: ex vivo. *Clin Oral Implants Res* 2010; 21: 1370-1378.

Summers RB. A new concept in maxillary implant surgery: the osteotome technique. *Compendium* 1994;15: 152, 154-6.

Sutherland LM, Middleton PF, Anthony A, et al. Surgical simulation: a systematic review. *Ann Surg* 2006; 243: 291-300.

Suvinen TI, Messer LB, Franco E. Clinical simulation in teaching preclinical dentistry. *Eur J Dent Educ* 1998; 2: 25-32.

Swenson MG. *Dentaduras Completas*. 2a Edición. México: UTEHA, 1955.

Swindle MM. Swine as replacements for dogs in the surgical teaching and research laboratory. *Lab Anim Sci* 1984; 34: 383-385.

Szinicz G, Beller S, Bodner W, Zerz A, Glaser K. Simulated operations by pulsatile organ-perfusion in minimally invasive surgery. *Surg Laparosc Endosc* 1993; 3: 315-317.

Takiguchi S, Sekimoto M, Yasui M, et al. Cyber visual training as a new method for the mastery of endoscopic surgery. *Surg Endosc* 2005; 19: 1204-1010.

Tatum H jr: Maxillary and sinus implant reconstructions. *Dent Clin North Am* 1986; 30: 207-229.

Thomas WE, Lee PW, Sunderland GT, Day RP. A preliminary evaluation of an innovative synthetic soft tissue simulation module ('Skilltray') for use in basic surgical skills workshops. *Ann R Coll Surg Engl* 1996; 78: 268-271.

Toledo PLH. Maestros de la cirugía moderna. México: Fondo de Cultura Económica; 1996.

Torkington J, Smith SG, Rees BI, Darzi A. The role of simulation in surgical training. *Ann R Coll Surg Engl* 2000; 82: 88-94.

Torrella F, Pitarch J, Cabanes G, Anitua E. Ultrasonic osteotomy for the surgical approach of the maxillary sinus: a technical note. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998; 13: 697-700.

Torres R, Orban R, Serra E, et al. The teaching of basic surgical skills in the biologic simulators. Undergraduate educational experience. *Educ Med* 2003; 6: 149-152.

Ulm C, Kneissel M, Schedle A, et al. Characteristic features of trabecular bone in edentulous maxillae. *Clin Oral Implants Res* 1999; 10: 459-467.

Ulm CW, Solar P, Krennmair G, Matejka M, Watzek G. Incidence and suggested surgical management of septa in sinus-lift procedures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995; 10: 462-465.

Valentini P, Abensur D. Maxillary sinus floor elevation for implant placement with demineralized freeze-dried bone and bovine bone (Bio-Oss): a clinical study of 20 patients. *Int J Periodontics Restorative Dent* 1997; 17: 232-241.

Van den Bergh JP, ten Bruggenkate CM, Disch F.J. Tuinzing, D.B. Anatomical aspects of sinus floor elevations. *Clin Oral Implants Res* 2000; 11: 256–265.

Vázquez-Mata G, Guillamer-Lloveras A. El entrenamiento basado en la simulación como innovación imprescindible en la formación médica. *Educ Med* 2009; 12: 145–149.

Vázquez-Mata G. Modelos, estrategias y tendencias en España de la simulación en Medicina. *Educ Med* 2008; 10: 147–148.

Vercelotti T, De Paoli S, Nevins M. The piezoelectric bony window osteotomy and sinus membrane elevation: introduction of a new technique for simplification of the sinus augmentation procedure. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2001; 21: 561-567.

Vincent C, Moorthy K, Sarker SK, Chang A, Darzi AW. Systems approaches to surgical quality and safety: from concept to measurement. *Ann Surg* 2004; 239: 475-482.

Vlassis JM, Fugazzotto PA. A classification system for sinus membrane perforations during augmentation procedures with options for repair. *J Periodontol* 1999; 70: 692-699.

Von Sternberg N, Bartsch MS, Petersik A, et al. Warnke PH, Heiland M, Russo PA, Terheyden H, Pohlenz P, Springer IN. Learning by doing virtually. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2007; 36: 386-390.

Wallace SS, Froum SJ. Effect of maxillary sinus augmentation on the survival of endosseous dental implants. A systematic review. *Ann Periodontol* 2003; 8: 328-343.

Wallace SS, Mazor Z, Froum SJ, Cho SC, Tarnow DP. Schneiderian membrane perforation rate during sinus elevation using piezosurgery: Clinical results of 100 consecutive cases. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2007; 27: 413-419.

Watson DI, Treacy PJ, Williams JA. Developing a training model for laparoscopic common bile duct surgery. *Surg Endosc* 1995; 9: 1116-1118.

Watzek G, Weber R, Bernhart T, Ulm C, Haas R. Treatment of patients with extreme maxillary atrophy using sinus floor augmentation and implants: preliminary results. *Int J Oral Maxillofac Surg* 1998; 27: 428-434.

Wilson MS, Middlebrook A, Sutton C, Stone R, McCloy RF. MIST VR: a virtual reality trainer for laparoscopic surgery assesses performance. *Ann R Coll Surg Engl* 1997; 79: 403-404.

Winkler S, Ortman HR, Ryczek MT. Improving the retention of complete dentures. *J Prosthet Dent* 1975; 34: 11-15.

Winslow ER, Bowman MC, Klingensmith ME. Surgeon workhours in the era of limited resident workhours. *J Am Coll Surg* 2004; 198: 111-117.

Witter DJ, De Haan AF, Käyser AF, Van Rossum GM. A 6-year follow-up study of oral function in shortened dental arches. Part II: Craniomandibular dysfunction and oral comfort. *J Oral Rehabil* 1994; 21: 353-366.

Wolfe JH. General surgical training--improvements and problems. Vascular Advisory Committee of the Vascular Surgical Society of Great Britain and Ireland. *Ann R Coll Surg Engl* 1998; 80: 112-116.

Wood RM, Moore DL. Grafting of the maxillary sinus with intraorally harvested autogenous bone prior to implant placement. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1988; 3: 209-214.

Yanagisawa E, Yanagisawa K. Endoscopic view of the infraorbital nerve. *Ear Nose Throat J* 1999; 78: 226-228.

Yilmaz HG, Tözüm TF. Are Gingival Phenotype, Residual Ridge Height and Membrane Thickness Critical for the Perforation of Maxillary Sinus? *J Periodontol* 2011; 31. [Epub ahead of print]

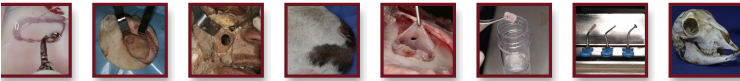
Youngblood PL, Srivastava S, Curet M, Heinrichs WL, Dev P, Wren SM. Comparison of training on two laparoscopic simulators and assessment of skills transfer to surgical performance. *J Am Coll Surg* 2005; 200: 546-551.

Zins JE, Whitaker LA. Membranous versus endochondral bone: Implications for craniofacial reconstruction. *Plast Reconstr Surg* 1983; 72: 778-785.

Ziv A, Wolpe PR, Small SD, Glick S. Simulation-based medical education- an ethical imperative. *Acad Med* 2003; 78: 783-788.

Zou D, Guo L, Lu J, Zhang X, Zhang Z, Jiang X. Anatomic and histological analysis in a goat model used for maxillary sinus floor augmentation with simultaneous implant placement. *Clin Oral Impl Res* 2010; 21: 65–70.

9. ANEXOS



9.1 El cordero como modelo preclínico para el entrenamiento de la cirugía de Elevación de Seno Maxilar: un estudio comparativo con estándares humanos.

J Periodontol • March 2012

Lamb Ex Vivo Model for Training in Maxillary Sinus Floor Elevation Surgery: A Comparative Study With Human Standards

[AQ1] Javier López-Niño,* Lucía García Caballero,* Antonio González-Mosquera,*
[AQ2] Juan Seoane-Romero,* Pablo Varela-Centelles,* and Juan Seoane*

Background: Many models have been suggested for surgical training in sinus floor elevation (SFE), but information on key features that provide feedback to the trainee is scarce. The aim of this study is to compare the thickness of the lateral wall of the maxillary sinus (TLWMS) and the thickness of the Schneiderian membrane (TSM) between an animal model and the human standard.

Methods: The observational study used 20 fresh sheep heads. A cone-beam computed tomography (CT) was performed for recording the following: TLWMS, sinus lateral floor width, distance from the lateral border of the anteroposterior bone crest to the sinus wall, and height of lateral maxillary sinus. Thirty human radiologic exploration cone-beam CTs were used for comparisons. The sinus membrane thickness was measured at three points per section and compared to those of 10 formalin-preserved human membranes.

Results: TLWMS in the animal model scored 2.25 ± 0.3 mm and was thicker than that of humans with subsinusual edentulism ($X_i - X_j = 0.3$; 95% confidence interval = 0.1 to 0.4), although this difference was not considered clinically relevant. The average thickness of the sinus membrane was 485.5 ± 137.1 μ m with no significant differences between sides ($P = 0.12$) or between the thickness of human and sheep Schneiderian membranes.

Conclusions: The model based on young sheep is potentially useful for training in SFE techniques because of the similarities in the TLWMS and particularly the TSM. Additional studies are needed to validate this model within a teaching environment. *J Periodontol* 2012;83:■■■■■■■■.

KEY WORDS

Dental implants; education, dental, graduate; maxillary sinus; models, animal; oral surgical procedures; periodontics.

[AQ3]

“See one, do one, teach one” is one way to paraphrase what has been the traditional teaching method of surgical education in the operating rooms for over 100 years.^{1,2} Most surgical training programs consist of an apprentice-type system in which, after theoretical training (cognitive aspect), the trainee is exposed to clinical cases initially through observation in the operating theater, moving to assisting in procedures, and, finally, to becoming the operator under the supervision of an expert surgeon.³ However, certain aspects of this model, namely economics, efficiency, reliability, effectiveness, degree of responsibility, and ethics, have come into question in recent years, particularly when the early stages of training are considered.^{4,5}

In this sense, there has been a rapid evolution in the training methods used in periodontal education in the United States and Europe, moving from the traditional curricula toward more sophisticated, competent-based evaluation strategies.⁶ These strategies require the trainees to actively demonstrate their ability to perform parts of a therapeutic intervention in a simulated environment (performance in vitro) and on actual patients according to predefined clinical competences.⁷ The accreditation standards for advanced specialty education

* Stomatology Department, School of Medicine and Dentistry, University of Santiago de Compostela, Santiago de Compostela, Spain.

programs in the United States (American Dental Association) and Europe (European Federation of Periodontology) include sinus floor augmentation procedures to the level of proficiency among the requirements.^{7,8}

Different bench-top model settings based on virtual simulations and workstations with synthetic, animal, or cadaveric materials have recently proved to be advantageous for surgical training and have improved the standard of education.^{3,9,10} American graduate periodontics programs scarcely use computer simulation and surgical mannequins, whereas animal cadavers remain the most common teaching method,² despite the absence of relevant literature supporting the use a particular species for sinus floor elevation (SFE) training.

An SFE bench model should fulfill three criteria to achieve the most reliable performance and a suitable intrinsic feedback: 1) proper thickness in the lateral wall; 2) similar morphology and resistance of the Schneiderian membrane in humans; and finally, 3) an oral approach.¹¹ Moreover, animal selection for surgical training should also take into account specimen availability, acceptability to the society, costs, and similarity between animal and human maxillary sinus.^{5,12} Despite the variety of animal models studied, each one has its own limitations when used for surgical SFE simulation.

The aim of this study is to assess both the similarity in terms of thickness of the lateral wall of the maxillary sinus (TLWMS) and the thickness and microscopic features of the Schneiderian membrane (TSM) between an animal model (sheep younger than 12 months old) and the human standard (patient candidates for SFE). The similarity between these features known to provide intrinsic feedback in SFE would allow the use of this bench model in training programs. Moreover, this animal model permits an oral approach, and it has not been described previously for SFE training.

METHODS AND MATERIALS

To achieve the proposed aims, an observational study (Fig. 1) was designed. The sample size required to disclose differences between groups in terms of TLWMS and TSM was determined using the maxillary sinus as a study unit, with a variability of 0.4 mm for TLWMS¹³ and 0.3 mm for TSM,¹⁴ presupposing 0.5 mm as a relevant difference (bilateral hypothesis), α level = 0.05, and a statistical power of 80% ($n = 10$ per group).

Twenty fresh heads obtained from sheep younger than 12 months old (from 6 to 12 months old) were used as a model for this *ex vivo* study. The material was disease free and transported from the slaughterhouse within 8 hours post-mortem.

All 20 specimens were studied by means of a cone-beam computed tomography (CT)[†] with its dental imaging software[‡] set at a resolution of 0.3 voxels with 8.9 seconds of capture time. The third premolar was the chosen anatomic reference for undertaking the coronal sections. The following parameters were measured: 1) TLWMS; 2) sinus lateral floor width (SLFW); 3) horizontal distance from the lateral border of the anteroposterior bone crest to the sinus lateral wall; and 4) the height of lateral maxillary sinus (HLMMS).¹⁵ These measurements were performed by a radiology expert (AGM) using the linear measurement tool of the dental imaging device[§] with an intraclass correlation coefficient of 0.9 to estimate repeatability (Fig. 2). A group of 30 clinical records of patients that had undergone SFE procedures were randomly selected [simple random sampling (SRS) by means of a computer-generated table of random numbers] from a pool of 286 preoperative radiologic explorations of SFE patients kept at the radiology unit of the University of Santiago de Compostela, Santiago de Compostela, Spain, to be used as a reference for TLWMS comparisons. These patients (mean age: 57.6 ± 11.8 years; 53.3% males) had been preoperatively explored with the same technology and identical protocols as the experimental (sheep heads) group.

Eleven fresh lamb heads were randomly selected (SRS) from the original pool of 20 (Fig. 1) to compare TSM and to perform bilateral SFE by a single expert surgeon (JS) according to a previously described surgical protocol¹¹ using the third premolar as a landmark. The third premolar was used as a landmark, and a dental imaging study was used to measure the vertical height from the occlusal plane to 3 mm above the sinus floor (HOPSF) and to facilitate the surgical approach to the maxillary sinus. The trepanation was undertaken with a round diamond bur^{||} mounted on a handpiece, and the sinus membrane was lifted with an *ad hoc* surgical kit.[¶] A biopsy was then taken from the intact Schneiderian membrane through the bone window for pathologic analysis. Because of ethical issues, human specimens were obtained from a convenience sample of cadaveric material kept at the Department of Anatomic Sciences, School of Medicine and Dentistry, University of Santiago de Compostela, where 10 samples of non-pathologic human Schneiderian membrane were retrieved from five formalin-preserved heads by means of the Cadwell-Luc lateral access technique.

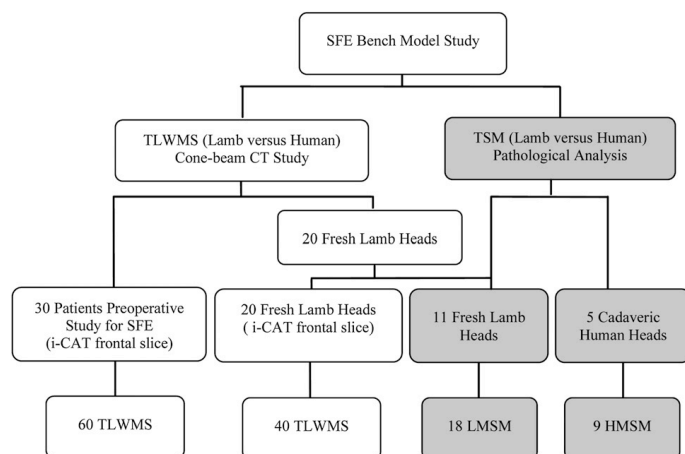
† i-CAT 17-19, Imaging Sciences International, Hatfield, PA.

‡ Imaging Sciences International.

§ i-CAT Vision, Imaging Sciences International.

|| Model 023, Kommet, Lengo, Germany.

¶ Mozo-Grau, Valladolid, Spain.

**Figure 1.**

Study flowchart. *Computer Tomography. †Sinus floor elevation. ‡Thickness of the lateral wall of the maxillary sinus.

Immediately following extraction, the samples of both maxillary sinus membranes were adhered to a thin cardboard to guarantee a correct orientation. The specimens were then fixed in 10% neutral-buffered formalin for 24 hours and paraffin embedded following routine procedures. Three 4- μ m-thick sections were obtained for each specimen (one at the surface of the paraffin block, and two additional sections at 100 and 200 μ m, respectively, from the first one). The sections were mounted on microslides and stained with hematoxylin and eosin and Masson's trichrome.

The specimens were coded, and all histologic samples were independently studied by two pathologists until a consensus was reached for each case. All specimens were examined using a microscope.[#] For maxillary sinus membrane thickness measurement, an optical micrometer** was used at $\times 100$ ($\times 10$ objective), and the scores were recorded at three points for each section (left third, center, and right third), obtaining nine measurements for each sample (three sections at different depth levels, and three measures for each section). Only areas with perpendicular orientation were selected for measurement (two cases displayed an obliquely orientated sample, so the paraffin block had to be redone to achieve the appropriate orientation).

The design of the study was accepted by the Comité de Bioética de la Universidad de Santiago de Compostela (University of Santiago de Compostela ethics

committee, protocol number R 29-12-2010), and the investigation was undertaken according to European Union ethical protocols.

Statistical Analyses

Data were entered in a statistical package,^{††} and the sample was characterized by the variables of interest. Data distribution was defined by the mean and the median as central trend statistics, and the standard deviation and the range as spread indicators. Quantitative variables were studied by means of the Wilcoxon test for related samples (non-parametric) and the Mann-Whitney *U* test for independent samples. The significance level chosen for all tests was $P < 0.05$.

RESULTS

The radiographic dental imaging study allowed the identification of the main landmarks for easing the surgical approach for sinus trepanation in the lamb model. There exists an anteroposterior bone crest protruding from the maxillary sinus floor (maxillary sinus bone crest) dividing the sinus floor into two parts: medial and lateral (Fig. 2). The SLFW at the right side scored an average of 7.8 ± 1.1 mm, whereas at the left side was 7.6 ± 1.1 . The height of the right maxillary sinus was 17.9 ± 2.5 and 17.7 ± 2.5 mm for the left maxillary sinus, although these differences were not statistically significant ($P = 0.54$). The average vertical height from the buccal cusp of the third premolar to the trepanation area in the lateral wall for SFE (3 mm above of the sinus floor) was 29.7 ± 2.3 mm at the right side and 27.7 ± 2.4 mm at the left maxillary sinus, without significant differences between them ($P = 0.51$) (Fig. 2) (Table 1). The thickness of the lateral wall of the maxillary sinus became progressively wider anteroposteriorly, but a thickness as low as 2.2 ± 0.3 mm could be observed for the right sinus (2.2 ± 0.2 mm for the left one), when frontal sections were obtained at the third premolar level. These walls were significantly thicker than those of humans with subsinual edentulism (Table 2).

The TSM in the animal model consisted of three layers: 1) pseudo-stratified columnar ciliated epithelium containing occasional goblet cells (respiratory

Optiphot-2, Nikon, Tokyo, Japan.

** Graticules, Tonbridge, UK.

†† PASW 18, IBM, Chicago, IL.

[AQ6]

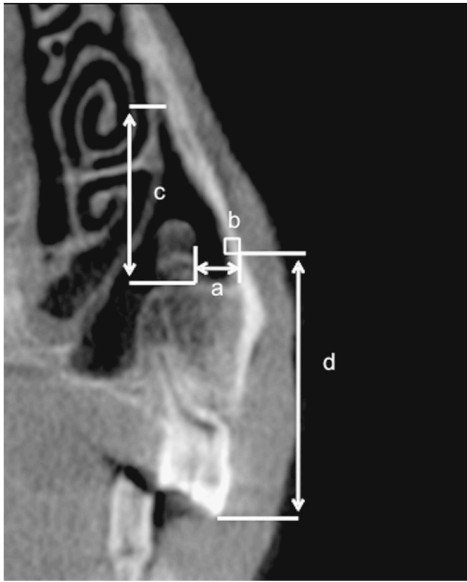


Figure 2. Frontal slice at the third premolar level in the lamb model. **A)** SLPW; **B)** TLWMS; **C)** HLMS; **D)** trepanization vertical height, from the third premolar buccal cusp to 3 mm above the sinus floor.

[AQ10]

epithelium); 2) richly vascularized lamina propria composed of a loose connective tissue with some superficial inflammatory cells (lymphocytes and plasma cells) and numerous mixed seromucinous glands with wide ducts; and 3) a deeper layer of dense connective tissue (periostium of the maxillary bone) (Fig. 3). Occasional hyaline cartilage plates were found in the deeper aspect of the lamina propria. Four samples showed a dense chronic inflammatory infiltrate with a great enlargement of the membrane and were excluded from the study. The average thickness of the sinus membrane was $485.5 \pm 137.1 \mu\text{m}$, and no statistically significant differences were identified neither between both sides ($P = 0.12$) nor between the thickness of human and sheep TSMs (Table 3). Human samples depicted, as major differences, only higher numbers of goblet cells in the lining epithelium, frequent glandular dilatations, and blood vessels of higher diameter than their animal counterparts (Fig. 4).

DISCUSSION

Several models have been developed to help gain experience with SFE procedures. The majority of

these studies used tissue from human or animal origin or synthetic materials.^{16,17} Model simulation may have been better than standard training, and cadaver training may have been better than model training.³ However, the potential for associated risk of infection, varying cultural beliefs, and decreasing availability of the material itself are major limitations of this model.^{16,17}

Experimental studies of SFE procedures have been performed in different animal models, including monkeys,¹⁸ rabbits,¹⁹ dogs,²⁰ sheep,¹¹ goats,¹⁵ minipigs,²¹ and domestic pigs,²² but different weaknesses limit their use for surgical simulation of SFE. Economic and ethical reasons eliminate monkeys as an animal model for SFE training, despite being the species most similar to humans, but negative public perception of using companion animals for medical research limits their use.⁵ Rabbits have also been widely used for research on regenerative procedures and grafting materials for SFE, but the technique for extraoral approach to the maxillary sinus hampers its use at clinical abilities workshops, in which reliability and validity of the model depend on the realism of the simulation.^{4,5,9} Swine demonstrate a good likeness with human bone (the most similar macrostructure), but a very resistant cortical bone to trepanize^{5,11} limits the use of this model, because bone drilling performance is an important part of surgical expertise.²³

Generally speaking, most studies aimed at assessing the suitability of an animal model for SFE training have assessed the dimensions, the volume of the maxillary sinus, and the degree of similarity to the human standard,^{12,15,18-22} although scarce, a number of reports focused on the key features that provide feedback to the implantologist.¹¹ [AQ7]

The access to the lateral wall of the maxillary sinus in sheep, goat, and pig using an oral approach is difficult and requires a previous surgical extension of the oral rim.¹¹ The surgical model suggested in this report also required shaving the surgical field and a skin incision from the angle of the mouth.

Despite the fact that sheep maxillary sinus lateral wall was significantly thicker than that of humans, the mean difference was only 0.3 mm. The lateral wall of the maxillary sinus is very thin in edentulous patients,¹¹ and thus animal models should also display this feature to ensure an adequate intrinsic feedback to the learners (visual, auditory, and proprioceptive information about the performance).²⁴ During the bone drilling task in SFE, the goal is to drill completely through the width of the lateral wall of the maxillary sinus and to stop advancing the drill right before it plunges into the Schneiderian

Table 1.
Parameters of the Lamb Maxillary Sinus

Maxillary Sinus	SLFW (mm)	HLMS (mm)
	Mean \pm SD (min to max)	Mean \pm SD (min to max)
Right (n = 20)	7.89 \pm 1.1 (5.2 to 10.2)	17.9 \pm 2.4 (14.1 to 23.1)
Left (n = 20)	7.62 \pm 1.1 (5.1 to 9.6)	17.7 \pm 2.5 (14.1 to 24.3)
Total (N = 40)	7.75 \pm 1.1 (5.1 to 10.2)	17.8 \pm 2.4 (14.1 to 24.3)

Table 2.
TLWMS of Lamb and Human

TLWMS (Lamb/Human)	Lamb (mm)	Human (mm)	P value
	Mean \pm SD (min to max)	Mean \pm SD (min to max)	
Right maxillary sinus (n = 20/30)	2.24 \pm 0.3 (1.8 to 2.7)	1.86 \pm 0.4 (1.0 to 3.0)	0.001
Left maxillary sinus (n = 20/30)	2.25 \pm 0.2 (1.8 to 3)	2.01 \pm 0.5 (1.0 to 3.1)	0.09
Total (N = 40 / 60)	2.25 \pm 0.3 (1.8 to 3)	1.94 \pm 0.4 (1.0 to 3.1)	0.0001

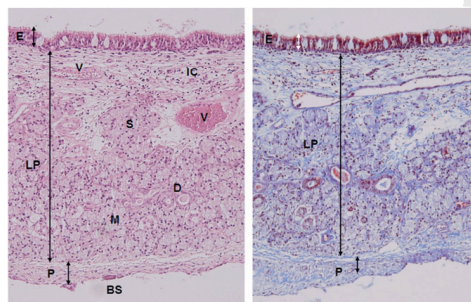


Figure 3.

Lamb TSM composed by respiratory epithelium (E), lamina propria (LP), and periosteum (P). The lamina propria contains blood vessels (V), inflammatory cells (IC), and serous (S) and mucinous (M) glands with excretory ducts (D) filled with secretion. Some bone spiculae (BS) are attached to the periosteum. Hematoxylin and eosin, $\times 100$; Masson's trichrome, $\times 100$.

membrane, because plunging may be considered a form of surgical error.^{23,25} Practice of the drilling task *ex vivo* has proved useful to prevent plunging,^{23,25} but training models based on the use of beagle dogs and particularly mature pigs (average thickness of the sinus wall, 3 mm) seem to be less useful than sheep or goats, whose sinus lateral walls show an average thickness of 2 mm.¹¹

Following this rationale, a model based on the use of adult (older than 24 months) sheep heads has been suggested to allow a perfect training for the modified Caldwell-Luc procedure.¹¹ However, there are some disadvantages in using adult sheep (defined as such by either their age [older than 12 months] or by the presence of a permanent incisor) for SFE, such as the risk of transmission of animal diseases, including spongiform encephalopathies.^{26,27} Specimens should thus be obtained from a reliable source under veterinary supervision, and rigorous sterilization procedures must be followed.²⁸ The European Union regulations related to the use and handling of these specimens (considered "specific risk materials")²⁹ limit the external validity of this model.

The scientific literature provides sporadic information on the thickness of the healthy human antral mucosa with interindividual variations,^{30,31} and there are different disorders (maxillary sinusitis, allergic sinusitis) that may lead to a thickened mucosa.¹⁴ The average thickness of TSM ranges from 0.3 to 0.8 mm^{14,30,31} and seems to be correlated with the gingival phenotype.¹⁴ Despite that sinus mucosa in different species has demonstrated enough consistency to perform SFE,¹¹ the information obtained from dogs (0.6 to 1.4 mm) and pigs (1.6 mm average)^{22,32} show a more solid membrane than humans. The suggested animal model elicited a width of TSM that is absolutely exchangeable with that of humans.

Histomorphometric descriptions of the antral mucous membrane are also very scarce in animal

Table 3.
Size of Lamb and Human Sinus Maxillary Mucosa

TSM (Lamb/Human)	Lamb (μm)	Human (μm)	P value
	Mean \pm SD (min to max)	Mean \pm SD (min to max)	
Right maxillary sinus (n = 7/4)	430.7 \pm 131.1 (290 to 604.4)	404.9 \pm 163.9 (276.6 to 627.7)	0.57
Left maxillary sinus (n = 11/5)	520.3 \pm 135 (233.3 to 700)	400.3 \pm 169.3 (214 to 636.6)	0.19
Total (N = 18/9)	485.5 \pm 137.1 (233.3 to 700)	402.4 \pm 156.2 (214 to 636.6)	0.16

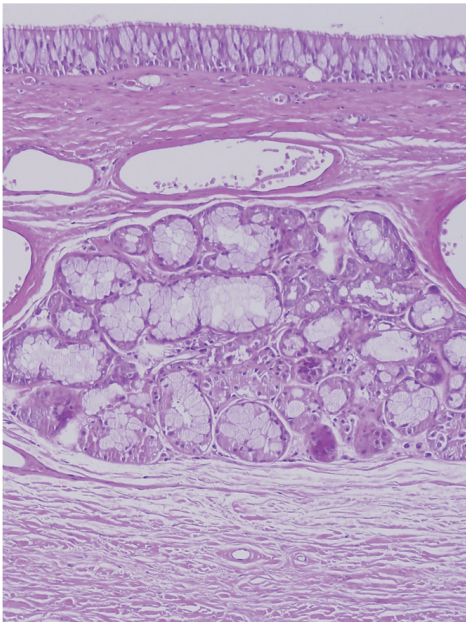


Figure 4.
Human TSM with higher numbers of goblet cells in the lining of the epithelium, frequent glandular dilatations, and wider blood vessels than observed in the lamb. Hematoxylin and eosin, $\times 100$.

models.^{23,32} Despite that the sinus mucosa of different species have demonstrated enough consistency to perform SFE,¹¹ the information available from dogs (0.6 to 1.4 mm)³² and pigs (average thickness: 1.6 mm),²² reveal membranes that are thicker than that of humans. This circumstance may well mask the resistance of the sinus mucosa against tearing during SFE and compromise the validity of these animal models. Conversely, the microscopic structure

of the lamb and human Schneiderian membranes is similar. The primary difference is the number of seromucinous glands, which is greater in the membrane of lambs, but the thickness of the membrane is very similar in both cases.

Whereas the sheep mandible seems to be a feasible training model for the demonstration and exercise of various periodontal surgical techniques,¹ the maxillary sinus of the lamb complies with the requirements for a suitable model to achieve a reliable performance and intrinsic feedback in SFE and thus may well be used as the last preclinical step in SFE training.

The main contribution of this study is to compare the main variables that provide feedback during SFE surgery between an animal training model (free from the risk of prion transmission) and the human standard. Our results highlight the similarities between both species in terms of TSM histologic features and thickness. This circumstance is particularly relevant because perforation of the sinus membrane is the most frequent complication of SFE, and the bench model suggested in this study would permit an adequate surgical training to reduce clinical errors and complications. Future research on this topic should focus on the development of a conceptual framework, the simulation process, and the learning environment, as well as an assessment of the bench model in terms of impact on the learning curve of the technique. It would also be of interest to investigate the usefulness of the model for the evaluation of both technical and non-technical abilities (preoperative, communication, and control-of-the-situation).

CONCLUSIONS

It is concluded that the model based on young sheep, except for the risk of prion transmission, fully fulfills the criteria for an adequate bench model for SFE training: intraoral surgical approach, lateral sinus-wall thickness close to that of an edentulous patient, and TSM morphology and thickness identical to the

human standard. Taking into account the limitations inherent to this kind of study, this model is suitable for surgical training according to a comprehensive analysis of the maxillary SLFW, TLWMS, and HLMS, and it is recommended to consider the third premolar and HOPSF as a landmark for maxillary sinus trepanation.

ACKNOWLEDGMENTS

This investigation was partially funded by the Stomatology Department of the School of Medicine and Dentistry of the University of Santiago de Compostela (i-CAT Explorations). The authors report no conflicts of interest related to this study.

REFERENCES

- Al-Qareer AH, Afsah MR, Müller HP. A sheep cadaver model for demonstration and training periodontal surgical methods. *Eur J Dent Educ* 2004;8:78-83.
- Ghiabi E, Taylor KL. Teaching methods and surgical training in North American graduate periodontics programs: Exploring the landscape. *J Dent Educ* 2010;74:618-627.
- Sutherland LM, Middleton PF, Anthony A, et al. Surgical simulation: A systematic review. *Ann Surg* 2006;243:291-300.
- Ziv A, Wolpe PR, Small SD, Glick S. Simulation-based medical education: An ethical imperative. *Acad Med* 2003;78:783-788.
- Pearce AJ, Richards RG, Milz S, Schneider E, Pearce SG. Animal models for implant biomaterial research in bone: A review. *Eur Cell Mater* 2007;13:1-10.
- Mattheos N, Ucer C, Van der Velde T, Nattestad A. Assessment of knowledge and competencies related to implant dentistry in undergraduate and postgraduate university education. *Eur J Dent Educ* 2009;13(Suppl. 1):56-65.
- Commission on Dental Accreditation. American Dental Association. Accreditation standards for advanced specialty education programs in periodontics. Available at <http://www.ada.org/sections/education/AndCareers/pdfs/perio.pdf>. Accessed April 3, 2011.
- European Federation of Periodontology. Quality standards for graduate programs in periodontology. Available at http://www.efp.net/education/postgraduate/graduate_qualitystandards.pdf. Accessed April 3, 2011.
- Anastakis DJ, Regehr G, Reznick RK, et al. Assessment of technical skills transfer from the bench training model to the human model. *Am J Surg* 1999;177:167-170.
- Satava RM, Gallagher AG, Pellegrini CA. Surgical competence and surgical proficiency: Definitions, taxonomy, and metrics. *J Am Coll Surg* 2003;196:933-937.
- Estaca E, Cabezas J, Usón J, Sánchez-Margallo F, Morell E, Latorre R. Maxillary sinus-floor elevation: An animal model. *Clin Oral Implants Res* 2008;19:1044-1048.
- Schimandle JH, Boden SD. Spine update. The use of animal models to study spinal fusion. *Spine (Phila Pa 1976)* 1994;19:1998-2006.
- Neiva RF, Gapski R, Wang HL. Morphometric analysis of implant-related anatomy in Caucasian skulls. *J Periodontol* 2004;75:1061-1067.
- Aimetti M, Massei G, Morra M, Cardesi E, Romano F. Correlation between gingival phenotype and Schneiderian membrane thickness. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2008;23:1128-1132.
- Derong Z, Lian G, Jiayu L, Xiuli Z, Zhiyuan Z, Xinquan J. Anatomic and histological analysis in a goat model used for maxillary sinus floor augmentation with simultaneous implant placement. *Clin Oral Implants Res* 2010;21:65-70.
- Issenberg SB, McGaghie WC, Hart IR, et al. Simulation technology for health care professional skills training and assessment. *JAMA* 1999;282:861-866.
- Fernandez SA, Wiet GJ, Butler NN, Welling B, Jarjoura D. Reliability of surgical skills scores in otolaryngology residents: Analysis using generalizability theory. *Eval Health Prof* 2008;31:419-436.
- Palma VC, Magro-Filho O, de Oliveria JA, Lundgren S, Salata LA, Sennerby L. Bone reformation and implant integration following maxillary sinus membrane elevation: An experimental study in primates. *Clin Implant Dent Relat Res* 2006;8:11-24.
- Sohn DS, Kim WS, An KM, Song KJ, Lee JM, Mun YS. Comparative histomorphometric analysis of maxillary sinus augmentation with and without bone grafting in rabbit. *Implant Dent* 2010;19:259-270.
- Kim HR, Choi BH, Xuan F, Jeong SM. The use of autologous venous blood for maxillary sinus floor augmentation in conjunction with sinus membrane elevation: An experimental study. *Clin Oral Implants Res* 2010;21:346-349.
- Fenner M, Vairaktaris E, Fischer K, Schlegel KA, Neukam FW, Nkenke E. Influence of residual alveolar bone height on osseointegration of implants in the maxilla: A pilot study. *Clin Oral Implants Res* 2009;20:555-559.
- Stelzle F, Benner KU. An animal model for sinus floor elevation with great elevation heights. Macroscopic, microscopic, radiological and micro-CT analysis: Ex vivo. *Clin Oral Implants Res* 2010;21:1370-1378.
- Ioannou I, Kazmierczak E, Stern L, Smith AC, Wise LZ, Field B. Towards defining dental drilling competence, part 1: A study of bone drilling technique. *J Dent Educ* 2010;74:931-940.
- Praamsma M, Carnahan H, Backstein D, Veillette CJ, Gonzalez D, Dubrowski A. Drilling sounds are used by surgeons and intermediate residents, but not novice orthopedic trainees, to guide drilling motions. *Can J Surg* 2008;51:442-446.
- Khokhotva M, Backstein D, Dubrowski A. Outcome errors are not necessary for learning orthopedic bone drilling. *Can J Surg* 2009;52:98-102.
- Hicdonmez T, Parsak T, Cobanoglu S. Simulation of surgery for craniosynostosis: A training model in a fresh cadaveric sheep cranium. Technical note. *J Neurosurg* 2006;105(Suppl. 2):150-152.
- Grist EP. Transmissible spongiform encephalopathy risk assessment: The UK experience. *Risk Anal* 2005;25:519-532.
- Belay ED, Schonberger LB, Brown P, et al. Disinfection and sterilization of prion-contaminated medical instruments. *Infect Control Hosp Epidemiol* 2010;31:1304-1306, author reply 1306-1308.
- Regulation (EC) No 999/2001 of the European Parliament of the Council of 22 May 2001. Laying down rules for prevention, control and eradication of certain transmissible spongiform encephalopathies. Available at

[AQ9]

[AQ8]

- http://ec.europa.eu/food/food/chemicalsafety/residues/reg_999_2001_tse_consolidated_en.pdf. Accessed April 3, 2011.
30. Pommer B, Unger E, Sütö D, Hack N, Watzek G. Mechanical properties of the Schneiderian membrane in vitro. *Clin Oral Implants Res* 2009;20:633-637.
 31. van den Bergh JP, ten Bruggenkate CM, Disch FJ, Tuinzing DB. Anatomical aspects of sinus floor elevations. *Clin Oral Implants Res* 2000;11:256-265.
 32. Mogensen C, Tos M. Quantitative histology of the maxillary sinus. *Rhinology* 1977;15:129-140.

Correspondence: Juan Seoane, Cantón Grande 5, Apto. 1° E, 15003 A Coruña, Spain. E-mail: juanmanuel.seoane@usc.es.

Submitted April 6, 2011; accepted for publication June 25, 2011.

Uncorrected Proof

9.2. Taller de habilidades quirúrgicas. Propuesta y evaluación de un nuevo modelo para la Elevación del Seno Maxilar.

Med Oral Patol Oral Cir Bucal-AHEAD OF PRINT

Training in SFE

Journal section: Oral Surgery

Publication Types: Research

doi:10.4317/medoral.17701

<http://dx.doi.org/doi:10.4317/medoral.17701>

Simulation for training in sinus floor elevation: new surgical bench model

Juan Seoane ¹, Javier López-Niño ², Inmaculada Tomás ³, Antonio González-Mosquera ², Juan Seoane-Romero ², Pablo Varela-Centelles ³

¹ PhD, MD, DDS, Stomatology Department. School of Medicine and Dentistry. University of Santiago de Compostela. Spain

² DDS, Stomatology Department. School of Medicine and Dentistry. University of Santiago de Compostela. Spain

³ PhD, DDS, Stomatology Department. School of Medicine and Dentistry. University of Santiago de Compostela. Spain

Correspondence:

Cantón Grande nº5, Apt 1º E

15003 A Coruña, Spain,

juanmanuel.seoane@usc.es

Received: 15-05-2011

Accepted: 16-09-2011

Please cite this article in press as: Seoane J, López-Niño J, Tomás I, González-Mosquera A, Seoane-Romero J, Varela-Centelles P. Simulation for training in sinus floor elevation: new surgical bench model. Med Oral Patol Oral Cir Bucal. (2011), doi:10.4317/medoral.17701

Abstract

Objectives: to describe a bench model (workshop of abilities) for sinus floor elevation (SFE) training that simulates the surgical environment and to assess its effectiveness in terms of trainees' perception.

Study design: thirty-six randomly selected postgraduate students entered this cross-sectional pilot study and asked to fill in an anonymous, self-applied, 12-item questionnaire about a SFE workshop that included a study guide containing the workshop's details, supervised practice on a simulated surgical environment, and assessment by means of specific check-lists. **Results:** Thirty-six fresh sheep heads were prepared to allow access to the buccal vestibule. Using the facial tuber, third premolar and a 3D-CT study as landmarks for trepanation, the sinus membrane was lifted, the space filled with ceramic material and closed with a resorbable membrane. The participants agreed on their ability to perform SFE in a simulated situation (median score= 4.5; range 2-5) and felt capable to teach the technique to other clinicians or to undertake the procedure for a patient under supervision of an expert surgeon (median= 4; range 1-5). There were no differences on their perceived ability to undertake the technique on a model or on a real patient under supervision of an expert surgeon (p=0.36). **Conclusions:** Clinical abilities workshops for SFE teaching are an essential educational tool but supervised clinical practice should always precede autonomous SFE on real patients. Simulation procedures (workshop of abilities) are perceived by the partakers as useful for the surgical practice. However, more studies are needed to validate the procedure and to address cognitive and communication skills, that are clearly integral parts of surgical performance.

Key words: Sinus-floor elevation, animal model, dental education, dental implants, teaching, simulation.

Introduction

Surgical training consists of developing cognitive, clinical, and technical skills -the latter traditionally acquired

through mentoring (Halstedian training)-(1,2), being an ethical obligation to preserve the patient's security and privacy during the learning process (3).

Mistakes are inherent to learning curves, but errors are not acceptable in surgical training: this makes simulation so attractive in the field of surgery, as it avoids the use of patients for skills practice and ensures that trainees have some practice before treating humans (4). Different bench-top model settings based upon virtual simulations and workstations with synthetic, animal or cadaveric materials have proved an advantage for surgical training and improved the standard of education (2,5,6). Sinus floor elevation (SFE) is one of the most widely used options for rehabilitating the posterior sector of the resorbed maxilla. In view of its important predictability (7, 8) surgical skills are frequently learned in the operating room on live patients despite that existing bench-model training in laboratory settings may offer a valuable adjunct for learning basic surgical skills. The information about sinus floor elevation procedures (modified Caldwell-Luc technique) in animal models is scarce (9-11). Neither the conceptual framework, nor the learning environment and the effectiveness to replicate this surgical situation have been described. The aim of this study was to describe a new bench model (workshop of abilities) for SFE training that simulates the surgical environment and to assess its effectiveness in terms of trainees' perception.

Material and Methods

A cross-sectional pilot study was designed to describe a workshop on clinical abilities for SFE and to evaluate trainees' perception about this bench-model. The thirty-six participants were selected by means of a table of random numbers from the postgraduate students of the University of Santiago de Compostela Oral Implantology Specialization Course that met the following inclusion criteria: previous surgical experience on implant insertion and lack of experience on SFE. Sixteen participants were selected and asked to fill in an anonymous, self-applied, 12-item questionnaire. This questionnaire was a modification of a previously used survey instrument (10) and was piloted among a convenient group to ensure practicability. The questions were broadly grouped into 2 sections: profiling questions (demographic and practice) and questions about the trainees' perception on the usefulness of the workshop and also on their believed ability to undertake the technique on real patients. The answers had to be graded on a Likert-type scale (1 maximum disagreement – 5 maximum agreement).

-Workshop on SFE clinical abilities

Each participant received a study guide containing the workshop's specific objectives, information on the technique (theoretical bases of the procedure, methodology and a list of typical errors and complications), together with anatomical details of the animal model, a list of the materials required and information on the assessment method. This

study guide was read at the beginning of the session.

The workshop was developed at the Dental School's abilities lab and the partakers were informed about the conditions of its use and safety regulations that were basically identical to those of a real surgical environment. The participants were divided into pairs and allocated to an adequate setting within the lab to individually undertake the procedure while the tutors provided intense external feed-back to correct errors in the surgical technique. The students were assessed by direct observation during the workshop (2 hours) by means of specific check-lists that included topics related to intraoral approach of the maxillary sinus, incision and flap raising, lateral window opening, sinus membrane (integrity and elevation) and graft packing, along with membrane placement and flap repositioning and suture. Once the procedure was completed, students were allowed time for autonomous learning on the other maxillary sinus of the model.

-Statistical analysis

Data were entered on the SPSS 12.0 statistical package (SPSS Inc. Chicago, IL, USA), and the sample characterized by the variables of interest. Data distribution was defined by the mean and the median, as central trend statistics, and the standard deviation and the range as spread indicators. Quantitative variables were studied by means of non-parametric tests: the means were compared by the Friedman's variance test (more than two means) and the Wilcoxon test (two means). The significance level chosen for all tests was $p < 0.05$.

Results

-Description of the surgical bench model

Thirty-six fresh heads obtained from sheep younger than 12 months were used as a model for this ex-vivo study. The material was free from disease and transported from the slaughterhouse within 8 h post-mortem. All 36 specimens were studied by means of a cone beam CT (i-CAT, Imaging Sciences International, 1910 North Penn Toad, Hatfield PA, USA) and two incisions performed: a 3.5 cm skin incision caudally from the angle of the mouth and a 2 cm perpendicular dorsal incision to connect the former one, in order to ease access to the buccal vestibule (10). Each partaker used the facial tuber and third premolar as a landmark and the 3D study to facilitate the surgical approach to the maxillary sinus. The trepanation was undertaken with a round diamond bur (023; Komet, Lengo, Germany) mounted on a straight handpiece, and the sinus membrane lifted with an ad-hoc surgical kit (Mozo-Grau, Valladolid, Spain). The grafting material was specifically designed for simulation (Bone-Ceramic Simulator; Straumann SA, Madrid, Spain). Once the procedure was completed, a fibrin sponge membrane (Hemarcol, Dentsply spd; Bretonneux, France) was placed over the osseous fenestration and the flap repositioned and sutured (Figs. 1,2).

The working area was always framed by a fenestrated surgical drape.

-Students' opinions on the SFE workshop

The mean age of the attendees was 33.1 ± 8.0 (41.7% males, $n=15$) that had been in practice for an average of 8.3 ± 6.5 years. The participants said to be very interested in the workshop (mean score 4.6 ± 0.5 ; range 3 to 5). The highest agreement rate was noted when asked about their ability to perform SFE in a simulated situation (median=4.5) and whether observation of other professional's performance eased learning (median=5). On the other hand, most students considered themselves unable to undertake SFE on a real patient after completion of the workshop, but reported that they felt capable to teach the technique to other clinicians or to undertake the procedure for a patient under supervision of an expert surgeon (median = 4, Table 1).

Significant differences could be identified in terms of partaker's self-perception of their ability to undertake SFE in different clinical situations (simulation vs. real patient vs. real patient under supervision) ($p=0.0001$), as the students felt more capable to perform SFE in a simulated situation than in a real one ($p=0.0001$), but there were no differences on their perceived ability to undertake the technique on a model or on a real patient under supervision of an expert surgeon ($p=0.36$).

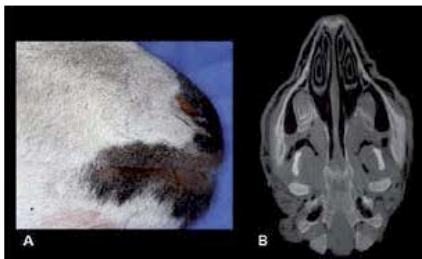


Fig. 1. A) Sheep head, close view. B) i-CAT axial slice of the model.

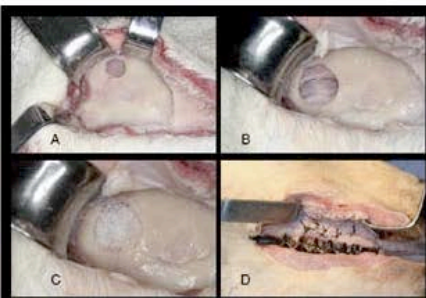


Fig. 2. A) Full thickness flap reflection and sinus wall preparation; B) Reflection and elevation of the Schneider's membrane; C) Microparticle graft in place; D) Flap repositioned and sutured.

Table 1. Partakers' self-assessment of their capacities to undertake a SFE (Likert 1-5 scale).

Study variables	Mean	Range
After the workshop, I feel confident enough to undertake the technique on a simulated situation	4.17 ± 1.0	(3-5)
After the workshop, I feel confident enough to undertake the technique on a real patient	2.53 ± 1.1	(1-5)
After the workshop, I feel able to teach the technique to other clinicians	2.93 ± 1.1	(1-5)
After the workshop, I am able to undertake the technique under the supervision of an expert surgeon	2.97 ± 1.0	(1-5)
Observation of my peers' performance helps me learn	4.67 ± 0.7	(3-5)

Discussion

-Conceptual framework

The classical method of "surgical perceptorship" as a method of learning manual operative skills, with orderly exposure to graduate clinical experience in the operating room under the close tutelage of dedicated senior surgeons (1,2), has been modified by the implementation of new learning environments -known as clinical abilities laboratories- due to practical, financial, ethical and theoretical advantages (3,12).

The simulated bench-model training provides the surgical educator with the opportunity to standardize the quality and quantity of hands-on practice, allowing for outcome errors and the use of feedback to correct them, as some form of feedback is required for motor learning to occur (2,13). Simulations in a simulated operation theatre permit the evaluation of both technical and non-technical abilities (pre-operative, communication, control of the situation, etc.) related to a specific surgical technique (14). In addition, simulation-based surgical training has also proved to reduce clinical errors and learning curves (2,13).

-Rationale for the bench-model

Experimental studies in terms of sinus floor elevation procedures have been performed in different animal models including monkeys (15), rabbits (17), dogs (17), sheep (10), goats (18), mini-pigs (19) and domestic pigs (11). Animal selection for surgical training should take into account specimen availability, acceptability to the society, costs, and similarity between animal and human maxillary sinus (20, 21). All these models have their strengths and weaknesses: economic and ethical reasons eliminate monkeys as an animal model for sinus floor elevation training, in spite of being the species most similar to humans (20); dogs show an osseous composition and a bone reorganization pattern close to human's, but negative public perception of using companion animals for medical research limits its use (21); rabbits have also been widely used for research on regenerative procedures and grafting materials for SFE, but the technique for extraoral approach to the maxillary sinus hampers its use at clinical abilities workshops, where reliability and validity of the model depend on the realism of the simulation (2).

Swine demonstrate a good likeness with human bone (the most similar macro-structure), ex-vivo pig heads

are cheap and easily available at slaughterhouses and their sinus morphology allows elevation heights of up to 10 mm (but difficulties may be encountered in relation to their size and ease of handling for experimental use (21) and because intraoral surgical approach is difficult, with a very resistant cortical bone to trepanize (10) that limits the use of this model, as bone drilling performance is an important part of surgical expertise (22).

Sheep and goats meet most selection criteria, as being easily obtained, display minimal genetic variation, show large sinus cavities (larger than mature white pig), permit intraoral surgical approach, and are similar to human species when Schneider membrane and sinus osseous wall are considered (10). However, their heads (when elder than 12 months or after the eruption of a permanent incisor) are considered specific risk materials for spongiform encephalitis by the EU and specific regulations apply for the use of this animal models for surgical training.

The proposed bench-model is based upon the use of sheep younger than 12 months and thus free from the risk of prion transmission. This model not only meets the selection criteria for surgical training in SFE, but also the mechanical and physical properties of ovine bone are similar to humans', as occurs with bone density from skeletally immature sheep (21,23).

-Workshop on clinical abilities for SFE

Although a number of papers have focused on developing animal models (simulators) for SFE, none of them has described or assessed the simulation process, that is, the development of an educational setting where learning the technique in a close-to-real, stress-free environment that does not depend on the availability of real patients and permits working either under supervision or on an independent basis (2). The acquisition of the knowledge, abilities, attitudes and values needed to undertake a task can not be achieved by an animal model only, isolated from a given context.

The attendees' limited agreement about that workshop completion enables the student to autonomously undertake the procedure on a real patient is congruent with the fact that satisfactory performance on a simulator is by no means comparable to clinical competence. However, after workshop conclusion most partakers felt able to perform a SFE on a real patient under the supervision of an expert surgeon.

Generally speaking, the students have consider the workshop useful for achieving and improving their SFE abilities, which seems to support the idea of spreading this educational strategy. Team work and the opportunity to observe their pair's performance were perceived as positive by the attendees for learning the technique. Similar feedback has been published for abilities workshops in other surgical specialties, like traumatology, gynaecology and ENT (2).

Within the limitations inherent to these kind of studies, our results seem to suggest the convenience for including this clinical abilities workshop when teaching SFE, as it is an ancillary but essential educational tool and supervised clinical practice should always precede autonomous SFE on real patients.

More studies are needed to validate the procedure and to address cognitive and communication skills, that are clearly integral parts of surgical performance.

References

- Barnes RW, Lang NP, Whiteside MF. Halstedian technique revisited. Innovations in teaching surgical skills. *Ann Surg.* 1989; 210: 118-21.
- Sutherland LM, Middleton PF, Anthony A, Hamdorf J, Cregan P, Scott D, et al. Surgical simulation: a systematic review. *Ann Surg.* 2006; 243: 291-300.
- Ziv A, Wolpe PR, Small SD, Glick S. Simulation-based medical education- an ethical imperative. *Acad Med.* 2003; 78: 783-8.
- Issenberg SB, McGaghie WC, Hart IR, Mayer JW, Felner JM, Petrusa ER, et al. Simulation technology for health care professional skills training and assessment. *JAMA.* 1999; 282: 861-6.
- Anastakis DJ, Regehr G, Reznick RK, Cusimano M, Murnaghan J, Brown M, et al. Assessment of technical skills transfer from the bench training model to the human model. *Am J Surg.* 1999; 177: 167-70.
- Satava RM, Gallagher AG, Pellegrini CA. Surgical competence and surgical proficiency: definitions, taxonomy, and metrics. *J Am Coll Surg.* 2003; 196: 933-7.
- Calvo-Guirado JL, Gómez-Moreno G, López-Mari L, Ortiz-Ruiz A, Guardia-Muñoz J. Atrumatic maxillary sinus elevation using threaded bone dilators for immediate implants. A three-year clinical study. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2010;15:e366-70.
- Sorni M, Guarinós J, García O, Peñarocha M. Implant rehabilitation of the atrophic upper jaw: a review of the literature since 1999. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2005;10:E45-56.
- Kirker-Head CA, Nevins M, Palmer R, Nevins ML, Schelling SH. A new animal model for maxillary sinus floor augmentation: evaluation parameters. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1997; 12: 403-11.
- Estaca E, Cabezas J, Usón J, Sánchez-Margallo F, Morell E, Latorre R. Maxillary sinus-floor elevation: an animal model. *Clin Oral Implants Res.* 2008; 19: 1044-8.
- Stelzle F, Benner KU. An animal model for sinus floor elevation with great elevation heights. Macroscopic, microscopic, radiological and micro-CT analysis: ex vivo. *Clin Oral Implants Res.* 2010; 21: 1370-8.
- Hao J, Estrada J, Tropez-Sims S. The clinical skills laboratory: a cost-effective venue for teaching clinical skills to third year medical students. *Acad Med.* 2002; 77: 152.
- Dutta S, Gaba D, Krummel TM. To simulate or not to simulate. What is the question?. *Ann Surg.* 2006; 243: 301-3.
- Khokhotva M, Backstein D, Dubrowski M. Outcome errors are not necessary for learning orthopedic bone drilling. *Can J Surg.* 2009; 52: 98-102.
- Palma VC, Magro-Filho O, de Oliveria JA, Lundgren S, Salata LA, Sennerby L. Bone reformation and implant integration following maxillary sinus membrane elevation: an experimental study in primates. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2006; 8: 11-24.
- Sohn DS, Kim WS, An KM, Song KJ, Lee JM, Mun YS. Comparative histomorphometric analysis of maxillary sinus augmentation with and without bone grafting in rabbit. *Implant Dent.* 2010; 19: 259-70.
- Kim HR, Choi BH, Xuan F, Jeong SM. The use of autologous venous blood for maxillary sinus floor augmentation in conjunction with sinus membrane elevation: an experimental study. *Clin Oral Implants Res.* 2010; 21: 346-9.
- Derong Z, Lian G, Jiayu L, Xiuli Z, Zhiyuan Z, Xinquan J. Anatomic and histological analysis in a goat model used for maxillary sinus floor augmentation with simultaneous implant placement. *Clin Oral Implants Res.* 2010; 21: 65-70.

19. Fenner M, Vairaktaris E, Fischer K, Schlegel KA, Neukam FW, Nkenke E. Influence of residual alveolar bone height on osseointegration of implants in the maxilla: a pilot study. *Clin Oral Implants Res.* 2009; 20: 555-9.
20. Schimandle JH, Boden SD. Spine Update. The use of animal models to study spinal fusion. *Spine (Phila Pa 1976).* 1994; 19: 1998-2006.
21. Pearce AJ, Richards RG, Milz S, Schneider E, Pearce SG. Animal models for implant biomaterial research in bone: a review. *Eur Cell Mater.* 2007; 13: 1-10.
22. Ioannou I, Kazmierczak E, Stern L, Smith AC, Wise LZ, Field B. Towards defining dental drilling competence, part I: a study of bone drilling technique. *J Dent Educ.* 2010; 74: 931-40.
23. Nafei A, Danielsen CC, Linde F, Hvid I. Properties of growing trabecular ovine bone. Part I: Mechanical and physical properties. *J Bone Joint Surg Br.* 2000; 82: 910-20.

9.3 Utilidad del modelo para investigación en técnica quirúrgica. Perforaciones de membrana en Elevación de Seno Maxilar. Dispositivo Piezoeléctrico vs. Instrumental Rotatorio convencional para la osteotomía: Estudio Experimental.

JOBNAME: No Job Name PAGE: 1 SESS: 10 OUTPUT: Fri Feb 10 19:12:20 2012
 ___/x2503/blackwell/journals/cid_v0_i0/cid_447

Membrane Perforation in Sinus Floor Elevation – Piezoelectric Device versus Conventional Rotary Instruments for Osteotomy: An Experimental Study

Juan Seoane, PhD;^{*} Javier López-Niño, DDS;[†] Lucía García-Caballero, DDS;[‡]
 Juan Manuel Seoane-Romero, DDS;[§] Inmaculada Tomás, PhD;[¶] Pablo Varela-Centelles PhD^{**}

ABSTRACT

Purpose: Sinus membrane perforation is the most common intraoperative complication of maxillary sinus floor elevation (MSFE) procedures and frequently causes postoperative problems. Piezoelectric devices have been claimed to reduce the frequency of membrane perforations although no clear evidence supports this view.

Materials and Methods: Ten surgeons with different expertise levels performed 80 MSFEs in selected lamb heads, with rotary and piezoelectric instruments following standard protocols. After the procedures, specimens were coded and perforations or tears determined through a microscope.

- Results:** No significant differences in terms of thickness either of the sinus lateral wall ($x_1-x_2 = 73.2$; 95% confidence interval [CI] = 45.3–191.8) or the membrane ($x_3-x_4 = 24.2$; 95% CI = -29.4 to 77.9) were identified between the specimens allocated to each group. Nine membrane perforations (11.2%) occurred during the study, all within the lower expertise group. Membrane elevation by hand instruments caused five perforations (40%) in the rotary instrument group and one in the piezoelectric group. Expert surgeons produced no membrane perforations, the size of the antrostomy that was smaller in the piezoelectric group being the only significant difference between the rotary and piezoelectric groups.

Conclusions: The use of piezoelectric material for MSFE reduces the frequency of membrane perforation among surgeons with a limited experience.

KEY WORDS: bone augmentation, dental implants, maxillary sinus floor elevation, membrane perforation, piezoelectric surgery

- ****, Stomatology Department, School of Medicine and Dentistry, University of Santiago de Compostela, Entrerrios s/n, Santiago de Compostela, A Coruña, Spain; **†***, Stomatology Department, School of Medicine and Dentistry, University of Santiago de Compostela, Entrerrios s/n, Santiago de Compostela, A Coruña, Spain; **‡***, Stomatology Department, School of Medicine and Dentistry, University of Santiago de Compostela, Entrerrios s/n, Santiago de Compostela, A Coruña, Spain; **§***, Stomatology Department, School of Medicine and Dentistry, University of Santiago de Compostela, Entrerrios s/n, Santiago de Compostela, A Coruña, Spain; **¶***, Stomatology Department, School of Medicine and Dentistry, University of Santiago de Compostela, Entrerrios s/n, Santiago de Compostela, A Coruña, Spain; *******, Stomatology Department, School of Medicine and Dentistry, University of Santiago de Compostela, Entrerrios s/n, Santiago de Compostela, A Coruña, Spain

Reprint requests: Dr. Juan Seoane, Cantón Grande 5, Apt 1 E, 15003, A Coruña, Spain; e-mail: juanmanuel.seoane@usc.es

© 2012 Wiley Periodicals, Inc.

DOI 10.1111/j.1708-8208.2012.00447.x

INTRODUCTION

Maxillary sinus floor elevation (MSFE) by lateral window approach is a predictable technique for bone augmentation¹ that elicits its best results when combined with rough surface implants and membrane coverage of the lateral window.² However, the quest for the optimal MSFE protocol to achieve high implant success rates, shorten treatment periods, and minimize morbidity is permanent and continuous.

Several reports describe perforation of the sinus membrane as the most common intraoperative complication of MSFE with an average frequency of 19.5%,² ranging from 0^{3,4} to 58.3% in short case series.⁵ This event may occur while opening the lateral bony window, either by the heat or the actual drill action, or by

1 handling errors during membrane elevation with
2 manual dissectors.⁶

3 Membrane perforation endangers the MSFE proce-
4 dure and frequently causes postoperative complications
5 such as sinus infection, loss of the grafting material, and
6 disruption of the sinus physiologic function,⁷ although
7 its impact on vital bone formation and/or on the success
8 rate of the implants placed within the augmented sinus
9 is controversial.⁷⁻⁹

10 Piezoelectric surgery was first introduced by Tor-
11 rella and colleagues in 1998¹⁰ to perform the maxillary
12 osteotomy during MSFE in order to minimize mem-
13 brane perforation. From then on, this device was
14 assessed by many noncomparative studies describing
15 low perforation frequencies (0–4.8%).¹¹⁻¹³ Conversely,
16 the only randomized-controlled clinical trial com-
17 paring the performance of ultrasonic devices versus
18 conventional rotary instruments was unable to demon-
19 strate any advantage in terms of frequency of mem-
20 brane perforation.¹⁴ Despite this lack of evidence,
21 many authors support the use of piezoelectric devices
22 for MSFE osteotomies instead of rotary instruments
23 because their ultrasonic vibrations of relatively low
24 frequencies for opening the bony window seem
25 to reduce the risk for Schneiderian membrane perfo-
26 ration.¹⁰

27 In the current study, we tested the hypothesis that
28 piezoelectric surgery for osteotomy in MSFE would
29 reduce the rate of sinus membrane perforation.

METHODS AND MATERIALS

32 An experimental study was designed to test the research
33 hypothesis (Figure 1), with an experimental sample size
34 determined to disclose differences between groups in
35 terms of sinus membrane perforation frequency, pre-
36 supposing that 34% is a relevant difference (bilateral
37 hypothesis) in the proportions of membrane perfora-
38 tion (2% in the piezoelectric group and 36% within the
39 conventional group) with a confidence level of 95% and
40 a statistical power of 80%. The required sample size was
41 40 maxillary sinuses (20 for each technique). Bearing in
42 mind that the study also considered two expertise levels,
43 a total of 80 maxillary sinuses (40 treated by expert
44 surgeons and 40 by initiates) were needed to ensure
45 disclosing differences under the stated conditions.
46

47 Thus, 40 fresh heads obtained from sheep younger
48 than 12 months (range 6–12 months) were used as a
49 model for this ex vivo study. These materials were
50 disease-free and transported from the slaughterhouse
51 within 8 hour postmortem.
52

53 The surgeons participating in the trial were selected
54 according to the expertise classification of Hoffman
55 and colleagues.¹⁵ As “initiate surgeon” (a novice who
56 began instruction), 10 general practitioners were
57 randomly selected (simple random sampling [SRS])
58 by means of a computer-generated table of random
59 numbers from a pool of 30 postgraduate students
60 of the University of Santiago de Compostela Oral

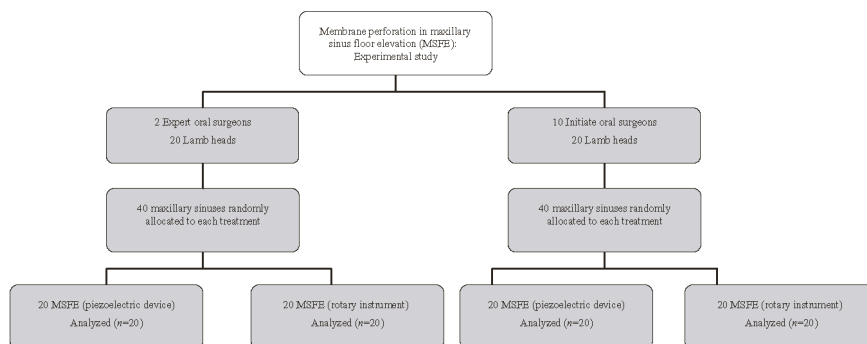


Figure 1 Study design.

1 Implantology Specialization Course with clinical exper-
2 ience in oral implantology and preclinical exposure to
3 MSFE (five MSFEs in the surgical abilities laboratory in
4 6 months). As “expert surgeons,” two senior lecturers
5 in oral surgery with more than 10 years of experience
6 with piezoelectric devices for MSFE also entered the
7 study.^{15,16}

8 Twenty fresh lamb heads were randomly selected
9 (SRS) from the original pool of 40 and allocated to the
10 initiate surgeon group. Each individual performed four
11 MSFEs, two by each technique, randomly allocating the
12 right or left sinus to each device (rotary vs ultrasonic).
13 The two-surgeon group followed the same protocol (see
14 Figure 1) to perform 40 MSFEs (20 each). To standard-
15 ize the procedure, every participant received a seminar
16 and a guide with information on the techniques and
17 methods.

18 Conventional (rotary) MSFE technique included
19 trepanation with a round diamond bur (o23, Komet,
20 Lengo, Germany) mounted on a handpiece and sinus
21 membrane lifting with and ad hoc surgical kit
22 (Mozo-Grau, Valladolid, Spain) according to a previ-
23 ously described surgical protocol (trap door)² using the
24 third premolar as a landmark.¹⁷ The piezoelectric
25 osteotomy was undertaken as described by Wallace for
26 maxillary sinuses with lateral walls ≤ 1 mm in thickness¹¹
27 by means of the VarioSurg Se (Set mod VSRG 230V1,
28 Nakanishi Inc., Kanuma-shi, Tochigi, Japan) using a
29 diamond ball (SGD6), and the initial membrane eleva-
30 tion was performed by means of a dull noncutting eleva-
31 tor (SG11) (Figure 2) and continued with conventional
32 hand instruments. All interventions were performed at
33 the Dental School’s abilities lab and the partakers were
34 informed about the conditions of its use and safety regu-
35 lations that were basically identical to those of a real
36 surgical environment.

37 After MSFE procedures, the specimens were coded
38 and perforations or tears were determined by inspection
39 under a microscope (M525 F40; Leica, Heerbrugg, Swit-
40 zerland) at 10 magnifications. Samples of the lateral
41 bony wall of the maxillary sinus were then obtained,
42 fixed in 10% neutral buffered formalin for 24 hours,
43 decalcified in Decalc (Histolab Products AB, Göteborg,
44 Sweden) for 1 hour, and embedded in paraffin routinely.
45 The samples of the maxillary sinus membranes were
46 adhered to a thin cardboard to guarantee a correct ori-
47 entation and fixed and paraffin embedded as for the
48 bony samples.



49 **Figure 2** Initial membrane elevation performed with the
50 VarioSurg dull noncutting elevator insert.

51
52 Sections of 4 μ m thick were obtained from each
53 specimen. The sections were mounted on microslides
54 and stained with hematoxylin eosin. Each specimen was
55 coded and blindly studied by two pathologists. Only
56 specimens with strict perpendicular orientation were
57 selected for maxillary sinus wall thickness evaluation.
58 Measurements were performed using an optical
59 micrometer (Graticules Ltd, Tonbridge, Kent, UK) at
60 $\times 100$ ($\times 10$ objective). Microphotographs were obtained
61 in an Olympus PROVIS AX70 (Olympus, Tokyo, Japan)
62 microscope equipped with an Olympus DP70 camera
63 (Olympus).

64 The study design was accepted by the Comité de
65 Bioética de la Universidade de Santiago de Compostela
66 (USC ethics committee) and the investigation was
67 undertaken according to EU ethical protocols. □

68 Statistical Analysis

69 Data were entered in a statistical package (SPSS + 11.0
70 statistical package, Chicago, IL, USA), and the sample
71 was characterized by the variables of interest. Data dis-
72 tribution was defined by the mean as central trend sta-
73 tistic, and the standard deviation and the range as spread
74 indicators. Quantitative variables were assessed by
75 means of the Wilcoxon test for related samples (non-
76 parametric) and the Mann-Whitney *U* for independent
77 samples. Qualitative variables were analyzed using the
78
79

TABLE 1 Clinical Features of the Experimental Model (Baseline Data)		
Clinical Variables. Lamb Maxillary Sinus	Thickness of the Sinus Lateral Bony Wall (μm) X \pm SD (Min–Max)	Thickness of the Schneiderian Membrane (μm) X \pm SD (Min–Max)
Right sinus ($n = 40$)	903.7 \pm 279.6 (500–2,000)	532.0 \pm 118.6 (320–800)
Left sinus ($n = 40$)	871.0 \pm 256.0 (450.0–1,630)	530.2 \pm 123.8 (350–810)
Total, both sinuses ($n = 80$)	887.3 \pm 267.2 (450.0–2,000)	531.1 \pm 120.5 (320–810)

Fisher's exact test. The significance level chosen for all test was 5% ($p < .05$).

RESULTS

The specimens showed no inflammatory infiltrate in their sinus membranes.

Surgeons at two levels of expertise (10 initiate and 2 experts) undertook 80 MSFEs in 40 specimens (lamb heads), whose characteristics are described in Table 1.

No significant differences in terms of thickness either of the sinus lateral wall ($x_i - x_j = 73.2$; 95% confidence interval [CI] = 45.3–191.8) or the sinus membrane ($x_i - x_j = 24.2$; 95% CI = –29.4 to 77.9) could be identified between the specimens allocated to each group of surgeons (Figure 3).

A total of nine membrane perforations (11.2%) occurred during the MSFE procedures, all of them within the group of initiate surgeons, mostly during membrane separation with manual elevators.

Antrostomy with piezoelectric devices caused no perforations in any group, although the use of rotary

instruments by initiate surgeons resulted in three membrane perforations. The membrane elevation procedure by initiate surgeons using hand instruments caused five perforations in the control group (rotary instrument) and one in the test group (Table 2). The use of piezoelectric material for MSFE surgery by initiate surgeons significantly diminishes the frequency of membrane perforations no matter the anatomic features of the model (Table 3). Expert surgeons did not produce any membrane perforation, the size of the antrostomy that was smaller in the piezoelectric group being the only significant difference between the experimental and control groups (Table 4).

DISCUSSION

Membrane perforations have been put down to certain anatomic features, namely, thin sinus mucosa, irregularities of the bony sinus floor,^{5,18} or to an inadequate surgical technique.¹⁹ Surprisingly, factors such as the thickness of the sinus membrane have not been considered in previous reports assessing iatrogenic damage

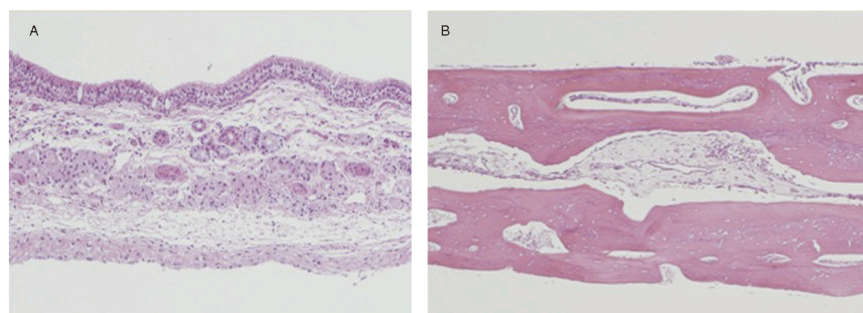


Figure 3 (A) Maxillary sinus membrane (Schneiderian membrane) is recovered by a respiratory epithelium that lies on a wide lamina propria with numerous blood vessels and serous glands. The deep layer corresponds to the periosteum (HE, $\times 10$). (B) The wall of the maxillary sinus is made up of compact bone with Haversian systems that surrounds the cancellous bone containing inactive yellow marrow (HE, $\times 6$).

1 **TABLE 2** Distribution of Membrane Perforations during Antrostomy or Membrane Elevation according to
2 **Surgeons' Expertise and Instruments Employed**

Group	Initiate Surgeons (n = 40)		Expert Surgeons (n = 40)	
	Antrostomy	Membrane Elevation	Antrostomy	Membrane Elevation
Control group (rotary instruments)	3 (15%)	5 (25%)	—	—
Test group (piezoelectric device)	—	1 (5%)	—	—

3 Percentages calculated for each subgroup (n = 20).
4
5
6
7
8
9
10
11

12 during MSFE.¹⁴ This circumstance is particularly impor-
13 tant as the sinus mucosal thickness shows a wide vari-
14 ability which would seem to influence interindividual
15 variations on the risk for perforations.²⁰ Our results
16 have not shown significant differences in terms of sinus
17 membrane thickness among the models allocated to
18 each group, which would prevent this potential bias.

19 The prevalence of intrasinus septa ranges from
20 13 to 35% in humans²¹ and has also been identified

51 as a risk factor for membrane perforation during
52 MSFE procedures. Thus, the presence of septa at the
53 surgical site has been used as exclusion criteria in
54 this kind of studies in order to control for this risk
55 factor.²² The specimens included in our study did
56 not present any intrasinus septa, which guarantee
57 homogeneous data on the association between the
58 osteotomy materials and the frequency of membrane
59 perforations.

22 **TABLE 3** Clinical Parameters during Osteotomy and Sinus Membrane Elevation by Initiate Surgeons
23 (Piezoelectric vs Rotary Instruments)

Parameter	Control Group (Rotary Instruments)	Test Group (Piezoelectric Device)	p
	X ± SD (Min-Max)	X ± SD (Min-Max)	
Window height (mm)	11.2 ± 2.1 (7.0–17.0)	10.7 ± 2.8 (6.5–17.0)	.26
Window length (mm)	16.3 ± 2.5 (10–21)	15.5 ± 3.6 (8.5–21.0)	.27
Lateral bony wall thickness (µm)	855.0 ± 251.6 (500.0–1,630.0)	993.0 ± 365.8 (500.0–2,000.0)	.33
Schneiderian membrane thickness (µm)	564.5 ± 116.7 (350–810)	522.0 ± 97.7 (400.0–780.0)	.21
Perforations during antrostomy (n %)	3 (15%)	0 (0%)	.24
Total perforations (n %)	8 (40%)	1 (5%)	.02

36 **TABLE 4** Clinical Parameters during Osteotomy and Sinus Membrane Elevation by Expert Surgeons
37 (Piezoelectric vs Rotary Instruments)

Parameters	Control Group (Rotary Instruments)	Test Group (Piezoelectric Device)	p
	X ± SD (Min-Max)	X ± SD (Min-Max)	
Window height (mm)	8.9 ± 1.4 (7.0–14.0)	8.2 ± 1.1 (7.0–12.0)	.05*
Window length (mm)	14.0 ± 1.6 (10.0–16.0)	12.5 ± 1.7 (7.0–15.0)	.01*
Lateral bony wall thickness (µm)	503.5 ± 125.1 (350–720)	867.0 ± 159.4 (550.0–1,140.0)	.33
Schneiderian membrane thickness (µm)	834.5 ± 241.1 (450–1,250)	534.5 ± 139.4 (320.0–800.0)	.22
Perforations during antrostomy (n %)	0 (0%)	0 (0%)	NS
Total perforations (n %)	0 (0%)	0 (0%)	NS

49 *Statistically significant.
50 NS = not significant.

The participants cannot be blinded about the osteotomy materials used in the study, so a limited risk for performance bias should be assumed. Moreover, bone drilling performance is an important part of surgical expertise as has been previously proved when comparing the occurrence of plunging events (injury to the underlying soft tissue structures) cased by experts and novices.²³ This finding points at the possibility that some effects attributed to different osteotomy materials may well be due to differences in the expertise level of the operators.²⁴ To avoid this bias, the design of the present study includes two groups of clinicians with different skill levels, according to the criteria of Hoffman and colleagues.¹⁵

Generalization of the results can be compromised by the use of an animal model, but the lamb maxillary sinus has previously demonstrated close similarities with humans.¹⁷ Our sample elicited values for the thickness of the bony wall of the sinus similar to those described by Barone and colleagues determined by computed tomography¹⁴ and Neiva and colleagues by direct morphometric analysis in Caucasian skulls.²⁵ Moreover, the experimental model allowed histological measurement of the bony wall and the Schneider membrane, which were both previously linked to perforation events.¹¹ Bearing in mind that the interventions have been undertaken by surgeons with a wide range of surgical experience, it seems reasonable to assume the generalizability of the results obtained from this trial.

Avoiding potential injury to the Schneiderian membrane is critical, as its integrity ensures stability and vascularization of the graft and thus easing its maturation, whereas tear or perforation of the membrane may induce local postoperative complications and an increased risk of implant failure.²⁶ Expert surgeons – no matter of the device employed – did not cause any membrane perforation even in maxillary sinuses with thin membranes (≤ 1 mm). The results obtained by experts during the drilling task are better than the ones achieved by the novice group,^{16,23} as happened in our series.

Piezoelectric devices have proved to significantly reduce the frequency of membrane perforations among initiate surgeons probably because these instruments operate at a modulated frequency designed to cut bone without damaging adjacent soft tissues. Moreover, the initial release of the membrane from the antrostomy edges is performed with a dull, rounded, noncutting elevator insert, which may explain the lower percentage

of perforations in the experimental (piezoelectric) group, as it eases the use of hand instruments to complete membrane elevation.

Our study's main contribution is to perform an analysis on the MSFE surgical instruments controlling for anatomic variables known to influence membrane perforation (thicknesses of the maxillary sinus lateral bony wall and Schneider's membrane) and also for the expertise of the surgeons who undertake the task.

It is concluded that the use of piezoelectric material for MSFE reduces the frequency of sinus membrane perforations, among surgeons with a limited experience. The use of a round, noncutting elevator insert for the initial release of the membrane seems to be particularly relevant.

Additional controlled and randomized clinical trials in human subjects considering both surgeons' expertise and anatomic variables known to condition sinus membrane perforations would be desirable to disclose the influence of the type of instrument used during the procedure.

DISCLOSURE

The authors declare no conflict of interest.

REFERENCES

- Chen ST, Beagle J, Jensen SS, Chiapasco M, Darby I. Consensus statements and recommended clinical procedures regarding surgical techniques. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009; 24:272–278.
- Pjetursson BE, Tan WC, Zwahlen M, Lang NP. A systematic review of the success of sinus floor elevation and survival of implants inserted in combination with sinus floor elevation. *J Clin Periodontol* 2008; 35:216–240.
- Galindo-Moreno P, Avila G, Fernández-Barbero JE, et al. Evaluation of sinus floor elevation using a composite bone graft mixture. *Clin Oral Implants Res* 2007; 18:376–382.
- Marchetti C, Pieri F, Trasarti S, Corinaldesi G, Degidi M. Impact of implant surface and grafting protocol on clinical outcomes of endosseous implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007; 22:399–407.
- Krennmair G, Ulm C, Lugmayr H. Maxillary sinus septa: incidence, morphology and clinical implications. *J Craniomaxillofac Surg* 1997; 25:261–265.
- Escoda-Francoli J, Rodriguez-Rodriguez A, Berini-Aytés L, Gay-Escoda C. Application of ultrasound in bone surgery: two case reports. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2010; 16:e902–e905.
- Karabuda C, Arisan V, Özyuvaci H. Effects of sinus membrane perforations on the success of dental implants placed in augmented sinus. *J Periodontol* 2006; 77:1991–1997.

- 1 8. Proussaefs P, Lozada J, Kim J, Roher MD. Repair of the
2 perforated sinus membrane with a resorbable collagen
3 membrane: a human study. *Int J Oral Maxillofac Implants*
4 2004; 19:413–420.
- 5 9. Schwartz-Arad D, Herzberg R, Dolev E. The prevalence of
6 surgical complications of the sinus graft procedure and their
7 impact on implant survival. *J Periodontol* 2004; 75:511–516.
- 8 10. Torrella F, Pitarch J, Cabanes G, Anitua E. Ultrasonic
9 osteotomy for the surgical approach of the maxillary sinus: a
10 technical note. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998; 13:697–
11 700.
- 12 11. Wallace SS, Mazor Z, Froum SJ, Cho SC, Tarnow DP.
13 Schneiderian membrane perforation rate during sinus elevation
14 using piezosurgery: clinical results of 100 consecutive
15 cases. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2007; 27:413–419.
- 16 12. Blus C, Szmuckler-Moncler S, Salama M, Salama H, Garber
17 D. Sinus bone grafting procedures using ultrasonic bone
18 surgery: 5-year experience. *Int J Periodontics Restorative*
19 *Dent* 2008; 28:221–229.
- 20 13. Vercelotti T, De Paoli S, Nevins M. The piezoelectric bony
21 window osteotomy and sinus membrane elevation: intro-
22 duction of a new technique for simplification of the sinus
23 augmentation procedure. *Int J Periodontics Restorative Dent*
24 2001; 21:561–567.
- 25 14. Barone A, Santini S, Marconcini S, Giacomelli L, Gherlone E,
26 Covani U. Osteotomy and membrane elevation during the
27 maxillary sinus augmentation procedure. A comparative
28 study: piezoelectric device vs conventional rotative instru-
29 mentations. *Clin Oral Implants Res* 2008; 19:511–515.
- 30 15. Hoffman RR, Shadbolt NR, Burrton AM, Klein G. Eliciting
31 knowledge from experts: a methodological analysis. *Organ*
32 *Behav Hum Decis Process* 1995; 62:129–158.
- 33 16. Ioannou I, Kazmierczak E, Stern L, Smith AC, Wise LZ, Field
34 B. Towards defining dental drilling competence, part 1: a
35 study of bone drilling technique. *J Dent Educ* 2010; 74:931–
36 940. [10]
- 37 17. López-Niño J, García-Caballero L, González-Mosquera A,
38 Seoane-Romero J, Varela-Centelles P, Seoane J. Lamb
ex-vivo model for training in maxillary sinus floor elevation
surgery: a comparative study with human standards. *J Peri-*
odontol 2011; (In press). [11]
18. Ardekian L, Oved-Peleg E, Mactei EE, Peled M. The clinical
significance of sinus membrane perforation during augmen-
tation of the maxillary sinus. *J Oral Maxillofac Surg* 2006;
64:277–282.
19. Berengo M, Sivoletta S, Majzoub Z, Cordioli G. Endoscopic
evaluation of the bone added osteotome sinus floor eleva-
tion procedure. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2004; 33:189–194.
20. Aimetti M, Massei G, Morra M, Cardesi E, Romano F.
Correlation between gingival phenotype and Schneiderian
membrane thickness. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2008;
23:1128–1132.
21. Maestre-Ferrín L, Carrillo-García C, Galán-Gil S,
Peñarrocha-Diago M, Peñarrocha-Diago M. Prevalence,
location, and size of maxillary sinus septa: panoramic radio-
graph versus computed tomography scan. *J Oral Maxillofac*
Surg 2011; 69:507–511.
22. Yılmaz HG, Tözüm TF. Are gingival phenotype, residual
ridge height and membrane thickness critical for the perfora-
tion of maxillary sinus? *J Periodontol* 2011; [Epub
ahead of print]. [12]
23. Ioannou I, Stern L, Kazmierczak E, Smith AC, Wise LZ.
Towards defining dental drilling competence, part 2: a study
of cues and factors in bone drilling. *J Dent Educ* 2010;
74:941–950.
24. Devereaux PJ, Bhandari M, Clarke M, et al. Need for exper-
tise based randomised controlled trials. *BMJ* 2005; 330:88.
25. Neiva RF, Gapski R, Wang HL. Morphometric analysis of
implant-related anatomy in Caucasian skulls. *J Periodontol*
2004; 75:1061–1067.
26. Cho-Lee GY, Naval Gias L, Castrejon-Castrejon S, et al. A
12-year retrospective analytic study of the implant survival
rate in 177 consecutive maxillary sinus augmentation proce-
dures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2010; 25:1019–1027. [14]