



Universidad Nacional Autónoma de México
Programa de Maestría y Doctorado en Ciencias Médicas,
Odontológicas y de la Salud.
Instituto Nacional de Pediatría

**ESTUDIO DE LA OSTEointegración DE MINI-implantes DE
TITANIO COLOCADOS EN REGIÓN ALVEOLAR Y REGIÓN
MASTOIDEA EN CERDOS RAZA LANDRACE CON YORK**

**MODALIDAD DE GRADUACION: TESIS DOCTORAL CON PRODUCCION
CIENTIFICA**

QUE PARA OPTAR POR EL GRADO DE DOCTORA EN CIENCIAS MEDICAS
ODONTOLOGICAS Y DE LA SALUD PRESENTA

Presenta:

Ana Luisa Sesman Bernal

TUTORA

D. en C. María Cristina Velasquillo Martínez
Coordinadora del Servicio de Ingeniería de Tejidos,
Terapia Celular y Medicina Regenerativa
Instituto Nacional de Rehabilitación

COMITÉ TUTORAL

D. EN C. Silvestre García de la Puente
Jefe del Departamento de Metodología
de la Investigación
Instituto Nacional de Pediatría

M. EN S.P. Héctor Ávila Rosas
Jefe del Departamento de Investigación
en Epidemiología
Instituto Nacional de Pediatría

MÉXICO, DF AGOSTO 2015



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.



ÍNDICE

	Página
Investigadores Participantes	4
RESUMEN ESTRUCTURADO	6
PREGUNTA DE INVESTIGACION	8
MARCO TEORICO	9
MICROTIA Definición y Clasificación	9
Etiología	12
Magnitud, Frecuencia y Distribución	13
Diagnóstico y Tratamiento	14
Histología de la Microtia	14
RECONSTRUCCION AURICULAR	15
A)Reconstrucción con Tejido Autólogo y sus Resultados	15
Técnicas quirúrgicas	16
Complicaciones	16
B)Reconstrucción con Medpore y sus Resultados	17
C)Reconstrucción con material de Osteointegración	18
EL TITANIO COMO BIOMATERIAL	19
Características Físicas del Titanio	20
Celularidad Peri implante	24
Osteointegración	24
Carga Inmediata en Mini Implantes Dentales	25
Características de los Mini-implantes	26
EVALUACION DE LA OSTEOTEINTEGRACION	28
a)Microscopía de Barrido	28
b)Tomografía Axial Computada	28
PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	29
JUSTIFICACION	30
OBJETIVOS	31
a) Objetivo General	31
b) Objetivos específicos	31
c) Objetivos secundarios	31
HIPOTESIS	31
MATERIAL Y METODOS	31
Diseño del estudio	31
Descripción del Universo de Trabajo	32
Población Objetivo	32
Población Elegible	32
Criterios de Inclusión	32
Criterios de Exclusión	32
Criterios de Eliminación	32
Muerte en el Período del estudio	32



JUSTIFICACION DE LA ELECCION DEL MODELO ANIMAL	32
Elección del Modelo Animal	32
Extrapolación del Modelo Animal	33
Alojamiento de los Animales	33
Manejo Anestésico	33
Alimentación	33
Área de Recuperación quirúrgica	33
Eutanasia y Disposición Final de Cadáveres	34
TAMAÑO DE LA MUESTRA	34
DESCRIPCION DE VARIABLES	35
Descripción de las Variables de Estudio y su escala de Medición	35
DEFINICIONES OPERACIONALES	35
Osteointegración	35
Implante de Titanio	35
Trabécula Ósea	35
Tejido Trabecular	35
Depósito de Minerales	35
Desplazamiento	35
Infección	36
Inflamación	36
DESCRIPCION DE PROCEDIMIENTOS	36
1. Experimentación de los procedimientos con hueso a los que se colocó el Implante	36
Plan de Material y Método	36
Sitio de Colocación de Implante (Mastoides)	38
Sitio de Colocación de Implante (Mandíbula)	38
2. Toma de Tejido	39
3. Transporte y Recepción de Tejido	39
4. Análisis por Tomografía	40
FACTIBILIDAD	41
PRESUPUESTO	41
ANÁLISIS ESTADISTICO E INTERPRETACIÓN DE RESULTADOS	44
Descriptivo	44
Otras Variables	44
Análisis Estadístico	45
Base de Datos	45
CONSIDERACIONES ETICAS	46
6CRONOGRAMA DE ACTIVIDADES	46
TRASCENDENCIA DEL ESTUDIO	47
PRODUCTOS ESPERADOS	47
ANALISIS DE LA BUSQUEDA BIBLIOGRAFICA	49
RESULTADOS	50
Unidades Hounsfield (Prueba de t para muestras independientes)	50
Porcentaje de Calcio (Prueba de t para muestras independientes)	51



Porcentaje de Fósforo (Prueba de t para muestras independientes)	52
Porcentaje de Carbono (Prueba de t para muestras independientes)	53
Porcentaje de Hierro (Prueba de t para muestras independientes)	54
Porcentaje de Magnesio (Prueba de t para muestras independientes)	55
Porcentaje de Oxígeno (Prueba de t para muestras independientes)	56
Porcentaje de Zinc (Prueba de t para muestras independientes)	57
ANALISIS HISTOLOGICO	58
Tejido Peri Implante Mastoideo a los 2 meses del estudio	58
Tejido Peri Implante Mastoideo a los 4 meses del estudio	58
Tejido Peri Implante Mastoideo a los 6 meses del estudio	59
Tejido Peri Implante Mandibular a los 2 meses del estudio	59
Tejido Peri Implante Mandibular a los 4 meses del estudio	60
Tejido Peri Implante Mandibular a los 6 meses del estudio	60
INFLAMACION E INFECCION	60
CONCLUSIONES	61
BIBLIOGRAFIA	62
ANEXO 1	70



INVESTIGADORES PARTICIPANTES.

Nombre D en C José Iván Sánchez Betancourt
R.F.C SABI 770609
Cargo Jefe del Departamento de Medicina y Zootecnia de Cerdo
Servicio de adscripción Departamento de Producción Porcina de la Facultad de Medicina y Zootecnia de la UNAM
División a la cual pertenece Facultad de medicina de LA UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO
Extensiones telefónicas 56-22-58-68 al 71
Dirección electrónica aisb_7@yahoo.com.mx
Grado máximo de estudios Doctorado
Disciplina Enfermedades virológicas del cerdo
Especialidad Virología Molecular
Pertenece al Sistema Interinstitucional de Investigación Nivel NO
Pertenece al Sistema Nacional de Investigadores Nivel "Candidato" con fecha de evaluación 2012
PARTICIPACION: ASESOR TUTORAL EN EL MANEJO DEL MODELO ANIMAL

Nombre M en C Lilia Solís Arrieta
R.F.C SOAL 720427
Cargo Investigador en Ciencias Médicas
Servicio de adscripción Morfología Celular y Molecular INSTITUTO NACIONAL DE REHABILITACION
División a la cual pertenece Ortopedia
Extensiones telefónicas 59991000 ext. 19107
Dirección electrónica liliasolis2003@yahoo.com.mx
Grado máximo de estudios Maestría
Disciplina Ciencias Médicas
Especialidad Biología Celular
Pertenece al Sistema Interinstitucional de Investigación Si Nivel A
Pertenece al Sistema Nacional de Investigadores Nivel NO
PARTICIPACION: ASESORA METODOLOGICA EN MICROSCOPIA DE BARRIDO



Nombre	Dra. Elisa Martínez Coria
R.F.C	MALE 640405
Cargo	Jefe de Servicio
Servicio de adscripción	Tomografía Computada INSTITUTO NACIONAL DE REHABILITACION
División a la cual pertenece	Imagenología
Extensiones telefónicas	59991000 ext. 16129 y 16138
Dirección electrónica	emartinez@inr.gob.mx
Grado máximo de estudios	Posgrado
Disciplina	Médico
Especialidad	Radiología e Imagen
Pertenece al Sistema Interinstitucional de Investigación	No
Pertenece al Sistema Nacional de Investigadores	Si Nivel A
PARTICIPACION: ASESORA METODOLOGICA EN TOMOGRAFIA COMPUTADA	



RESUMEN ESTRUCTURADO

ANTECEDENTES. La Microtia es una malformación congénita con diferentes grados de severidad. La oreja micrótica consiste en un remanente desorganizado del cartílago unido a una cantidad variable de lóbulo que está en una posición asimétrica en relación a la oreja normal opuesta. La reconstrucción auricular representa uno de los retos en la cirugía reconstructiva, por su dificultad técnica para formar el cartílago. Los resultados poco favorables del abordaje quirúrgico secundarios al grosor de la piel, la evolución de la herida, la cicatrización y la morbilidad del sitio donador hacen difícil este procedimiento. Actualmente hay implantes osteointegrados para la reconstrucción auricular, sin embargo su utilización lleva un proceso de varios pasos quirúrgicos. Por eso nosotros proponemos el uso de esta técnica con excelentes resultados estéticos, hasta el momento sin rechazo del implante y con sólo un procedimiento quirúrgico. En los niños no se puede validar la osteointegración con microscopía de barrido por ejemplo, por lo que necesitamos hacer esto en un modelo animal con cerdos.

Propusimos valorar el uso de implantes de uso habitualmente intraoral colocados en cavidad oral versus región mastoidea y evaluar si estos implantes al no estar sometido a las condiciones intraorales pueden tener mayor osteointegración

OBJETIVO Comparar la osteointegración en la región alveolar y mastoidea de los implantes de titanio en un modelo animal de cerdos raza Landrace con York

JUSTIFICACION Actualmente hay implantes osteointegrados para la reconstrucción auricular ya descritos, sin embargo su uso requiere un proceso de varios pasos quirúrgicos, el primer procedimiento consiste en la colocación en la región mastoidea, pero quedan cubiertos por piel, y se requiere un segundo procedimiento para dejar fuera de la piel, entre estos dos procedimientos hay que esperar 6 meses debido a que es el tiempo que se requiere para que la piel que cubre los implantes se desinflame y permita una segunda cirugía con menos fibrosis resultante y finalmente hay que esperar 6 meses más para valorar si no hay proceso infeccioso y si hay adecuada osteointegración. Los mini-implantes son un material que requiere una sola cirugía, debido a que tienen una parte extracutánea, pueden ser colocados en una sola cirugía sin necesidad de reintervención, lo que reduce la morbilidad del paciente y la posibilidad de colocar la prótesis en un periodo menor a 6 meses en el que se lleva a cabo la osteointegración.

Consideramos que los implantes intraorales al no ser sometidos a carga biomecánica mandibular, la humedad, la flora bacteriana intraoral y debido a su composición de titanio tienen una mayor oportunidad de osteointegración en un ambiente seco en la región mastoidea, con poca o nula carga biomecánica y prácticamente sin bacterias, estos implantes pueden ser usados para colocar una prótesis como parte de la reconstrucción auricular en niños con microtia



MATERIAL Y METODO Realizamos la aplicación de implantes osteointegrados de titanio de uso habitual intraoral, para colocarlos en región alveolar intraoral mandibular (lo cual no se ha reportado anteriormente) y en la región mastoidea de un modelo animal de experimentación, (cerdos raza Landrace con York) esperaremos entre 8 y 24 semanas para posteriormente someterlo a tomografía tridimensional, después recuperamos el hueso mastoideo y mandibular peri-implante y lo sometimos a medición de densidades óseas por tomografía y a microscopía de barrido para valorar el tejido óseo en donde estudiamos si dichos implantes al no encontrarse sometidos a la carga mecánica mandibular, la humedad y flora bacteriana intraorales en la región mastoidea se verá favorecida la

RESULTADOS Cuando realizamos el análisis de los datos con una prueba de t para muestras independientes, en los grupos de 2, 4 y 6 meses, encontramos diferencia significativa de densidades óseas en mastoides y mandíbula entre el sitio donde se encuentra colocado el tornillo y el tejido normal (estroma).

De la misma forma cuando realizamos el mismo análisis estadístico en éstos grupos comparando los minerales, encontramos diferencias significativas entre el tejido peri-implante y el estroma principalmente en calcio, y fosforo, no así en el resto de los minerales.

CONCLUSIONES.

Hubo densidades óseas medidas por tomografía alrededor del implante y en el tejido estromal similares en la mastoides y la mandíbula.

Los depósitos de minerales osificantes como calcio y fosforo no mostraron diferencia estadísticamente significativa, lo cual nos habla de que la osteointegración es similar tanto en mastoides y mandíbula



PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN

¿CUALES SON LAS DIFERENCIAS DE LA OSTEointegración DE MINI-implantes DE TITANIO DE USO INtraORAL COLOCADOS EN LA REGION MASTOIDEA CONTRA LA REGION ALVEOLAR MANDIBULAR, EN CERDOS DE RAZA LANDRACE CON YORK?



MARCO TEÓRICO

MICROTIA

DEFINICIÓN Y CLASIFICACIÓN

La palabra microtia proviene de los vocablos griegos¹ *micro* = pequeño y *otos-otia* = oreja, que significa oreja pequeña. Ésta se define como una malformación congénita del oído externo (pabellón auricular), que se puede presentar como una deformidad aislada o asociada a otros defectos.

La Microtia es una malformación congénita con diferentes grados de severidad¹. La oreja micrótica consiste en un remanente desorganizado del cartílago unido a una cantidad variable de lóbulo que está en una posición asimétrica en relación a la oreja normal opuesta.² La dirección de la asimetría depende del grado de hipoplasia facial asociada³. La ausencia de oído externo se denomina Anotia⁴.

Existen diferentes clasificaciones de acuerdo a la morfología de la oreja (Cuadro 1 Clasificación de Tanzer⁵), o de acuerdo a las implicaciones quirúrgicas (Cuadro 2 Clasificación de Nagata⁶).

CUADRO 1

<i>Clasificación de Tanzer (1971)</i>
I. Anotia
II. Hipoplasia completa
A) Con atresia del conducto auditivo externo
B) Sin atresia del conducto auditivo externo
III. Hipoplasia del tercio medio de la oreja
IV. Hipoplasia del tercio superior de la oreja
A) Oreja retraída
B) Criptotia
C) Hipoplasia del tercio superior completo
V. Oreja prominente

Tanzer RC: Total reconstruction of the auricle. The evolution of a plan of treatment. *Plast Reconstr Surg* 1971 Jun; 47(6): 523-33



CUADRO 2

	Clasificación de Nagata	
Tipo	Microtia	
I	Tipo lóbulo	
II	Tipo concha grande	
III	Tipo concha pequeña	
IV	Anotia	

Nagata S: A new method of total reconstruction of the auricle for microtia. *Plast Reconstr Surg* 1993 Aug; 92(2): 187-201

La Microtia se puede presentar dentro de un espectro de los defectos del segundo arco branquial (microsomía hemifacial, microsomía craneofacial) ⁷ o se puede manifestar como malformación independiente. Aunque generalmente es parte de lo que se ha llamado Espectro Fascio Aurículo Vertebral. ⁸ (Figura 1)



Fig. 1 Femenino de 12 años con espectro fascioauriculovertebral, nótese la asimetría facial además de la microtia por la hipoplasia mandibular derecha y atrofia del tercio medio facial del mismo lado

La microtia se ha dividido en dos categorías descriptivas. ⁹ La microtia más frecuente, el tipo lobulado ¹⁰ se presenta como una masa suave del tejido blando sin ninguna formación de concha o del meato auditivo dentro del remanente del cartílago. (Figura 2)



Fig. 2. Femenino de 10 años con una microtia de tipo lobulado, nótese la ausencia de conducto auditivo y su implantación baja.

Menos frecuente, en el tipo conchal¹¹, donde el remanente presenta porciones más reconocibles de concha, de trago, y en ocasiones de meato externo. (Figura 3) En la mayoría de los pacientes con microtia aislada, el remanente del oído se coloca con simetría relativa o algo superior a la oreja contralateral.



Fig. 3. Femenino de 8 años con microtia tipo conchal (porciones reconocibles de concha, trago y hélix).



ETIOLOGIA

La microtia se presenta como resultado de un desarrollo embriológico incompleto, con grados variables de severidad, desde deformidades leves del pabellón auricular hasta la anotia o ausencia completa del pabellón auricular.¹² Los factores hereditarios y los accidentes vasculares en útero se han sugerido como factores en la etiología de la microtia¹³ Varios grupos¹⁴ han estudiado a sus pacientes de microtia, encontrando la evidencia para microsomía craneofacial familiar y los patrones sugestivos de herencia multifactorial. Cuando la microtia se asocia a atresia o a ausencia del meato auditivo externo (con disminución de la agudeza auditiva), sugiere una detención del desarrollo. La oreja se forma del primer arco (mandibular) y segundo arco branquial (hioideo)¹⁵. La oreja comienza el desarrollo a partir de la 5ª semana en cualquier lado de la primera hendidura branquial entre estos 2 arcos, que se convierte en el canal externo. Finalmente el primer arco contribuye al trago y a la raíz de la hélice, y el resto de la oreja se forma del segundo arco. Inicialmente, la oreja tiene una posición ventromedial, que llega a ser mas dorsolateral en el tercio medio facial y los procesos de la mandíbula crecen y lo empujan hacia fuera y hacia arriba. La interrupción en la proliferación en estas etapas del desarrollo puede producir las estructuras rudimentarias variables que se presentan como microtia. La anatomía de la oreja micrótica es similar a la del embrión de seis semanas.¹⁶ (Figura 4)



Fig. 4 Imagen de una oreja por ultrasonido de tercera dimensión (Cortesía Centro de Diagnóstico Herrera-Sesman Dic 2010) aproximadamente a las 6-8 semanas de gestación.



Su etiología multifactorial, básicamente es debida a factores intrínsecos y extrínsecos.

- 1) Factores intrínsecos¹⁷: la microtia se presenta por isquemia del tejido auricular en desarrollo, resultante de la obliteración de la arteria estapedial alrededor del tercer mes de desarrollo intrauterino.
Dentro de los factores intrínsecos se describe un tipo de herencia dominante asociada a otros padecimientos, como las criptas, fístulas preauriculares, apéndices preauriculares y sordera.¹⁸ La herencia es multifactorial, con un 5.7% de riesgo de recurrencia. La microtia se asocia a otros síndromes, como Treacher Collins, microsomía hemifacial, Goldenhar y otros defectos, como paladar hendido¹⁹
- 2) Factores extrínsecos²⁰: 1) Fármacos (como la talidomida, el ácido retinoico o la isotretinoína), 2) Enfermedades virales (como la rubéola y citomegalovirus), 3) otras sustancias (como el alcohol y drogas citotóxicas) y 4) Radiación.²¹

MAGNITUD, FRECUENCIA Y DISTRIBUCIÓN

Su incidencia es variable, de 1 por cada 6,000 nacidos vivos en Norteamérica, se eleva a 1 por cada 4,000 nacidos vivos en la población Japonesa y en Indios Navajos nativos de Norteamérica se presenta en 1 por cada 900 a 1,200 nacidos vivos.³³ La incidencia de la microtia²² en países subdesarrollados es 1 caso por cada 4,000 nacidos vivos al año, cifra que contrasta con los eventos registrados en países desarrollados donde se observa 1 caso por cada 1,200 nacidos vivos anuales, este padecimiento es más común en el sexo masculino (relación de 2-3:1), afectando de manera predominante el lado derecho 2:1 y en forma unilateral en el 90% de los casos.²³⁻²⁷ En México, se requieren más estadísticas confiables de la incidencia de esta enfermedad²⁸ ya que desafortunadamente no se tiene un registro real de la dimensión de este problema, sin embargo es conocido que ocupa la segunda causa de morbilidad dentro de las malformaciones craneofaciales y ocurre 1 caso por cada 2,180 nacidos vivos²⁹. Su presentación clínica es más frecuente en el sexo masculino, afectando más frecuentemente el pabellón auricular derecho y de forma unilateral,²⁹ debido a su causa multifactorial³⁰ no se han reportado áreas geográficas más afectadas que otras dentro del país ni diferencias en presentación de grupos étnicos específicos.²⁹

El Instituto Nacional de Pediatría es un Centro Nacional de referencia de esta patología. En la consulta externa del servicio de Cirugía Plástica acuden en promedio 6 pacientes de primera vez al mes, ahí ocupa la segunda causa de



atención y es la segunda causa de programación quirúrgica. El Servicio de Cirugía Plástica realiza 10 procedimientos de reconstrucción auricular al mes.

DIAGNÓSTICO Y TRATAMIENTO

Debido a que la presentación clínica es heterogénea y abarca un amplio espectro de manifestaciones. El diagnóstico es esencialmente clínico.³¹

El tratamiento se basa en el tipo de microtia (unilateral o bilateral),⁹⁷ edad del paciente, grado de deformidad, tamaño de la oreja contraria, así como la presencia o ausencia de atresia.³²

A los cinco años de edad se solicita radiografía de tórax, exámenes preoperatorios y una serie fotográfica, explicando a los padres que a esta edad la oreja ha crecido aproximadamente el 85% de su talla final adulta y el cartílago costal que sirve de marco para la reconstrucción es suficientemente grande para tomarlo y fabricar la nueva oreja; además el paciente es más cooperador al procedimiento quirúrgico. En los casos unilaterales se toma un molde de la oreja contraria, pintado sobre una placa de rayos X; en los casos bilaterales se recomienda tomar el molde de las orejas maternas.³³

El tratamiento es fundamentalmente quirúrgico, multidisciplinario e interdisciplinario, en el que intervienen pediatras, cirujanos plásticos, otorrinolaringólogos, audiólogos, radiólogos, terapeutas del lenguaje, genetistas, psicólogos, psiquiatras y otros especialistas.³⁴⁻³⁵

RECONSTRUCCIÓN AURICULAR

El pabellón auricular a pesar de ser una porción muy pequeña del cuerpo humano reviste gran importancia por su localización.

La reconstrucción auricular representa uno de los retos más demandantes en la cirugía reconstructiva³⁶ pues demanda un alto grado de conocimiento anatómico, destreza quirúrgica y un número determinado de procedimientos quirúrgicos de acuerdo a la técnica seleccionada. Su propósito fundamental³⁷ es el bienestar del paciente al proporcionarle unas orejas de aspecto normal que pasen inadvertidas. Aunque no tiene efecto en la mejoría de la audición. Los resultados poco favorables del abordaje quirúrgico secundarios al grosor de la piel, la evolución de la herida, la cicatrización; y la morbilidad del sitio donador hacen difícil este procedimiento³⁸ La reconstrucción de la microtia, sin importar el tipo y las deformidades asociadas, requiere 2 elementos principales. El primero es esculpir un marco de cartílago autógeno de la costilla para reproducir los contornos del oído, y el segundo es cobertura del marco con el remanente cutáneo y la piel adyacente.³⁹

A) RECONSTRUCCIÓN CON TEJIDO AUTÓLOGO Y SUS RESULTADOS



En la actualidad el injerto autólogo costal es el material más frecuentemente utilizado aunque carece de las propiedades elásticas del cartílago auricular ⁴⁰. La reconstrucción completa con tejido autólogo, se puede lograr en varias etapas, además de procedimientos de menor importancia requeridos generalmente, más allá de las primeras cirugías (en promedio 4 cirugías) estos procedimientos quirúrgicos son laboriosos y de alta calidad técnica, además que, hay que tomar en cuenta las características anatómicas individuales de cada paciente. La clave para toda la reconstrucción es la planeación apropiada, y en última instancia, la colocación de la oreja reconstruída. Esto es aún más crítico en los casos en los cuales una hipoplasia facial más significativa se asocia a la deformidad de la oreja.

Técnicas quirúrgicas

Los primeros intentos de reconstrucción auricular se describieron en el libro de Susruta, mediante un colgajo de mejilla para reconstrucción de lóbulo, en el 900 a.C. Tagliacozzi en 1597 llevó un colgajo de brazo para oreja en un mono. Dieffenbach - 250 años después reparó un defecto traumático con un colgajo de mastoides. En 1930 Pierce reportó una reparación postraumática con Cartílago costal. ⁴¹

La era moderna de la reconstrucción auricular se inicia con Tanzer ⁴² posteriormente se populariza por Brent ⁴³ mediante su técnica de cuatro tiempos. Uno de los principales inconvenientes de esta técnica es el número de procedimientos requeridos para obtener el resultado final, lo cual cobra importancia si se toma en cuenta la morbilidad operatoria y su costo. Nagata ⁴⁴ introduce la innovadora técnica de reconstrucción tridimensional en tres tiempos, marcando una pauta con las técnicas previamente descritas. Esta técnica realiza modificaciones a los defectos de las técnicas previas: propone la recreación de un marco auricular completo (evitando la falta de formación del trago) y permite la recreación de la raíz del hélix ⁴⁵⁻⁴⁶ mejora la profundidad de la concha y la pobre definición de la incisura intertrágica y antitrago. ⁴⁷ Posteriormente la doctora Firmin ⁴⁸ introduce algunas modificaciones a la técnica de Nagata ⁴⁴.

Los mejores resultados a través de los años se han logrado con la utilización de cartílago autólogo, a pesar de que ha habido intentos por utilizar muchos otros materiales, incluyendo el cartílago homólogo preservado. ⁴⁹

Complicaciones

Si bien es cierto que todas las reconstrucciones auriculares con cartílago autólogo producen cierta deformidad permanente de la pared torácica anterior, la cantidad de cartílago costal propuesta por Nagata (cartílagos costales sexto a noveno) produce aún mayor deformidad de dicha pared. A pesar de que Nagata, reportó en una comunicación personal de 600 casos sin problemas (no reporta complicaciones ni reabsorción de cartílago), esto no ha sido reproducido por otros autores. ⁵⁰



En general, las técnicas de reconstrucción autóloga reportan una frecuencia de complicaciones del 25% al 30%, siendo las más observadas: necrosis parcial (13.8%), exposición del marco de cartílago (8.3%), pérdida parcial del injerto cutáneo en el segundo tiempo (6.9%), pérdida total del colgajo (1%).⁵¹ Existe variabilidad en estos porcentajes, de acuerdo a los autores.⁵² En general no se habla sobre complicaciones a largo plazo.

Esta reconstrucción del oído externo con tejido autólogo, se ha modificado⁵³ por la falta de definición y crecimiento de cabello en el hélix, extrusión del armazón de cartílago, compromiso vascular del colgajo de piel, pobre proyección o malposición del armazón, complicaciones durante la toma del cartílago costal, deformidades en la pared torácica etc. (Figuras 5 y 6)



Fig. 5. Cicatriz hipertrófica posterior a la Toma de cartílago costal



Fig. 6. Resultado poco estético de la reconstrucción

B) RECONSTRUCCIÓN CON MEDPORE Y SUS RESULTADOS

Por otro lado en los últimos 20 años se han utilizado numerosos materiales para la reconstrucción del pabellón auricular, y una variedad de moldes prefabricados. El uso de técnicas con moldes prefabricados porosos con polietileno (Medpore) no ha dado los resultados esperados debido a que presenta isquemia del colgajo, infecciones y/o rechazo a cuerpo extraño.⁵⁴ En nuestra unidad hospitalaria hemos observado una exposición del más del 90% de los casos en los que se usó el molde prefabricado de Medpore por lo que está totalmente en desuso. (Figura 7)



Fig. 7. Reconstrucción auricular con Medpore expuesta, que frecuentemente terminan en retiro del material y hay que hacer una nueva reconstrucción con otra técnica.

C) RECONSTRUCCIÓN CON MATERIAL DE OSTEOINTEGRACIÓN

Debido a la gran dificultad técnica para la reconstrucción auricular con tejido autólogo, y el alto índice de complicaciones⁵⁵ con el uso de moldes prefabricados de polietileno y otros materiales, además del mal resultado estético que frecuentemente se obtiene⁵⁶ en ocasiones, aún en manos expertas, es necesario buscar otras alternativas reconstructivas.

Por eso buscamos una nueva técnica con implantes osteointegrados que se lleve a cabo en un solo tiempo quirúrgico, dichos implantes tengan adecuada osteointegración y soporten la carga de llevar una prótesis en el hueso mastoideo, para ofrecer una adecuada alternativa de reconstrucción auricular o de algún otro tipo.

De los primeros reportes en la literatura de colocación de implantes extraorales para retención de prótesis auriculares Tjellström en 1985⁵⁷ y Branemark en 2003⁵⁸ utilizan implantes percutáneos en región mastoidea para colocación de aparatos de ayuda auditiva, dichos implantes tuvieron su origen en el uso de prótesis maxilofaciales, posteriormente se desarrollaron unos implantes de titanio que podían ser colocados en la región mastoidea, pero el proceso para su osteointegración y uso como sitio de anclaje de la prótesis auricular puede llevar hasta un año y medio⁵⁹. Pero este uso de implantes osteointegrados para la fijación de prótesis auriculares externas nos ha introducido en una nueva dimensión para la reconstrucción auricular.⁵⁹ El desarrollo de las prótesis auriculares ha permitido que diversos materiales como el silicón y acrílico sean colocados con implantes osteointegrados al mastoides con material de titanio, con resultados estéticos



adecuados que benefician a pacientes con secuelas de cáncer, quemaduras y mala calidad de piel, y aquéllos con reconstrucciones auriculares autólogas fallidas.

Hasta ahora los procedimientos con el uso de material de osteointegración se llevan a cabo en dos procedimientos⁶⁰, el primero para la colocación de los tornillos y el segundo para la exteriorización del sitio al que se encontrará fija la prótesis. nosotros estamos utilizando material de osteointegración que se usa en la implantología moderna donde se requiere una sola cirugía, debido a que son tornillos que permiten dejar desde el inicio un sitio sin ser cubierto por piel y facilitar la colocación de la prótesis en un tiempo tan corto como 8 semanas, usando un método de fijación muy sencillo.²⁵

EL TITANIO COMO BIOMATERIAL

En la actualidad y gracias al desarrollo tecnológico tan importante que se ha dado en las últimas décadas, el titanio como biomaterial se ha convertido en uno de los protagonistas indiscutibles de dicho desarrollo, dada su extremada pasividad química (y por tanto excelente biocompatibilidad) y por reunir las propiedades físicas adecuadas para un buen comportamiento biomecánico a largo plazo. Su densidad hace que los implantes pesen alrededor de un 45% menos que los implantes de acero y de cobalto, factor importante respecto a la comodidad del paciente sobre todo en fijaciones largas. Su bajo módulo de elasticidad es otra ventaja, ya que lo protege minimizando la presión y ésta se transfiere al hueso; la relativa importancia de la protección contra la presión se incrementa a medida que aumenta el tamaño del implante. Por todo ello, desde mediados de los 80 los implantes fabricados con titanio puro son de elección para la osteosíntesis en el territorio cráneomaxilofacial.⁶¹

Los implantes osteointegrados son una alternativa como elementos de anclaje o fijación para las prótesis maxilofaciales, siempre que se disponga de suficiente hueso remanente en cantidad y calidad. Existe una clasificación para la colocación de implantes. Jensen señaló los sitios alfa con volumen de hueso disponible de más de 6 mm (cigoma, arco cigomático, procesos alveolares), sitios beta de 4 a 5 mm de volumen de hueso disponible (área superior, lateral e inferior de la órbita, piso nasal y temporal) y sitios delta con 3 mm o menos de hueso (bordes mediales de la órbita, áreas laterales de la apertura o escotadura piriforme).⁶²



Características físicas del Titanio

El titanio (Ti) fue descubierto en 1791⁶³, asignándosele el nº 22 en la Tabla Periódica de Elementos, y constituye el noveno elemento en abundancia de la corteza terrestre, encontrándose en concentraciones significativas sobre todo en mena de rutilo (en forma de TiO_2) y en ilmenita ($FeO \cdot TiO_2$). En la actualidad, su «síntesis» como metal puro se realiza a partir de estos minerales mediante la técnica desarrollada por Kroll en 1937: reducción del tetracloruro de titanio con magnesio en atmósfera de argón para evitar su oxidación.⁶⁴

A mediados de los años 50, los estudios relativos al titanio y sus aleaciones sufrieron un gran impulso, fundamentalmente en EE.UU., dada la gran importancia que sus propiedades físico-químicas le conferían en el desarrollo de tecnología militar y aeroespacial sobre todo: baja densidad, bajo módulo de elasticidad, excelente relación resistencia mecánica / densidad, buen comportamiento a altas temperaturas, gran resistencia a la corrosión y magnífica biocompatibilidad⁶⁵. En la siguiente década, sus aplicaciones fueron ampliadas a la industria química y biomédica.

El titanio es considerado como un metal ligero, el único que presenta dimorfismo; en estado puro su microestructura cristalina y estable es hexagonal, pasando a ser cúbica e inestable a partir de $882^\circ C$ (t^a de tránsito). Esta transformación permite realizar combinaciones con diferentes elementos y, consecuentemente, obtener aleaciones con diferentes estructuras cristalográficas y por tanto propiedades físico-químicas.⁶⁶ Distinguimos tres tipos:

- Aleaciones a son las que presentan una estructura hexagonal a temperatura ambiente, y en ellas el efecto del aleante consiste en aumentar la temperatura de tránsito. El titanio comercialmente puro pertenece a este grupo.⁶⁷
- Aleaciones b son las que presentan una estructura cúbica a temperatura ambiente, y en ellas el efecto del aleante es precisamente hacer estable esta microestructura a esta temperatura.
- En las aleaciones a/b la microestructura es mixta (globular) y estable; el TAV (aleación de Titanio/6% Aluminio/4% Vanadio) pertenece a este grupo.⁶⁸

El titanio «comercialmente puro» (Ti CP) es simplemente titanio y oxígeno, junto a otras «impurezas». En efecto, el titanio metálico puro reacciona muy rápidamente con el oxígeno, nitrógeno, hidrógeno y carbono de la atmósfera, por lo que en su obtención para fines comerciales presenta estas impurezas en su composición en diferentes proporciones, lo que da lugar hasta a cuatro tipos de combinaciones con diferentes grados de resistencia y ductilidad⁶⁹ (Grados 1 a 4 de la Norma ASTM F67)



Los diferentes procedimientos físicos empleados en la obtención y manipulación del Titanio CP (temperatura, velocidad de enfriamiento, etc.) hacen que se puedan obtener hasta tres microestructuras cristalinas diferentes con diferentes propiedades: por ejemplo equiaxial⁷⁰ (el titanio de los implantes dentales y para osteosíntesis) (Fig. 8). El proceso de «mecanización» es finalmente un paso fundamental para la obtención de implantes de alta calidad en superficie, características que pueden ser analizadas con microscopía electrónica de barrido y cuyos defectos pueden tener repercusión en las propiedades biomecánicas del implante en servicio (Figs. 8 y 9).

Figura 8. Micrografía de estructura de Implante de Titanio

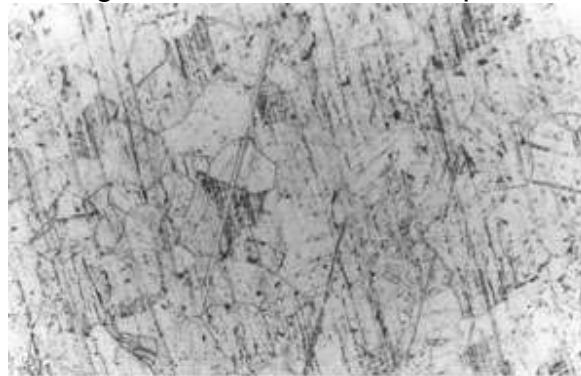


Fig 8. Metalografía. Microestructura equiaxial de tornillo de TiCP: Granos equiaxiales de 120° fase a exagonal compacta Planell Estany JA. *Estudio comparativo para Synthes Hispania de diferentes materiales de osteosíntesis para aplicación médica*. Universidad Politécnica de Cataluña. Barcelona, 2010



Figura 9 anodizado electroquímico, que permiten modificar las propiedades físico-químicas de la superficie del implante

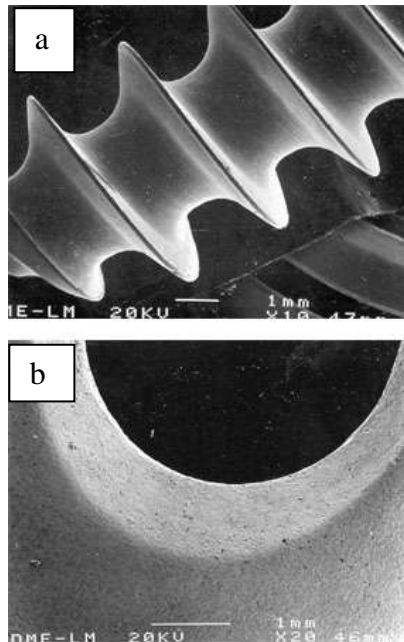


Fig 9.a y b. Microscopía electrónica de Barrido. Excelente acabado superficial, sin defectos de mecanización, porosidades ni picaduras. Los tratamientos como el anodizado electroquímico, la deposición por plasma o la implantación iónica permiten modificar las propiedades físico-químicas de la superficie del implante

Planell Estany JA. *Estudio comparativo para Synthes Hispania de diferentes materiales de osteosíntesis para aplicación médica*. Universidad Politécnica de Cataluña. Barcelona, 2010

Por otra parte, esta elevada reactividad con el oxígeno hace que se formen espontánea y rápidamente capas de óxido de titanio en su superficie, que varían desde el TiO al Ti_7O_{12} , capas que, si bien son muy delgadas, son impermeables; de ahí sus propiedades anticorrosivas con excelente resistencia a la acción de los ácidos inorgánicos y de casi todos los orgánicos⁷¹. Así, no se ha evidenciado corrosión incluso en casos de fracaso de osteosíntesis en los que el tejido circundante se encontraba oscurecido por partículas abrasivas de titanio puro. Es por tanto extremadamente insoluble por lo que su biocompatibilidad es excelente⁷², comportándose como un material químicamente inerte que no interacciona con el organismo (a diferencia del acero). Para Zhao 2011,⁷³ existe una saturación fisiológica de titanio en el organismo, por lo que no existe posibilidad de interacción con titanio soluble adicional. No se han descrito reacciones tóxicas ni alérgicas.⁷³

El TAN (Titanio/6% Aluminio/7% Niobio) es una aleación relativamente nueva seleccionada por la Asociación Internacional de Osteosíntesis para las futuras generaciones de implantes diseñados para la fijación de fracturas por ejemplo. La aleación fue concebida en 1977 por un equipo de investigadores en Sulzer Bros (Winterthur-Suiza) e introducida en 1985 en la práctica clínica (prótesis de reemplazo total de cadera). Las propiedades mecánicas de la aleación TAN son muy



similares a la aleación Ti-6Al-4V, utilizada como biomaterial desde hace años. Se ha sustituido el Vanadio por Niobio, metal descubierto por Hatchett en Connecticut en 1801 e inicialmente denominado Columbio, asignándosele el nº 41 en la Tabla Periódica de Elementos.⁷⁴ Siendo trascendental que los contenidos en hidrógeno sean mínimos para evitar la fractura de la aleación. Su microestructura es mixta a/b globular, muy similar al TAV, por lo que sus propiedades físicas son también muy parecidas (densidad, módulo de elasticidad, sensibilidad a la tensión, fatiga rotacional, corrosión, etc.). Con respecto al Ti CP Grado 4, posee sustanciales ventajas, que podríamos resumir a efectos prácticos en una mejor relación del binomio manejabilidad/ resistencia. Desde el punto de vista de la biocompatibilidad el TAN sigue el principio de utilizar solamente elementos no tóxicos para implantes indicado en la patente USA 4, 029,129 asignada al Instituto Straumann (Waldenburg- Suiza)⁷⁵.

Numerosos estudios experimentales *in vivo* e *in vitro* sustentan la excelente biocompatibilidad de esta aleación y ciertas ventajas⁷⁶ (al menos en el campo teórico y experimental) con respecto a los compuestos con Vanadio. Finalmente, el análisis espectroscópico de fotoelectrones ha determinado que la superficie del TAN es una capa mixta de óxido de titanio, óxido de aluminio y óxido de niobio, más estable químicamente que las capas de óxido de titanio formadas en el Ti CP, por lo que la resistencia a la corrosión es si cabe mayor. Tratamientos de superficie como el anonzado de los implantes permiten determinar el espesor de esta capa de óxido mixta, que es el que condiciona el color que presentan los implantes por difracción de la luz en el interior del óxido (típicamente dorado en los implantes AO)⁷⁷.

Un ejemplo de estos implantes de última generación lo constituyen los tornillos de fijación para los sistemas de bloqueo tipo Unilock 2.0.⁷⁸

Celularidad peri-implante

En relación a la celularidad peri-implante se ha encontrado que los componentes del medio en el que se encuentran dichas células son, principalmente, sales inorgánicas como el fosfato diácido de sodio (NaH_2PO_4) y cloruro cálcico (CaCl_2). Estas sales pueden formar "hidroxiapatita" que es un compuesto muy importante en la composición de los huesos.⁷⁹ Otros componentes de este medio son de naturaleza orgánica como la glucosa, que es necesaria para que se nutran las células formadoras de hueso (osteoblastos) y las proteínas, que cumplen con funciones muy variadas dentro del entorno vivo. El NaH_2PO_4 presente en el medio celular hace que sobre el óxido de titanio, que espontáneamente cubre al titanio, se forme un enlace químico entre éste y el fosfato (P) de la sal⁷⁹. El óxido resultante, formado de Ti-O-P, protege la superficie del titanio de la corrosión impidiendo así la liberación de iones metálicos al medio vivo, los cuales pueden ser tóxicos para el organismo.



Asimismo, la presencia de proteínas, como la albúmina, la más abundante presente en el medio de cultivo, también interacciona con la superficie metálica del Ti, adsorbiéndose sobre él. Este hecho se ve favorecido por la presencia de los iones Ca^{2+} que actúan como puente de unión entre la albúmina y la superficie del titanio debido a la atracción electrostática entre ambos componentes.⁸⁰ No hay que olvidar además, que se forman complejos organometálicos entre los iones de titanio liberados y las proteínas adsorbidas, los cuales favorecen por un lado la disolución del titanio, y por otro impiden (las proteínas adsorbidas) la difusión del oxígeno hasta su superficie. Lo que implica que no se produzca la corrosión del implante⁸¹.

Osteointegración.

El proceso de osteointegración, se define como: "una conexión directa estructural y funcional entre el hueso vivo, ordenado, y la superficie de un implante generalmente de Titanio, sometido o no a carga".⁸² La elección del titanio se debe a que este metal en contacto con la atmósfera se oxida en milisegundos transformándose su superficie en óxido de titanio. Dicho óxido se comporta como un material bio-inerte⁸³, es decir que no produce rechazo, reacción natural del organismo ante la presencia de un cuerpo extraño que deriva habitualmente en complicaciones clínicas. Además, el titanio presenta unas características mecánicas muy adecuadas, ya que su dureza permite soportar cargas oclusales elevadas⁸⁴, y su módulo elástico es muy parecido al del hueso.

Para que se produzca la osteointegración, hay que realizar una correcta técnica quirúrgica, dependiendo el éxito de la presencia o ausencia de procesos inflamatorios, del diseño del implante y del tiempo en el que el implante se mantenga libre de cargas, que debe ser alrededor de 2 a 6 meses.⁸⁵

Carga inmediata en mini-implantes dentales

El avance tecnológico con respaldo del conocimiento científico de los últimos cuarenta años ha ubicado a la Implantología dentro de la Odontología, no sólo como una posibilidad sino más bien como una verdad científica comprobada. La vigencia de la Osteointegración propuesta en la década de los ochenta⁸⁶ ha obligado a seguir investigando en la histología de la interfase ósea de los implantes dentales como una base de sustentación científica permanente. La carga inmediata no altera el concepto de osteointegración sino el protocolo de carga protésica⁸⁷, la unión del hueso al implante se producirá siguiendo los tiempos ya conocidos, pero los implantes dentales pueden llegar a ser estables desde su colocación para poder ser cargados funcionalmente pero no con un implante provisional.

El concepto de Carga Inmediata en Implantología es anterior al de la Osteointegración⁸⁸, en sus principios todos los implantes eran de carga inmediata, lo que fallaba en esa época era la esterilización de dichos implantes, el material con que estaban fabricados, el trabajo quirúrgico del hueso y hasta los conceptos de



oclusión de la prótesis que se colocaba encima; la carga inmediata permite exponer al medio oral y someter a cargas funcionales a los implantes dentales en forma inmediata.⁸⁹ Se ha demostrado en estudios histológicos⁹⁰ la mejor condición de la interfase ósea que se forma alrededor de los implantes sometidos a carga funcional⁹¹. Este estímulo es capaz de desencadenar una serie de reacciones biológicas que aceleran el proceso de cicatrización inicial provocando modificaciones estructurales importantes en el hueso receptor de los implantes; aportando además ventajas estéticas, funcionales y psicológicas, disminuyendo el tiempo de trabajo y facilitando el diseño protésico.⁹²

Es necesario entonces aclarar algunos conceptos para responder preguntas como: ¿Se afecta el rendimiento clínico de los implantes en el tiempo y la Osteointegración por el hecho de exponer los implantes dentales al medio oral o por cargarlos inmediatamente? En la década de los ochenta⁹³ se demostró que los implantes dentales expuestos al medio oral para su funcionamiento no sólo reproducen un modelo biológico similar al de la dentición natural con nueva zona gingival y nuevo surco gíngivo dentario, sino que permiten las mismas condiciones funcionales y microbiológicas. Estudios histológicos a través de la microscopía de barrido de la interfase hueso-implante han demostrado la existencia de hueso vivo y ordenado alrededor de la superficie de los implantes dentales como una condición de salud y equilibrio funcional⁹⁴. La posibilidad de lograr cicatrización y remodelación del tejido óseo en un solo tiempo gracias a la carga inmediata a la que son sometidos los implantes dentales resulta en una ventaja bio psico funcional para los pacientes que pueden optar a dicho tratamiento.⁹⁵

Los conceptos actualizados de implantología oral nos inducen a la necesidad de simplificar los procedimientos clínicos de colocación y reconstrucción protésica de los implantes, además del hecho de incluir dentro del grupo humano beneficiado a aquellos que, por sus condiciones de salud general no pueden someterse a procedimientos quirúrgicos grandes o no desean hacerlo por diferentes causas.⁹⁶ Por ejemplo, una perforación de 2 mm de diámetro es suficiente para lograr la instalación de los implantes, sin necesidad de colgajos extensos ni postoperatorios dolorosos y traumáticos. Se suele realizar cirugía sin colgajo⁹⁵, lo que resulta en un mejor post operatorio al no tener que poner puntos de sutura. El diseño del implante incluye un muñón que permite un resultado protésico estético y funcional, de fácil confección en cualquier laboratorio de prótesis.⁹⁶⁻⁹⁹

Desde el punto de vista biológico y funcional los mini-implantes se osteointegran adecuadamente siempre y cuando pasen por un periodo denominado de “silencio funcional”, es decir un período por el cual no son sometidos a carga o movimiento alguno, (que generalmente es alrededor de 2 a 4 meses) que permita que los osteoblastos se “integren” como tal a la superficie tratada del titanio y formen una unidad¹⁰⁰⁻¹⁰² El problema que existía en relación a los mini-implantes es que debido al mínimo diámetro sufrían fracturas del implante incluso en el momento de enroscar



el implante al hueso (acto quirúrgico) o en el momento que el implante ya estuvo con función protésica,¹⁰¹ pero hoy se sabe que esta “supesta falla del mini-implante” está relacionada con una inadecuada técnica quirúrgica al momento de su colocación.¹⁰²

Hoy en día algunos especialistas que han estudiado y manejado la mayoría de sistemas que existen en el mundo¹⁰³ recomiendan utilizar mini-implantes como implantes definitivos para la colocación de prótesis dentales, pero en especial cuando el grosor del hueso es menor a 3mm, en donde por diferentes razones, no hay posibilidades de realizar acondicionamiento del terreno biológico,¹⁰⁴ es decir colocación de injerto óseo o algún material que favorezca la formación ósea y permita la aplicación de un implante de mayor grosor.

Características de los mini- implantes:

Los mini Implantes dentales son manufacturados de Titanio de Grado Medico (CP o grado 3) o de una Aleación de Titanio (6% Aluminio, 4% Vanadio; grado 5), el que ha demostrado ser Biocompatible con tejido Humano¹⁰⁵ (ASTM F136-98 y ASTM F67-00) que establece "El Titanio sin aleación o con aleación cubierto por esta especificación ha sido utilizado exitosamente en aplicaciones de implantes humanos en contacto con tejido suave y hueso por más de una década.¹⁰⁶

Tienen 1.8 mm de diámetro y una longitud del enroscado que va de 10 a 18 mm¹⁰⁷ (figura 10) que se fijan al tejido óseo y adicionalmente tiene una pieza de retención que va colocado en la prótesis. La cabeza del implante tiene forma de esfera y la pieza de retención actúa como el contenedor de un anillo de hule, este anillo encaja sobre la cabeza de esfera del implante cuando la prótesis se coloca en su lugar y la retiene a un determinado nivel de fuerza. (Figura 11)

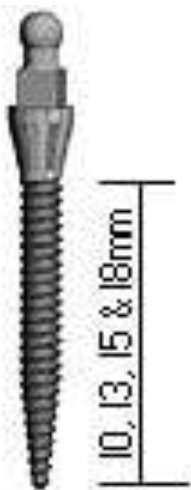


Fig. 10 Diferentes longitudes del implante Fig. 11 Implante y su pieza de retención.



El comienzo de la fijación con placas y tornillos para osteosíntesis reparación activa de huesos fracturados se remonta a 1886, cuando el alemán Karl Hansmann presentó su experiencia clínica en la que se incluían dos casos de fracturas mandibulares tratadas con este sistema diseñado, no obstante, para el tratamiento de fracturas sobre huesos largos del organismo.¹⁰⁸ Se necesitaron después técnicas y sistemas específicos para el territorio maxilofacial dadas sus peculiaridades anatómicas, fisiológicas y biomecánicas, con un doble objetivo: la reparación anatómica con restauración funcional lo más precoz posible y una disminución drástica de la morbilidad.

Diferentes estudios experimentales en el campo de la biomecánica y fisiopatología de la consolidación ósea así como la investigación y perfeccionamiento de los biomateriales empleados¹⁰⁹, han resultado en los últimos 25 años en un vertiginoso avance en cuanto a técnicas y sistemas, gracias a los cuales se ha producido una considerable disminución en los índices de complicaciones y fracasos terapéuticos en el manejo de las diferentes técnicas de osteosíntesis craneofacial.¹¹⁰⁻¹¹²

A partir de los estudios de biocompatibilidad y osteointegración realizados por Branemark¹¹³, se inició el campo de la implantología, impulsada en los primeros años por la odontología mediante los implantes dentales osteointegrados. Desde principios de los 80 se extendió el uso de implantes osteointegrados de titanio para la fijación de prótesis craneofaciales¹¹⁴. El uso de esos implantes osteointegrados para la reconstrucción craneofacial se ha difundido de manera importante. Los avances tecnológicos de estos últimos años han permitido retomar esta idea al conseguir una sustancial mejora tanto en la creación de la prótesis como en su sistema de fijación y adaptación¹¹².

Desde hace pocos años se han aplicado estos principios para la colocación de prótesis auriculares soportadas mediante implantes osteointegrados¹¹⁵. Aplicando estos avances, Tjellström¹¹⁶ inició el tratamiento de las grandes malformaciones auriculares mediante prótesis ancladas al hueso temporomastoideo con implantes osteointegrados.

EVALUACION DE LA OSTEONTEGRACIÓN

a) Microscopía de Barrido

De acuerdo a lo publicado por Basurto¹¹⁷ en el 2008 actualmente hay diferentes metodologías para abordar la evolución de la formación de hueso periférico a los implantes de titanio como radiografías, densitometrías y de manera indirecta determinación de iones en sangre, pero no informan sobre el porcentaje de los componentes minerales, ni del tamaño de las espículas óseas y como van cambiando a través del tiempo como lo hace la microscopia de barrido¹¹⁸ El microscopio electrónico de barrido ambiental, se usa para evaluar la morfología y evaluar la cuantificación de elementos químicos por dispersión de rayos X (como calcio o fosfato) durante el



proceso de consolidación ósea. Además el microanálisis con microscopía de barrido presenta varias ventajas, a) se realiza *in situ*, b) es cuantitativo (a diferencia de otras técnicas que son cualitativas) y c) es específico para cada zona de hueso.¹¹⁹

IMÁGENES DE OSTEOINTEGRACION PENDIENTES

b) Tomografía Axial Computada

La tomografía axial también se ha utilizado para evaluar la calidad del hueso que se encuentra alrededor de los implantes osteointegrados, principalmente con el sistema Dental Scan (principalmente en implantes osteointegrados en mandíbula y maxilar) que emite un haz fino de rayos X. Ese haz incide sobre el objeto que se estudia y parte de la radiación del haz lo atraviesa. La radiación que no ha sido absorbida por el objeto en forma de espectro, es recogida por los detectores¹²⁰. Luego el emisor de haz que tenía una orientación determinada (por ejemplo estructura vertical a 90°) cambia su orientación (por ejemplo haz oblicuo a 95°), este espectro también es recogido por los detectores. El ordenador “suma las imágenes” promediándolas y nuevamente el emisor cambia su orientación (por ejemplo 100° de inclinación). Los detectores recogen este nuevo espectro, lo suman a los anteriores y promedian estos datos, esto se repite hasta que el tubo de rayos y los detectores han dado la vuelta completa al objeto a estudiar, momento en el que se dispone una imagen tomográfica completa, definitiva y fiable.¹²¹

El ordenador luego de computar la información, otorga un valor numérico a cada pixel (que se corresponde con el coeficiente de atenuación) este número de pixel se corresponde a su vez con un color en la escala de grises que se tiene, si hacemos esto con todos los pixeles tendremos una amplia escala de grises, capaz de representar cualquier imagen. Esta escala toma como referencia el agua y se denomina Unidad de Absorción Hounsfield o Valor de CT.¹²²

$$HU = (\mu \text{ objeto} - \mu \text{ agua}) / \mu \text{ agua} \times 1000^{123}$$

Y en este caso la base de cráneo por ejemplo tiene valores que van entre 240 UH en el sitio denominado ventana hasta 35 UH en el sitio denominado centro, lo que da una escala de grises de gran variabilidad¹²⁴ que nos permite evaluar objetivamente las características del hueso o el tejido alrededor del implante.

En el ANEXO 1 a este documento, encontrará descrito detalladamente las técnicas de microscopía de barrido y tomografía computada.



PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

La reconstrucción auricular es técnicamente complicada en cirugía plástica y los resultados en general han sido poco favorables. El injerto autólogo costal es el material más frecuentemente utilizado para reconstrucción auricular, sin embargo el cartílago tiene una capacidad limitada de reparación y regeneración debido a la carencia de vasos sanguíneos y nervios aunado a un poco crecimiento posnatal, por lo que se hace necesario encontrar técnicas que permitan reparar o sustituir un tejido dañado o ausente.

Actualmente hay implantes osteointegrados para la reconstrucción auricular en México, sin embargo su utilización lleva un proceso de varios pasos quirúrgicos, el primer procedimiento requiere la colocación en la región mastoidea, pero quedan cubiertos por la piel, y se requiere un segundo procedimiento para exponerlos fuera de la piel, entre estos dos procedimientos hay que esperar 6 meses debido a que es el tiempo que se requiere para que la piel que cubre los implantes se desinflame y permita una segunda cirugía con menos fibrosis resultante y finalmente hay que esperar 6 meses más para valorar si no hay proceso infeccioso y si hay adecuada osteointegración, dicho proceso se lleva a cabo en promedio en un año para iniciar las pruebas con las prótesis y para el uso definitivo de la prótesis pueden pasar hasta un año y medio después de la primera cirugía.

Por eso nosotros propusimos en éste proyecto el uso de nuestra técnica que puede tener excelentes resultados estéticos, hasta el momento sin rechazo del implante y con sólo un procedimiento quirúrgico ya que el implante que usaremos puede colocarse quedando una parte extracutánea, sin la necesidad de una segunda reintervención y permitiendo el uso de una prótesis auricular en aproximadamente 8 semanas.

Específicamente queremos demostrar por microscopía electrónica y tomografía axial computada (programa Dental Scan) que la osteointegración de la región mastoidea es mejor que la intraoral. El análisis por microscopía de barrido no se podía llevar a cabo en los niños ya operados por razones obvias y tampoco contamos con el programa Dental Scan en el Instituto Nacional de Pediatría.

JUSTIFICACION

Los implantes osteointegrados que actualmente se usan para la colocación de prótesis dentales denominados mini-implantes tienen múltiples ventajas desde varios puntos de vista, el primero es que se pueden colocar con mínima morbilidad, requieren un proceso quirúrgico breve, segundo, no requieren un colgajo de piel o mucosa que los cubra mientras durante el proceso de osteointegración debido a que tienen una parte tratada con un grabado bi-ácido que le da una micro-rugosidad para mejor osteointegración y una parte pulida que puede quedarse expuesta al oxígeno (por lo que no necesita cubrirse con piel o algún otro tejido), es precisamente debido a éstas características de biocompatibilidad que la osteointegración es rápida, lo que permite cuando se coloca en la cavidad oral, ser sometidos a la carga de la



masticación prácticamente de manera inmediata, además que se ha demostrado en la literatura que la osteointegración se lleva a cabo al favorecer la respuesta biológica de adhesión celular aun estando sometido a la humedad intraoral y a la flora bacteriana de dicho micro-ambiente.

En el servicio de Cirugía Plástica del Instituto Nacional de Pediatría se han usado estos implantes, colocándolos en la región mastoidea para reconstrucción auricular con buen resultado estético, muy baja morbilidad y sin rechazo. Los resultados clínicos se demostraron en el artículo publicado por Sesman²⁵ en la revista española Cirugía Plástica Ibero-latinoamericana en el 2011 sin embargo, no contábamos con suficiente sustento científico que nos hablara de que efectivamente la osteointegración es mejor en la región mastoidea que intraoral y consideramos que era necesario hacer un estudio que nos aportara evidencia científica del grado de osteointegración de estos implantes al no estar sometidos a la presión de la masticación que está descrita de aproximadamente 35kg por mm³, tampoco estarán sometidos a la humedad intrabucal y mucho menos a la flora bacteriana de dicha cavidad.

Consideramos que estos implantes dan un soporte adecuado para una prótesis extraoral, además de que puedan permanecer en esos sitios por largo tiempo, y tampoco hay estudios que nos garanticen que dichos implantes no se van a perder a lo largo del tiempo, precisamente en la búsqueda de ese sustento científico al uso de estos implantes en la región mastoidea llevamos a cabo este protocolo experimental en un modelo animal in vivo

OBJETIVOS

OBJETIVO GENERAL

Comparar la osteointegración de los implantes de uso intraoral aplicados en la región mastoidea contra los colocados en región mandibular evaluando el volumen óseo trabecular peri-implante por medio de tomografía axial computarizada de cráneo y la presencia de depósitos de compuestos orgánicos como calcio y fosfato, así como presencia de trabéculas óseas en contacto con el implante por medio de microscopía de barrido en un modelo animal experimental. Divididos en 3 grupos a los 2, 4 y 6 meses

OBJETIVOS ESPECIFICOS

1. Comparar la densidad ósea peri-implante y estromal en la región mandibular y mastoidea
2. Comparar la presencia de depósitos de compuestos orgánicos como calcio y fósforo peri implante y estromal, en la región mandibular y mastoidea
- 3.- Comparar la **densidad ósea** mastoidea contra la mandibular



4.- Comparar la presencia de depósitos de **compuestos orgánicos como calcio y fósforo** entre mastoides y mandíbula

HIPÓTESIS.

1. La **densidad ósea** peri-implante será igual que el estromal en la región **mastoidea y mandibular**
2. La presencia de depósitos de **compuestos orgánicos como calcio y fósforo** peri implante será igual que en estromal, en la región **mandibular y mastoidea**
3. El **volumen óseo trabecular** será igual en la **región mastoidea** que en la **región mandibular**
4. La presencia de depósitos de **compuestos orgánicos como calcio o fósforo** será igual en la **región mastoidea** que en la **región mandibular**

MATERIAL Y MÉTODOS

DISEÑO DEL ESTUDIO

Experimental (Analítico, Prospectivo, Longitudinal, Comparativo)

DESCRIPCIÓN DEL UNIVERSO DE TRABAJO

POBLACIÓN OBJETIVO

Cerdos de raza Landrace con York proporcionados por el Departamento de Producción Porcina de la Facultad de Medicina Veterinaria y Zootecnia de la Universidad Nacional Autónoma de México

POBLACIÓN ELEGIBLE

Cerdos de raza Landrace con York, de dos meses de edad, peso aproximado de 12 kg

CRITERIOS DE INCLUSIÓN

1. Cerdos de raza Landrace con York
2. Peso entre 10 y 12 kg
3. Aproximadamente 2 meses de edad
4. Clínicamente sanos



CRITERIOS DE EXCLUSIÓN

No existen

CRITERIOS DE ELIMINACIÓN

No existen criterios de Eliminación

Muerte en el periodo de estudio.

Estos animales serán considerados hasta el tiempo que contribuyeron al estudio y se documentará la causa en caso de muerte.

JUSTIFICACIÓN DE LA ELECCION DEL MODELO ANIMAL Y MANEJO DEL MISMO

ELECCIÓN DEL MODELO ANIMAL

Se eligieron cerdos para éste estudio debido a que los mismos han sido el mejor modelo animal para el transplante de órganos al humano, dada a la similitud de la estructura tisular y morfología de la mayoría de sus órganos. Esto lo hace un modelo ideal para ser usado en el proyecto que se está presentando. Estamos seguros que no existía la posibilidad de realizar este experimento con los resultados que obtuvimos en otros animales de laboratorio como ratones, cuyos, conejos, etc., por a sus características morfofisiológicas que presentan mayor diferencia con el humano.

EXTRAPOLACIÓN DE LA EDAD DEL MODELO ANIMAL

La edad de los puercos a los 2 meses (que es la edad cuando se llevó a cabo la colocación de los implantes) fue debido a que se extrapola a la edad aproximadamente de 6 años de los niños, precisamente la edad en la que se inician la mayoría de los procedimientos de reconstrucción.

La edad de 4 meses puede extrapolarse a los 12 años de los niños y con esto fue como si estuviéramos dándole seguimiento a un procedimiento durante 6 años y poder verificar la evolución del implante y las características del tejido óseo peri implante.

Finalmente a los 6 meses, al ser extrapolado a los niños constituye aproximadamente 18 años, que representa la última evaluación de los depósitos de minerales y las trabéculas que se puede hacer en un paciente del Instituto Nacional de Pediatría, debido a que se considera que ya es adulto y que el proceso de crecimiento en la mayoría de los casos de los niños ya se ha completado.



ALOJAMIENTO DE LOS ANIMALES.

El alojamiento fue en las instalaciones de la Facultad de Medicina Veterinaria y Zootecnia de la Universidad Nacional Autónoma de México, en los aislamientos diseñados para el manejo de cerdos que se encuentran ubicados en el Departamento de Medicina y Zootecnia de Cerdos, los cuales eran cuartos cerrados, con ventilación mecánica, comederos específicos y el suministro de agua era automático. Se cuentan con 3 áreas iguales que tienen una dimensión de 10m² cada una, esto permitió alojar a los cerdos necesarios para éste proyecto.

MANEJO ANESTÉSICO

Los anestésicos que se usaron para el procedimiento de colocación de los implantes fue Sural como preanestésico y Propofol. La dosis dependió de la concentración con que se contaba el medicamento, se realizó sedación con Sural vía intramuscular y posteriormente se aplicó como anestésico intravenoso Propofol a dosis 3mg/kg y anestésico inhalado Seborane a 1.6% y 98.4 % oxígeno.

ALIMENTACIÓN

El alimento proporcionado fue peletizado. Se dió alimento por la mañana y por la tarde de acuerdo al peso y número de animales y el agua se proporcionó ad libitum.

ÁREA DE RECUPERACIÓN POSTQUIRURGICA

Una vez que se realizó el procedimiento quirúrgico se acondicionó un área para recuperación postquirúrgica seccionando el área de alojamiento.

EUTANASIA Y DISPOSICIÓN FINAL DE CADAVERES.

La eutanasia se realizó en base a la **NOM-062-ZOO-1999**, la cual indica 3 métodos de eutanasia, pero nosotros usamos la electroinsensibilización y desangrado humanitario. Los cadáveres se incineraron en el incinerador de la Facultad de Medicina Veterinaria y Zootecnia de la UNAM.

TAMAÑO DE LA MUESTRA

La muestra fue de acuerdo a conveniencia por lo que usamos 10 Cerdos, colocando en cada uno de los cerdos 2 implantes en la región alveolar de la mandíbula y un implante en cada región mastoidea. Un total de 4 implantes en cada cerdo y un total de 40 implantes

Se realizaron un total de 40 intervenciones por lo que analizaremos a cada implante como muestra independiente.



Los 10 cerdos se dividieron en 3 grupos:

- a) El primer grupo de 3 cerdos fue sacrificado a los 2 meses de haber sido colocados los implantes
- b) El segundo grupo también fue de 3 cerdos que se sacrificaron a los 4 meses de haber sido colocados los implantes
- c) El tercer grupo fue de 4 cerdos que se sacrificaron a los 6 meses de colocados los implantes

No tuvimos pérdida de algún cerdo durante el proceso experimental.

DESCRIPCIÓN DE VARIABLES

DESCRIPCIÓN DE LAS VARIABLES DE ESTUDIO Y SUS ESCALAS DE MEDICIÓN

Variable	Método de Medicion	Tipo de variable
Densidad ósea Peri-implante y Estroma	Tomografía axial computada Unidades Hounsfield	Numérica continua Unidades Hounsfield
Porcentaje de depósitos de fosforo, calcio, magnesio y sodio, etc Peri-implante y Estroma	Microscopia electrónica	Numérica continua Porcentaje

DEFINICIONES OPERACIONALES:

OSTEOINTEGRACIÓN: Conexión directa estructural y funcional entre el hueso vivo, ordenado, y la superficie de un implante sometido a carga funcional.

IMPLANTE DE TITANIO: Cono o cilindro de titanio con rosca externa o liso, que se introduce en el hueso para sustituir tejido perdido. Está recubierto por distintas sustancias para permitir la oseointegración (unión del implante al hueso).

TRABÉCULA ÓSEA: La unidad estructural del tejido óseo esponjoso.



TEJIDO TRABECULAR: Tejido constituido por espículas óseas, anastomosadas entre sí que forman la parte interna del hueso.

DEPÓSITO DE MINERALES: Las sales minerales se depositan y cristalizan sobre una estructura formada por las fibras de colágeno de la matriz extracelular favoreciendo el endurecimiento del hueso. Este proceso de calcificación es iniciado por las células formadoras de hueso, los osteoblastos.

DESPLAZAMIENTO: Es una medida vectorial que define el cambio de posición de un cuerpo entre dos instantes bien definidos

INFECCIÓN: Es un término clínico que indica la contaminación, con respuesta inmunológica y daño estructural de un hospedero, causada por un microorganismo patógeno, es decir, que existe invasión con lesión tisular por esos mismos gérmenes (hongos, bacterias, protozoos, virus, priones), sus productos (toxinas) o ambos a la vez.

INFLAMACIÓN: La respuesta inflamatoria ocurre sólo en tejidos conectivos vascularizados y surge con el fin defensivo de aislar y destruir al agente dañino, así como reparar el tejido u órgano dañado

DESCRIPCIÓN DE PROCEDIMIENTOS

El procedimiento quirúrgico se describe de acuerdo a la técnica publicada en el artículo: Sesman Bernal, A.L., Carmona González, R., Herrera Rosas, A., Fichtl García, A., León Pérez, J.A., Fernández Sobrino, G. Reconstrucción auricular con implantes osteointegrados en un solo tiempo en pacientes seleccionados Cir.plást. iberolatinoam. 2011 Jul-Sep; 37(3):267-279.²⁵

Los implantes que se usaron para este procedimiento son Implantes Transitorio IT de la marca B &W Sistema de Implantes con las siguientes características:

Autorroscante, Cuello Liso, Grabado bi-ácido (mezcla de ácido nítrico y clorhídrico a alta temperatura).

Fabricados con Titanio grado IV, titanio comercialmente puro.¹²⁶

Empresa de origen Argentino

Fase de:

- 1. Experimentación de los procedimientos con hueso a los que se colocó el implante**

Se utilizaron 10 cerdos que permanecieron en el departamento de producción porcina del Bioterio del Departamento de Producción porcina de la Facultad de Medicina Veterinaria y Zootecnia de la Universidad Nacional Autónoma de México.



Plan de material y método



Cerdo anestesiado



Colocación del implante

1.- Marcamos el sitio donde se colocaron los implantes. Con un perforador manual hicimos una pequeña entrada puntiforme hasta penetrar el hueso, no fue necesario hacer alguna incisión, usamos una broca de 6 a 8 mm de longitud con un tope (Figuras 12 y 13)



Fig. 12 Perforador para el implante



Fig. 13 Broca de 6mm de longitud con tope

2.- Colocamos un cabezal al implante y se llevó a cabo una rotación hasta no poder hacer mayor presión (Figura 14)

3.- Posteriormente aplicamos una pequeña pieza con forma de mariposa que permitió introducir un poco más el tornillo, hasta que finalmente se nos dificultó darle la vuelta (Figura 15)

4.- Finalmente usamos una pequeña matraca unidireccional que nos permitió atornillar el implante hasta que logramos introducirlo en su totalidad y quedó fuera el área que va expuesta en la piel (Figura 16)



Fig. 14. Cabezal



Fig. 15 Mariposa



Fig. 16 Matraca unidireccional

5.- Repetimos el mismo procedimiento con cada uno de los implantes a colocar, se colocaron 4 tornillos: dos en la región alveolar mandibular y uno en cada región mastoidea (Fig 17 y 18)



Sitio de colocación implante (mastoides)

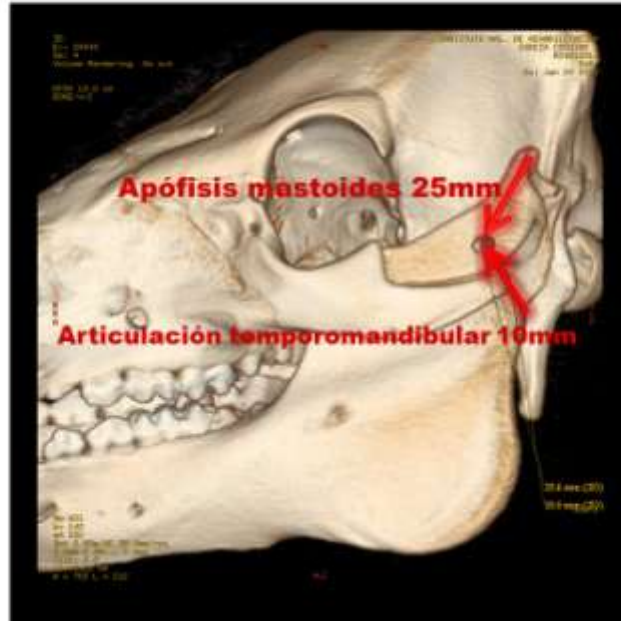
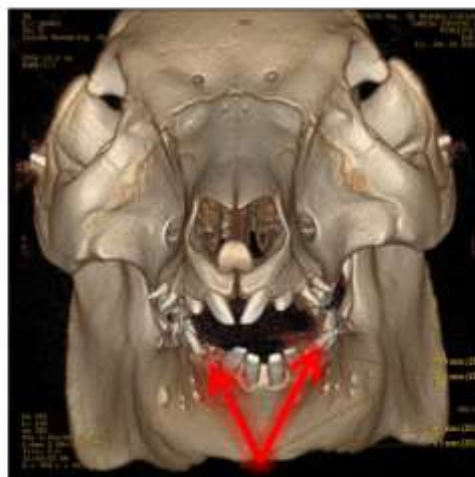


Fig 17 Imagen de tornillos colocados en mastoides

Sitio de colocación implantes (mandíbula)



**Linea Media:
Izquierda: 32.9mm
Derecha: 32.8 mm**

Fig 18. Imagen de tornillos colocados en mandíbula



2. Toma de tejido

Se llevó a cabo en Bioterio del Departamento de Producción porcina de la Facultad de Medicina Veterinaria y Zootecnia de la Universidad Nacional Autónoma de México bajo condiciones de esterilidad obligatorias, luego de realizar eutanasia llevada a cabo de acuerdo a los criterios internacionales de manejo de animales de experimentación que se llevan a cabo de manera cotidiana en dicha facultad

Los 10 cerdos se dividieron en 3 grupos:

- a) El primer grupo de 3 cerdos fue sacrificado a los 2 meses de haber sido colocados los implantes
- b) El segundo grupo también fue de 3 cerdos que se sacrificaron a los 4 meses de haber sido colocados los implantes
- c) El tercer grupo fue de 4 cerdos que se sacrificaron a los 6 meses de colocados los implantes

Procesamiento

I) Los cabezas de los cerdos fueron sometidas a tomografía axial computarizada en el Departamento Tomografía del servicio de Radiología del Instituto Nacional de Rehabilitación

II) Para cada cerdo se retiró la mandíbula y mastoides completa del cerdo y se separaron los implantes individualmente, conservando los tejidos circundantes al implante mediante una sierra circular de 0,2 mm de grosor. A continuación se cortaron los implantes longitudinalmente por su línea media con baja velocidad e irrigación abundante para evitar el sobrecalentamiento de la muestra, evitando el deterioro de los tejidos que rodeaban al implante Los cortes fueron procesados para el estudio en microscopía electrónica, para determinar la estructura del hueso formado alrededor del implante.

3. Transporte y recepción del tejido

Los cabezas de los cerdos fueron obtenidas en el departamento de producción porcina de la facultad de veterinaria y zootecnia de la Universidad Nacional Autónoma de México y llevados realizarse la tomografía axial computarizada, en el Departamento Tomografía del servicio de Radiología del Instituto Nacional de Rehabilitación

Los implantes y su tejido circundante fueron transportados en un tubo estéril y llevados al departamento de Microscopía de Barrido de la Torre de Investigación del Instituto Nacional de Rehabilitación donde se llevó a cabo la preparación para realizar los procedimientos de visión bajo Microscopía Electrónica Cada frasco fue etiquetado para su identificación posteriormente durante el procesamiento de la muestra.



4. Analisis por Tomografía

Analizamos con el programa Dental Scan las diferentes densidades óseas en 4 sitios diferentes alrededor del implante tanto en la mastoides como en la mandíbula, y de manera simétrica se llevó a cabo en el tejido estromal con la finalidad de establecer un promedio de los valores en Unidades Hounsfield para poder analizar objetivamente en tejido con las diferentes pruebas estadísticas como se muestra a continuación:

Determinación densidad ósea por tomografía



Medición Densidad Peri Implante y Estroma Mastoides

Realizamos todas las mediciones y tomamos un promedio para el análisis estadístico

Determinación densidad ósea por tomografía



Densidad Peri Implante Mandibula

Realizamos todas las mediciones y tomamos un promedio para el análisis estadístico



FACTIBILIDAD

Se describe la participación de las Instituciones que colaboraron en el proyecto:

1. En el Instituto Nacional de Pediatría se proporcionó el apoyo científico y técnico del Investigador principal y los tutores asociados en cuanto a la captura, análisis y procesamiento de datos, para publicación y obtención de grado
2. En el Bioterio del Departamento de Producción porcina de la Facultad de Medicina Veterinaria y Zootecnia de la Universidad Nacional Autónoma de México se llevó a cabo las cirugías de los animales así como el cuidado y alimentación de los mismos
3. En el Instituto Nacional de Rehabilitación:
 - A) En el Departamento de Tomografía del servicio de Radiología se llevaron a cabo las tomografías axiales de cráneo de los cerdos objeto del procedimiento experimental
 - B) En el servicio de Microscopía de Barrido se observaron las características fisicoquímicas del tejido y la Osteointegración de los implantes colocados

ANÁLISIS ESTADÍSTICO E INTERPRETACIÓN DE RESULTADOS

El análisis se apoyó con el software SPSS versión 17.0, en este programa se desarrolló la base de datos donde se capturaron los resultados obtenidos, y se hizo el análisis estadístico.

DESCRIPTIVO

variables		2 meses				4 meses				6 meses			
		Oral		Mastoidea		Oral		Mastoidea		Oral		Mastoidea	
Sitio de medición		PI	E	PI	E	PI	E	PI	E	PI	E	PI	E
Minerales	Calcio												
	Fosforo												
Densidad													



En cada celda va media, desviación estándar EN CASO DE DIST NORMAL O SI NO MEDIANA MINIMO Y MAXIMO

OTRAS VARIABLES

VARIABLES	2 meses		4 meses		6 meses	
	Oral	Mastoidea	Oral	Mastoidea	Oral	Mastoidea
Desplazamiento						
Infección						
Inflamación						

Consideraremos algunas otras variables como desplazamiento del implante, infección o inflamación que nos podrían traducir al final del estudio la no osteointegración del implante.

Describimos en porcentaje cada una de éstas variables.

ANÁLISIS ESTADÍSTICO

Se hicieron 2 tipos de comparaciones:

1.- Para comparar la osteointegración en cada tiempo entre la región alveolar y la región mastoidea efectuamos **PRUEBA DE T PARA MUESTRAS INDEPENDIENTES.**

2.- La comparación de la osteointegración en cada sitio donde se colocó el implante y en el estroma adyacente al mismo a lo largo del tiempo se realizó con **ANOVA DE UNA VIA**

23.- En el caso de proceso inflamatorio, desplazamiento y proceso infeccioso, se describió en porcentaje.



BASE DE DATOS

TORNILLO	ANIMAL	SITIO	PERIODO	CAPA	CAPA	DENSIDAD PI	DENSIDAD E	INFECCION	DESPLAZAMIENTO
1									
2									
3									
4									
5									
6									
7									
8									
9									
10									

CONSIDERACIONES ETICAS

El protocolo experimental fue aprobado por El comité de Investigación del Instituto Nacional de Pediatría, se realizó con apego de manera estricta a las normas, lineamientos y principios a los cuales debe someter la investigación científica y tecnológica destinada a la salud. Reglamento de la Ley General de Salud en Materia de Investigación para la Salud de México.¹²⁸

El manejo y cuidado de los animales se llevó a cabo conforme a la NOM-062-ZOO-1999. “Especificaciones técnicas para la producción, cuidado y uso de los animales de laboratorio”.



CRONOGRAMA DE ACTIVIDADES

ETAPA DEL ESTUDIO	PRIMER SEMESTRE	SEGUNDO SEMESTRE	TERCER SEMESTRE	CUARTO y QUINTO SEMESTRE
Terminación del protocolo y someter a CE	**1ª Reunión expertos			
Ajuste de procedimientos	PUBLICACION DEL PRIMER ARTICULO	**2ª Reunión expertos		
Aplicación implantes para osteointegración		-APROBACION AL COMITÉ DE INVESTIGACION -SOLICITUD DE FONDOS FEDERALES		
Procesar Muestras			CIRUGIA DE APLICACIÓN DE IMPLANTES	
Elaboracion base Datos				
Analisis de Resultados				
Interpretacion Resultados			PRESENTAR CANDIDATURA AL EXAMEN	Preparación para examen de grado
Elaboracion de Informe Final				

TRASCENDENCIA DEL ESTUDIO

Es un proyecto vinculado con la necesidad del área médica en Cirugía Plástica por el reto que representa la Reconstrucción auricular.

Es un protocolo que permite la Postulación para Doctorado de la Autora Principal y la Formación de un Posgraduado en Alta Especialidad en cirugía Plástica pediátrica (el cual ya fue graduado en marzo del 2013).

Es original y los resultados pueden ofrecer la posibilidad de una patente para la técnica.



Resuelve la prioridad Nacional de Reconstrucción de una Malformación congénita como la microtia.

Promueve un modelo de atención más eficaz para el resultado de los pacientes con microtia.

RESULTADOS

Densidad Ósea en Mastoides y Mandíbula

Tomando en cuenta que fue necesario evaluar y contrastar la osteointegración tanto en tejido peri-implante como en el estroma y verificar la osteointegración de la mastoides comparada con la mandíbula, para considerar la colocación de estos implantes en los pacientes con microtia para el uso de una prótesis sin necesidad de una reconstrucción con cartílago autólogo, decidimos someter los resultados de la densidad ósea medida por tomografía a una prueba de T para muestras independientes (Cuadro 1)

Cuadro 1

Unidades Hounsfield entre Mastoides y Mandíbula de acuerdo al sitio estudiado.

Prueba de t para muestras Independientes Unidades Hounsfield			
Sitio de Localización	Sitio de Estudio	Media	Sig.
Mastoides	Estroma	610.21	0.05
	Peri implante	716.89	
Mandíbula	Estroma	653.75	0.942
	Peri implante	650.18	

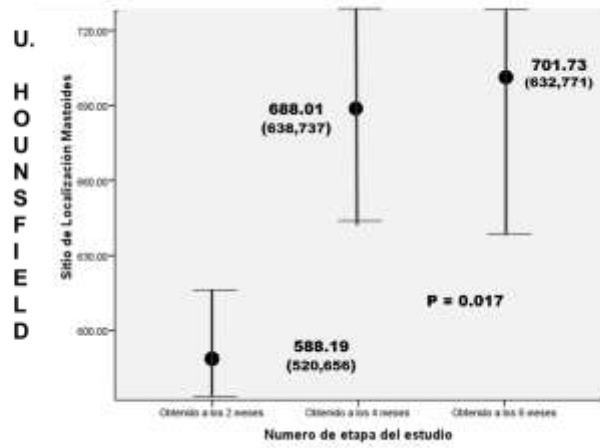
Que muestra escasa diferencia estadística entre las densidades óseas del tejido estromal y el peri implante en mastoides, situación de no se observa en la mandíbula con $p= 0.05$ y $p= 0.94$ respectivamente



Fue necesario someter las densidades óseas a una prueba de Anova de una vía para evaluar su comportamiento a lo largo del tiempo. (Graf. 1 y 2)

Grafica 1

U. Hounsfield en Mastoides

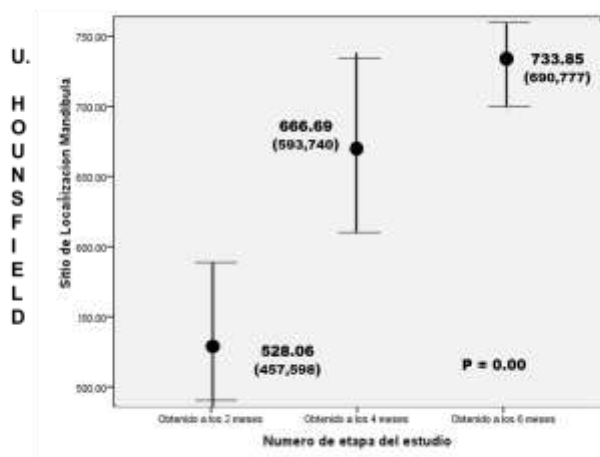


Prueba Anova una vía

Graf. 1 Encontramos un aumento de la densidad en la región mastoidea a lo largo del tiempo al medir con Tomografía axial a los 2, 4 y 6 meses, en el tejido periimplante

Grafica 2

U. Hounsfield en Mandíbula



Prueba Anova una vía



Grafica 2. La misma característica de la densidad en la región mandibular a lo largo del tiempo al medir con Tomografía axial a los 2, 4 y 6 meses, en el tejido peri-implante

DEPOSITO DE MINERALES DE OSIFICACION (CALCIO Y FOSOFORO)

Como parte de la evaluación de osteointegración también fue necesario medir los diferentes porcentajes de depósitos de minerales, concentrándonos en los más importantes para hablar de osificación de tejido que son el Calcio y el Fosforo, dichas mediciones también las evaluamos a través de una prueba de T para muestras independientes, para comparar el sitio de localización (Cuadro 2,3 y 4)

Cuadro 2
Porcentaje de Calcio entre Mastoides y Mandíbula de acuerdo al sitio estudiado.

Prueba de t para muestras Independientes %Calcio			
Sitio de Localización	Sitio de Estudio	Media	Sig.
Mastoides	Estroma	27.82	0.23
	Peri implante	25.95	
Mandíbula	Estroma	20.34	0.64
	Peri implante	19.55	

Cuadro 2. Muestra que no hay diferencia estadística en los depósitos de calcio del tejido estromal y el peri implante en mastoides, situación que también se observa en la mandíbula con $p= 0.23$ y $p= 0.64$ respectivamente

Cuadro 3
Porcentaje de Calcio entre Mastoides y Mandíbula

Prueba de t para muestras Independientes % Calcio			
% Calcio en Mastoides y en mandíbula	Sitio de Estudio	Media	Sig.
	Mandíbula	19.95	0.05
	Mastoides	26.88	



Cuadro 3. No hay diferencia estadísticamente significativa ($p=0.50$) cuando comparamos el % de depósito de calcio final entre la mastoides y la mandíbula de manera global

Cuadro 4

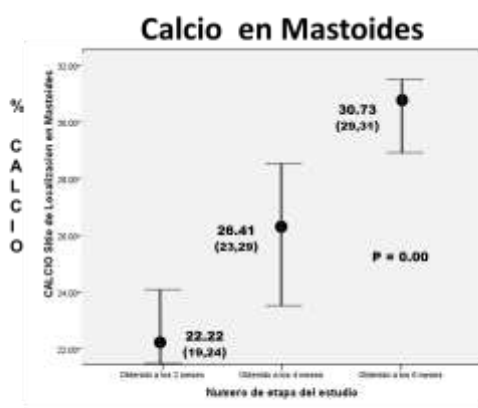
Porcentaje de Fósforo entre Mastoides y Mandíbula de acuerdo al sitio estudiado.

Prueba de t para muestras Independientes % Fósforo			
Sitio de Localización	Sitio de Estudio	Media	Sig.
Mastoides	Estroma	13.25	0.43
	Peri implante	12.55	
Mandíbula	Estroma	9.76	0.74
	Peri implante	10.06	

Cuadro 4. No hay diferencia estadística en los depósitos de fósforo del tejido estromal y el peri implante en mastoides, situación que también se observa en la mandíbula con $p= 0.43$ y $p= 0.74$ respectivamente

El comportamiento en los tres grupos del calcio y el fosforo también lo evaluamos a través de una prueba de Anova de una vía, que nos habla de la mineralización del tejido a lo largo del tiempo. (Graficas 3, 4, 5 y 6)

Grafica 3

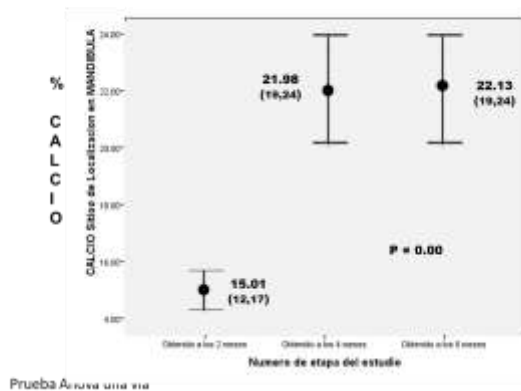


Prueba Anova una vía



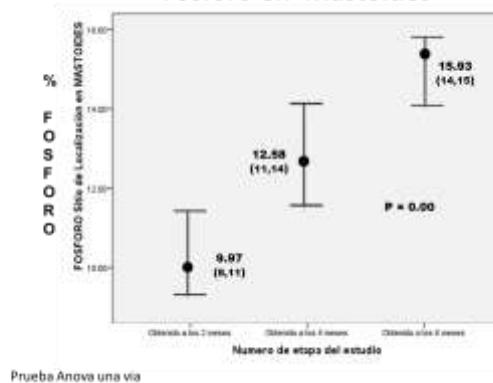
Grafica 3. Cuando medimos el depósito de minerales en la región mastoidea a lo largo del tiempo a los 2, 4 y 6 meses podemos observar un incremento gradual del porcentaje de calcio, en el tejido peri-implante.

Grafica 4
Calcio en Mandíbula



Grafica 4. También el depósito de minerales en la región mandibular a lo largo del tiempo a los 2, 4 y 6 meses tuvimos un incremento gradual del porcentaje de calcio, en el tejido peri-implante.

Grafica 5
Fósforo en Mastoides

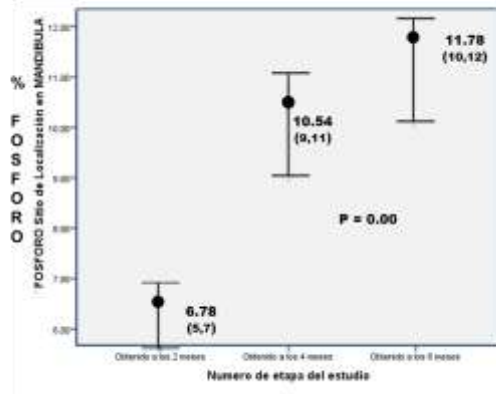


Grafica 5. El comportamiento de los depósitos de fósforo a través de la microscopía de barrido medido en el tejido peri implante en mastoides también presenta un incremento gradual a lo largo del tiempo en el grupo 2, 4 y 6 meses.



Grafica 6

Fósforo en mandíbula



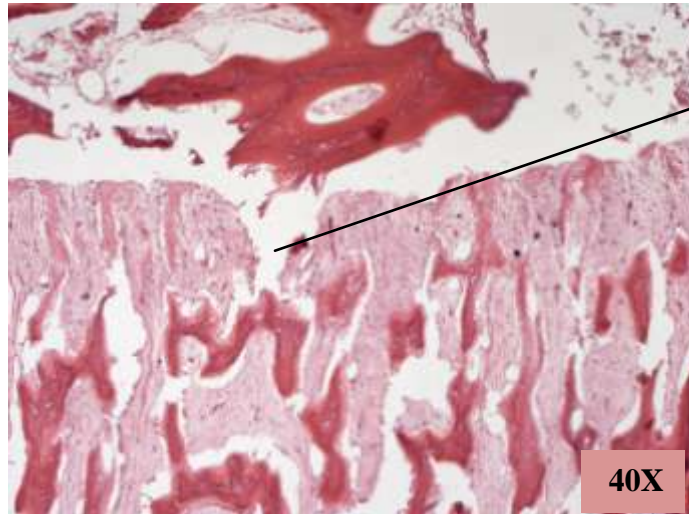
Prueba Anova una vía

Grafica 6. El comportamiento de los depósitos del fósforo a través de la microscopía de barrido medido en el tejido peri implante en mandíbula también presenta un incremento gradual a lo largo del tiempo en el grupo 2, 4 y 6 meses

ANÁLISIS HISTOLOGICO

Para valorar las variables secundarias realizamos tinciones con hematoxilina y eosina de las diferentes muestras, tanto en el tejido peri implante como en el estromal y en ninguno de los casos encontramos desplazamiento, tampoco hubo proceso infeccioso y sólo tuvimos 4 casos de proceso inflamatorio que representan el 10% del total de los implantes y todos fueron en el grupo de los 2 meses.

Tejido Peri Implante Mastoideo a los 2 meses del estudio



Sitio donde se encontraba la rosca del implante osteointegrado

Imagen Histológica teñida con Hematoxilina y Eosina 40x de tejido Peri-implante mastoideo a los 2 meses. Observamos la formación de trabéculas óseas con discreto proceso inflamatorio

Tejido Peri Implante Mastoideo a los 4 meses del estudio

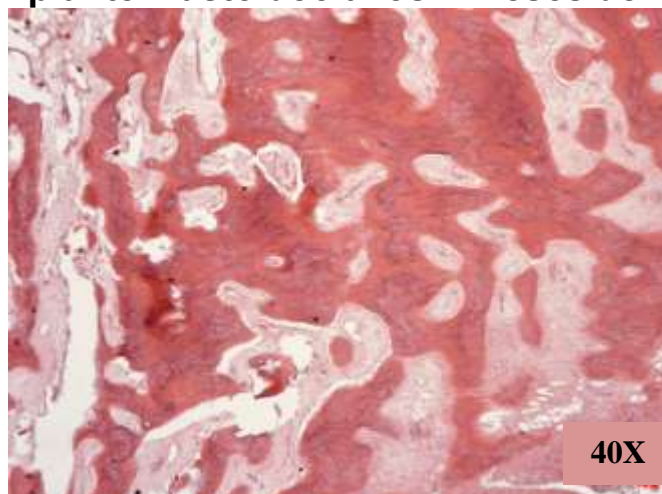


Imagen Histológica teñida con Hematoxilina y Eosina 40x de tejido Peri-implante mastoideo a los 4 meses. Observamos las trabéculas óseas mas ordenadas y ausencia de tejido inflamatorio.

Tejido Peri Implante Mastoideo a los 6 meses del estudio

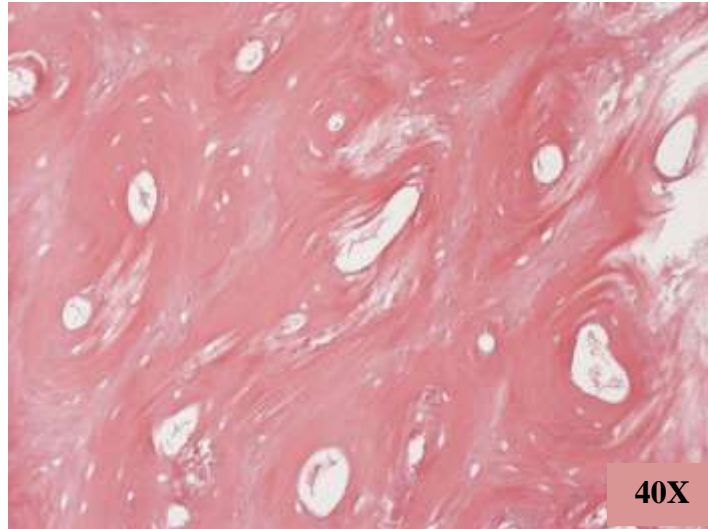
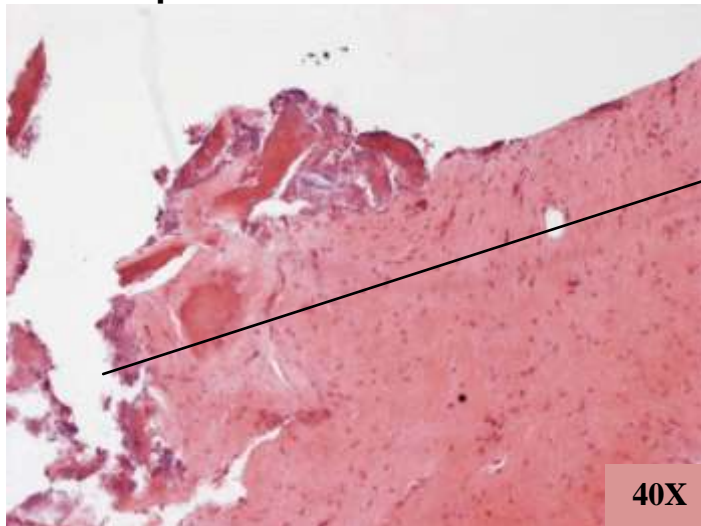


Imagen Histológica teñida con Hematoxilina y Eosina 40x de tejido Peri-implante mastoideo a los 6 meses. Las trabéculas óseas están perfectamente ordenadas, con osteonas bien definidas y sin datos de proceso inflamatorio

Tejido Peri Implante Mandibular a los 2 meses del estudio



Sitio donde se encontraba la rosca del implante osteointegrado

Imagen Histológica teñida con Hematoxilina y Eosina 40x de tejido Peri-implante mandibular a los 2 meses. Apenas visibles los osteoblastos, sin llevar un patrón de orden y con tejido inflamatorio leve



Tejido Peri Implante Mandibular a los 4 meses del estudio



Imagen Histológica teñida con Hematoxilina y Eosina 40x de tejido Peri-implante mandibular a los 4 meses. Presencia de trabéculas ordenadas, sin dato de proceso inflamatorio, pero aun espacios entre las trabéculas

Tejido Peri Implante Mandibular a los 6 meses del estudio

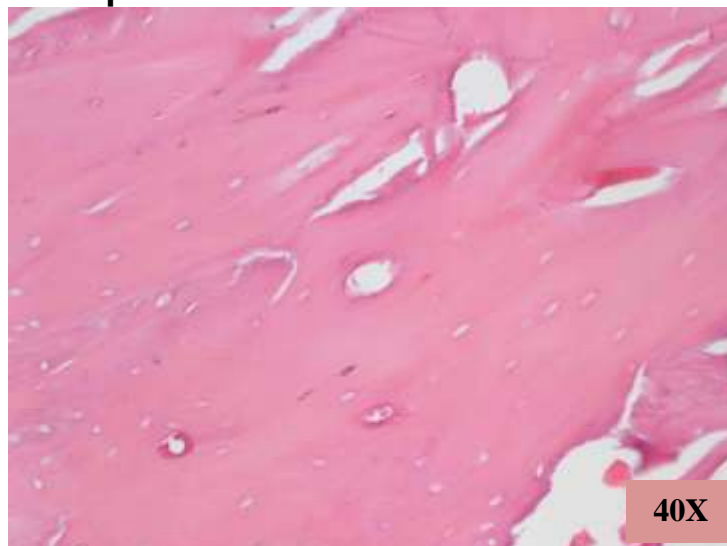


Imagen Histológica teñida con Hematoxilina y Eosina 40x de tejido Peri-implante mandibular a los 6 meses. Tejido adecuadamente osificado, ordenado, sin proceso inflamatorio, presencia de escasa osteonas.



DISCUSION.

Debido a la gran dificultad técnica para la reconstrucción auricular con tejido autólogo, el alto índice de complicaciones⁸ y el resultado estético en ocasiones inaceptable, nos llevó a buscar una nueva técnica con implantes osteointegrados que se llevara a cabo en un solo tiempo quirúrgico, que dichos implantes tuvieran adecuada osteointegración y soportaran la carga de llevar una prótesis en el hueso mastoideo, para ofrecer una adecuada alternativa de reconstrucción auricular o incluso de algún otro tipo.⁷²

Diferentes estudios experimentales en el campo de la biomecánica y fisiopatología de la consolidación ósea así como la investigación y perfeccionamiento de los biomateriales empleados⁷³, han resultado en los últimos 25 años en un vertiginoso avance en cuanto a técnicas y sistemas, gracias a los cuales se ha producido una considerable disminución en los índices de complicaciones y fracasos terapéuticos en el manejo de las diferentes técnicas de osteosíntesis craneofacial.⁷⁴⁻⁷⁶

Desde hace pocos años se han aplicado estos principios para la colocación de prótesis auriculares soportadas mediante implantes osteointegrados⁷⁷. Aplicando estos avances, Tjellström⁷⁸ inició el tratamiento de las grandes malformaciones auriculares mediante prótesis ancladas al hueso temporomastoideo con implantes osteointegrados.

Luego de revisar extensamente la literatura consideramos la posibilidad de que los implantes diseñados para colocación intraoral podrían dar un soporte adecuado para una prótesis extra oral, además de que puedan permanecer en esos sitios por largo tiempo, pero no hay estudios que nos garanticen que dichos implantes no se van a perder a lo largo del tiempo.⁷⁹⁻⁸¹

Precisamente en la búsqueda de ese sustento científico al uso de estos implantes en la región mastoidea llevamos a cabo éste protocolo experimental en un modelo animal in vivo, donde por medio de estudios tomográficos y de microscopía de barrido pudimos demostrar que la osteointegración en ésta área es similar que en la intraoral

Cuando evaluamos la osteointegración en el tejido peri implante como en el estroma, encontramos diferencias significativas en ambos tejidos en la mastoides, probablemente relacionado a que el proceso de osteointegración de un implante de titanio provoca la formación de un tipo de hueso más denso y sólido que contrasta al medir el hueso esponjoso normal de la mastoides. Diferencia que no encontramos en la mandíbula por tratarse de un hueso con mayor densidad.⁸²



De la misma forma al comparar los minerales denominados osificantes como fueron el calcio y fósforo no encontramos una diferencia significativa entre el tejido peri implante y el estroma, en la mastoides ni la mandíbula, y esto se explica debido a que el porcentaje de los depósitos de calcio y fósforo son exactamente iguales en cualquier tejido osificado, es decir puede ser más denso o mas esponjoso, pero la composición mineral es la misma.⁸³

Sin embargo la cantidad de calcio total alrededor del implante es mayor en la mastoides que en la mandíbula corroborando que el estímulo del implante provoca la formación de hueso más denso, pero principalmente en el tejido esponjoso como es en la mastoides, pero esto no sucede en un hueso más compacto y denso como es el de la mandíbula y observamos una situación similar con el fósforo, en correspondencia a la formación de fosfato de calcio cuando hay un proceso osificante.⁸⁴

Cuando llevamos a cabo el análisis estadístico del comportamiento tanto de las densidad óseas medidas por tomografía, como el porcentaje de minerales que favorecen la osteointegración del implante, evaluados por microscopía de barrido, a lo largo del tiempo, observamos que el patrón de mineralización y densidad ósea eran muy similares en correspondencia con el tiempo, es decir a mayor tiempo de presencia del implante de titanio provocaba mayor depósito de fosfato de calcio y por supuesto esto a su vez aumenta la densidad ósea.⁸⁵

Estos hallazgos definitivamente nos hablan que la osteointegración del implante de titanio en la región mastoidea permite la formación de un hueso denso, firme, con similares depósitos de calcio y fósforo al tejido mandibular,²² que nos da la opción de colocarlos en la región de la mastoides y a su vez sujetar una prótesis de silicón anclada a dichos implantes, permitiendo que tengamos una reconstrucción estética similar a la oreja sana (debido a que se toma un molde de la oreja normal para formar la prótesis) que puede llevarse a cabo en un solo procedimiento quirúrgico y disminuyendo la morbilidad del paciente. Además que el paciente puede en un tiempo más corto reintegrarse a su vida escolar y social

CONCLUSIONES.

1. **La densidad ósea** peri-implante es similar a la estromal en la región **mandibular y mastoidea**
2. La presencia de depósitos de **compuestos orgánicos como calcio y fosforo** peri implante es similar a la estromal, en la región **mandibular y mastoidea**
- 3.- Al Comparar la **densidad ósea** mastoidea contra la mandibular es similar
- 4.- Al Comparar la presencia de depósitos de **compuestos orgánicos como calcio y fósforo** entre mastoides y mandibula es similar



Es necesario continuar con pruebas biomecánicas y probablemente realizar un estudio con mayor número de sujetos, además de darle un mayor seguimiento, pero esto nos abre la posibilidad de usar un método ampliamente usado para soportar prótesis dentales, ahora como alternativa para el uso de una prótesis auricular o ¿por qué no? Tal vez para algunos otras estructuras faciales.

El futuro de las prótesis para cualquier parte del cuerpo es aún un campo con mucho que explorar, pero cada vez va tomando más importancia en la reconstrucción de tejidos e incluso miembros en la medicina humana.

BIBLIOGRAFIA.

1. Llano-Rivas I, Gonzalez-del Angel A, Del Castillo V, et al: Microtia: a clinical and genetic study at the National Institute of Pediatrics in Mexico City. Arch Med Res 1999 Mar-Apr; 30(2): 120-4
2. Breugem CC, Stewart KJ, Kon M. International trends in the treatment of microtia. J Craniofac Surg. 2011 Jul;22(4):1367-9
3. Paput L, Falvai J, Bánhidly F. Distribution of multiple congenital abnormalities including anotia and microtia.Orv Hetil. 2011 Aug 28;152(35):1399-416
4. Paput L, Czeizel AE, Bánhidly F. Possible multifactorial etiology of isolated microtia/anotia-A population-based study. Int J Pediatr Otorhinolaryngol. 2012 Mar;76(3):374-8
5. Tanzer RC: Total reconstruction of the auricle. The evolution of a plan of treatment. Plast Reconstr Surg 1971 Jun; 47(6): 523-33
6. Nagata S: A new method of total reconstruction of the auricle for microtia. Plast Reconstr Surg 1993 Aug; 92(2): 187-201
7. Paput L, Czeizel AE, Bánhidly F. Maternal diseases and risk of isolated ear abnormalities in their children.Cent Eur J Public Health. 2011 Sep;19(3):170-6
8. Rosa RF, Silva AP, Goetze TB, Bier Bde A, Almeida ST, Paskulin GA, Zen PR. Ear abnormalities in patients with oculo-auriculo-vertebral spectrum (Goldenhar syndrome). Braz J Otorhinolaryngol. 2011 Jul-Aug;77(4):455-60
9. Luquetti DV, Leoncini E, Mastroiacovo P. .- Microtia-anotia: a global review of prevalence rates. Birth Defects Res A Clin Mol Teratol. 2011 Sep;91(9):813-22.
10. Wang M, Wang B, Zheng H, Wu S, Shan X, Zhuang F. Effectiveness of two-stage operation of auricular reconstruction in treatment of lobule-type microtia. Zhongguo Xiu Fu Chong Jian Wai Ke Za Zhi. 2011 Dec;25(12):1473-6
11. Wang MS, Wang B, Zheng HB, Wu SY, Shan XY, Zhuang FL. Auricular reconstruction for concha-type microtia Zhonghua Zheng Xing Wai Ke Za Zhi. 2011 Jul;27(4):256-9



12. Han J, Lu JX, Xing N, Lin L, Jiang HY, Zhuang HX. Zhonghua Zheng Sectional anatomical analysis of auricular and middle ear malformation in patients with microtia Xing Wai Ke Za Zhi. 2011 May; 27(3):217-21
13. Luquetti DV, Heike CL, Hing AV, Cunningham ML, Cox TC. Microtia: Epidemiology and genetics. Am J Med Genet A. 2011 Nov; 21:343-52
14. Paput L, Bánhidly F, Czeizel AE. Distribution of associated component abnormalities in cases with unclassified multiple ("syndromic") anota/microtia. Int J Pediatr Otorhinolaryngol. 2011 Jan 64(5): 576-9
15. Bouhabel S, Arcand P, Saliba I. Congenital aural atresia: bone-anchored hearing aid vs. external auditory canal reconstruction. Int J Pediatr Otorhinolaryngol. 2012 Feb;76(2):272-7
16. Paput L, Czeizel AE, Bánhidly F. Possible multifactorial etiology of isolated microtia/anotia-A population-based study. Int J Pediatr Otorhinolaryngol. 2012 Mar;76(3):374-8
17. Paput L, Czeizel AE, Bánhidly F. Possible multifactorial etiology of isolated microtia/anotia-A population-based study Int J Pediatr Otorhinolaryngol. 2012 Mar;76(3):374-8
18. Paput L, Czeizel AE, Bánhidly F. Maternal diseases and risk of isolated ear abnormalities in their children. Cent Eur J Public Health. 2011 Sep;19(3):170-6
19. Rosa RF, Silva AP, Goetze TB, Bier Bde A, Almeida ST, Paskulin GA, Zen PR. Ear abnormalities in patients with oculo-auriculo-vertebral spectrum (Goldenhar syndrome) Braz J Otorhinolaryngol. 2011 Jul-Aug; 77(4):455-60.
20. Kozenko M, Grynspan D, Oluyomi-Obi T, Sitar D, Elliott AM, Chodirker BN. Potential teratogenic effects of allopurinol: a case report. Am J Med Genet A. 2011 Sep;155A(9):2247-52
21. Paput L, Bánhidly F, Czeizel AE. Association of drug treatments in pregnant women with the risk of external ear congenital abnormalities in their offspring: a population-based case-control study. Congenit Anom Kyoto. 2011 Sep;51(3):126-37
22. Luquetti DV, Heike CL, Hing AV, Cunningham ML, Cox TC. Microtia: Epidemiology and genetics Am J Med Genet A. 2011 Nov; 67 (7) 343-52
23. Lee KT, Yang EJ, Lim SY, Pyon JK, Mun GH, Bang SI, Oh KS. Association of congenital microtia with environmental risk factors in South Korea. Int J Pediatr Otorhinolaryngol. 2012 Mar;76(3):357-61
24. Li D, Zhang R, Zhang Q, Xu F, Xu Z, Tang X. Titanium Mesh Strut: A Novel Instrument for Firm Elevation of the Reconstructed Auricle. Aesthetic Plast Surg. 2012 Feb 213(7):657-60
25. Sesman Bernal, A.L., Carmona González, R., Herrera Rosas, A., Fichtl García, A., León Pérez, J.A., Fernández Sobrino, G. Reconstrucción auricular con implantes osteointegrados en un solo tiempo en pacientes seleccionados Cir.plást. iberolatinoam. 2011 Jul-Sep; 37(3):267-279
26. Luquetti DV, Heike CL, Hing AV, Cunningham ML, Cox TC. Microtia: Epidemiology and genetics Am J Med Genet A. 2011 Nov; 67 (7) 343-52
27. Paput L, Falvai J, Bánhidly F. Distribution of multiple congenital abnormalities including anotia and microtia F.Orv Hetil. 2011 Aug 28;152(35):1399-416
28. Llano-Rivas I, Gonzalez-del Angel A, Del Castillo V, et al: Microtia: a clinical and genetic study at the National Institute of Pediatrics in Mexico City. Arch Med Res 1999 Mar-Apr; 30(2): 120-4



29. Gutiérrez Gómez C, Pérez Dosal MR, Barona Anderson I, et al. Reconstrucción auricular. Experiencia de tres años, Hospital General "Dr. Manuel Gea González". *Cirugía Plástica* 2005;15(3): 150 – 157
30. Ma C, Carmichael SL, Scheuerle AE, Canfield MA, Shaw GM; National Birth Defects Prevention Study. Association of microtia with maternal obesity and periconceptional folic acid use. *Am J Med Genet A*. 2010 Nov;152A(11):2756-61.
31. Garne E, Loane M, Dolk H, Barisic I, Addor MC, Arriola L, Bakker M, Calzolari E, Matias Dias C, Doray B, Gatt M, Melve KK, Nelen V, O'Mahony M, Pierini A, Randrianaivo-Ranjatoelina H, Rankin J, Rissmann A, Tucker D, Verellun-Dumoulin C, Wiesel A. Spectrum of congenital anomalies in pregnancies with pregestational diabetes. *Birth Defects Res A Clin Mol Teratol*. 2012 Feb; 67(3):193-8
32. Bouhabel S, Arcand P, Saliba I. Congenital aural atresia: bone-anchored hearing aid vs. external auditory canal reconstruction. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol*. 2012 Feb;76(2):272-7
33. Han J, Lu JX, Xing N, Lin L, Jiang HY, Zhuang HX. Zhonghua Zheng Xing Wai Sectional anatomical analysis of auricular and middle ear malformation in patients with microtia. *Ke Za Zhi*. 2011 May; 27(3):217-21
34. Breugem CC, Stewart KJ, Kon M. International trends in the treatment of microtia. *J Craniofac Surg*. 2011 Jul;22(4):1367-9
35. Chen Z, Zhang W, Huang J, Ren J, Zhu Y. Exceedingly expanded retroauricular flaps for microtia reconstruction. *J Plast Reconstr Aesthet Surg*. 2011 Nov;64(11):1448-53
36. Kobayashi S, Maegawa J. Ear elevation using 2-tiered costal cartilage on the same side as the reconstructed framework. *J Craniofac Surg*. 2011 Sep;22(5):1796-9
37. Steffen A, Magritz R, Frenzel H, Edwards T, Siegert R. Psychometric validation of the youth quality of life-facial differences questionnaire in patients following ear reconstruction with rib cartilage in microtia. *Plast Reconstr Surg*. 2012 Jan;129(1):184e-186e
38. Morovic CG, Florin C, Searle S, Vidal C. Salival fistulae: a rare complication after microtic ear reconstruction. *J Craniofac Surg*. 2011 Mar;22(2):726-7
39. Kim YS. A new skin flap method for total auricular reconstruction: extended scalp skin flap in continuity with postauricular skin flap and isolated conchal flap: four skin flaps and temporoparietal fascia flap. *Ann Plast Surg*. 2011 Oct;67(4):367-71
40. Miyamoto J, Miyamoto S, Nagasao T, Kasai S, Kishi K. Preoperative modeling of costal cartilage for the auricular reconstruction of microtia. *Plast Reconstr Surg*. 2011 Jul;128(1):23e-4e
41. Pierce GW: Reconstruction of the external ear. *Surg Gynecol Obstet* 1930; 50: 601-10
42. Tanzer RC: Total reconstruction of the external ear. *Plast. Reconstr. Surg*. 1959; 23: 1-15.
43. Brent B: The correction of microtia with autogenous cartilage grafts: I. The classic deformity. *Plast Reconstr Surg* 1980 Jul; 66(1): 1-12.
44. Nagata S: A new method of total reconstruction of the auricle for microtia. *Plast Reconstr Surg* 1993 Aug; 92(2): 187-201



45. Nagata S. Modification of the stages in total reconstruction of the auricle. Part 1 Grafting the three dimensional costal cartilage framework for lobule type microtia. *Plast Reconstr Surg* 1994; 93: 221-230.
46. Nagata S. Microtia: auricular reconstruction. In: Achauer B. *Plastic Surgery. Indications, operations, and outcomes.* Mosby 2000: 1023-1056.
47. Nagata S, Chen ZC, Goh RC, Chen PK, Lo LJ, Wang SY,. A new method for the second-stage auricular projection of the Nagata method: ultra-delicate split-thickness skin graft in continuity with full-thickness skin. *Plast Reconstr Surg.* 2009 Nov;124(5):1477-85
48. Firmin F. Ear reconstruction in cases of typical microtia. Personal experience based on 352 microtic ear corrections. *Scand J Plast Reconstr Surg Hand Surg* 1998; 32: 35-47
49. Kriukov AI, Kariakina IA. Reconstruction of the auricle for grade II microtia *Vestn Otorinolaringol.* 2011;(3):65-7
50. Nagata S. Modification of the stages in total reconstruction of the auricle. Part 1 Grafting the three dimensional costal cartilage framework for lobule type microtia. *Plast Reconstr Surg* 1994; 93: 221-230
51. Morovic CG, Florin C, Searle S, Vidal C. Salival fistulae: a rare complication after microtic ear reconstruction *J Craniofac Surg.* 2011 Mar;22(2):726-7.
52. Sabbagh W. Early experience in microtia reconstruction: the first 100 cases *J Plast Reconstr Aesthet Surg.* 2011 Apr;64(4):452-8
53. Kriukov AI, Kariakina IA. Reconstruction of the auricle for grade II microtia *Vestn Otorinolaringol.* 2011;(3):65-7
54. Berghaus A, Stelter K, Naumann A, Hempel JM. Ear reconstruction with porous polyethylene implants. *Adv Otorhinolaryngol.* 2010;68:53-64
55. Sabbagh W. Early experience in microtia reconstruction: the first 100 cases. *J Plast Reconstr Aesthet Surg.* 2011 Apr;64(4):452-8
56. Chin W, Zhang R, Zhang Q, Xu Z, Li D, Wu J. Modifications of three-dimensional costal cartilage framework grafting in auricular reconstruction for microtia. *Plast Reconstr Surg.* 2009 Dec;124(6):1940-6
57. Tjellström A. Five year experience with bone-anchored auricular prostheses. *Otolaryngol Head Neck Surg* 1985;93:366-72
58. Branemark, Wiesmann Hp, Fillies 1; Joos U. Early tissue reac-tion at the interface of immediately loaded dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003; 18: 489-99
59. Sakamoto A, Kiyokawa K, Rikimaru H, Watanabe K, Nishi Y. An investigation of the fixation materials for cartilage frames in microtia. *J Plast Reconstr Aesthet Surg.* 2011 Dec; 6(1): 574-6
60. Li D, Zhang R, Zhang Q, Xu F, Xu Z, Tang X. Titanium Mesh Strut: A Novel Instrument for Firm Elevation of the Reconstructed Auricle. *Aesthetic Plast Surg.* 2012 Feb 213(7):657-60
61. Frake PC, Howell RJ, Joshi AS. Strength of Titanium Intramedullary Implant versus Miniplate Fixation of Mandibular Condyle Fractures. *Otolaryngol Head Neck Surg.* 2012 Mar; 135(5):1234-9
62. Park JW, Kim YJ, Jang JH, Suh JY. Surface characteristics and primary bone marrow stromal cell response of a nanostructured strontium-containing oxide layer produced on a microrough titanium surface. *J Biomed Mater Res A.* 2012 Mar; 68(4): 327-30



63. Rosalbino F, Delsante S, Borzone G, Scavino G. Influence of noble metals alloying additions on the corrosion behaviour of titanium in a fluoride-containing environment. *Sci Mater Med.* 2012 Mar;(2):
64. Jaimy KB, Safeena VP, Ghosh S, Hebalkar NY, Warriar KG. Photocatalytic activity enhancement in doped titanium dioxide by crystal defects. *Dalton Trans.* 2012 Mar;(6):234-9
65. Wu X, Liu X, Wei J, Ma J, Deng F, Wei S. Nano-TiO₂/PEEK bioactive composite as a bone substitute material: in vitro and in vivo studies. *Int J Nanomedicine.* 2012;7:1215-25.
66. Mazzola L, Bemporad E, Misiano C, Pepe F, Santini P, Scandurra R. J Nanosci Surface analysis and osteoblasts response of a titanium oxo-carbide film deposited on titanium by ion plating plasma assisted (IPPA). *Nanotechnol.* 2011 Oct;11(10):8754-62
67. Singh S, Mogra S, Shetty VS, Shetty S, Philip P. Three-dimensional finite element analysis of strength, stability, and stress distribution in orthodontic anchorage: A conical, self-drilling miniscrew implant system. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2012 Mar;141(3):327-36
68. Duske K, Koban I, Kindel E, Schröder K, Nebe B, Holtfreter B, Jablonowski L, Weltmann KD, Kocher T. J Atmospheric plasma enhances wettability and cell spreading on dental implant metals. *Clin Periodontol.* 2012 Apr;39(4):400-7
69. Rosalbino F, Delsante S, Borzone G, Scavino G. Influence of noble metals alloying additions on the corrosion behaviour of titanium in a fluoride-containing environment. *J Mater Sci Mater Med.* 2012 Mar;(2): 432-9
70. Pigatto PD, Berti E, Spadari F, Bombeccari GP, Guzzi G. Photoletter to the editor: Exfoliative cheilitis associated with titanium dental implants and mercury amalgam. *J Dermatol.* 2011 Dec 12;5(4):89-90
71. Ziebart T, Schnell A, Walter C, Kämmerer PW, Pabst A, Lehmann KM, Ziebart J, Klein MO, Al-Nawas B. Interactions between endothelial progenitor cells (EPC) and titanium implant surfaces. *Clin Oral Investig.* 2012 Mar 10; 2(1): 74-8
72. Prado CJ, Neves FD, Soares CJ, Dantas KA, Dantas TS, Naves LZ. Influence of abutment screw design and surface coating on bending flexural strength of implant set. *J Oral Implantol.* 2012 Jan 17; 3(1): 2813-22
73. Zhao BH, Cui FZ, Liu Y, Deng CF. Histomorphometrical and clinical study of connective tissue around titanium dental implants with porous surfaces in a canine model. *J Biomater Appl.* 2011 Dec 29; 9(5): 853-62
74. Hanawa T. A comprehensive review of techniques for biofunctionalization of titanium. *J Periodontal Implant Sci.* 2011 Dec;41(6):263-72
75. Lavenus S, Trichet V, Le Chevalier S, Hoornaert A, Louarn G, Layrolle P. Cell differentiation and osseointegration influenced by nanoscale anodized titanium surfaces. *Nanomedicine.* 2012 Mar 6; 30(1) 29-31
76. Zinelis S, Silikas N, Thomas A, Syres K, Eliades G. Surface Characterization of SLActive Dental Implants. *Eur J Esthet Dent.* 2012;7(1):72-92
77. Assunção WG, Delben JA, Tabata LF, Barão VA, Gomes EA, Garcia IR Jr. Preload evaluation of different screws in external hexagon joint. *Implant Dent.* 2012 Feb;21(1):46-50
78. Rupp F, Scheideler L, Eichler M, Geis-Gerstorfer. Wetting behavior of dental implants. *J. Int J Oral Maxillofac Implants.* 2011 Nov-Dec; 26(6):1256-66



79. In vivo stability of hydroxyapatite nanoparticles coated on titanium implant surfaces. Wennerberg A, Jimbo R, Allard S, Skarnemark G, Andersson M. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2011 Nov-Dec;26(6):1161-
80. Cho YJ, Heo SJ, Koak JY, Kim SK, Lee SJ, Lee JH. Promotion of osseointegration of anodized titanium implants with a 1 α ,25-dihydroxyvitamin D3 submicron particle coating *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2011 Nov-Dec;26(6):1225-32
81. Ravichandran R, Ng CCh, Liao S, Pliszka D, Raghunath M, Ramakrishna S, Chan CK. *Biomed Mater*. 2012 Feb;7(1):928-32
82. Kaneko T, Masuda I, Horie N, Shimoyama T. New bone formation in nongrafted sinus lifting with space-maintaining management: a novel technique using a titanium bone fixation device *J Oral Maxillofac Surg*. 2012 Mar;70(3):e217-24
83. Sverzut AT, Crippa GE, Morra M, de Oliveira PT, Beloti MM, Rosa AL. Effects of type I collagen coating on titanium osseointegration: histomorphometric, cellular and molecular analyses. *Biomed Mater*. 2012 Mar 9; 7 (3): 747-50
84. Att W, Yajima ND, Wolkewitz M, Witkowski S, Strub JR. Influence of Preparation and Wall Thickness on the Resistance to Fracture of Zirconia Implant Abutments. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2011 Dec 16; 12 (7): 363-7
85. Browaeys H, Vandeweghe S, Johansson CB, Jimbo R, Deschepper E, De Bruyn H. The histological evaluation of osseointegration of surface enhanced microimplants immediately loaded in conjunction with sinuslifting in humans. *Clin Oral Implants Res*. 2012 Jan; 6 (5) 464-8
86. Moraes EJ, Genovese FR. Comparison Between Immediate and Delayed Laser Surface Implants with Switching Platform: A Clinical Retrospective Study. *J Oral Implantol*. 2012 Jan; 3 (8) 623-6
87. Abraham PA, Koka P, Murugesan K, Vasanthakumar M. Telescopic overdenture supported by a combination of tooth and an implant: a clinical report *J Indian Prosthodont Soc*. 2010 Dec;10(4):230-3
88. Schlegel KA, Prechtl C, Möst T, Seidl C, Lutz R, von Wilmsowsky C. Osseointegration of SLActive implants in diabetic pigs. *Clin Oral Implants Res*. 2011 Nov; 2(4):475-7
89. Gil FJ, Rodriguez A, Espinar E, Llamas JM, Padullés E, Juárez A. Effect of oral bacteria on the mechanical behavior of titanium dental implants *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2012 Jan-Feb;27(1):64-8
90. Olmedo DG, Paparella ML, Spielberg M, Brandizzi D, Guglielmotti MB, Cabrini RL. Oral Mucosa Tissue Response to Titanium Cover Screws. *J Periodontol*. 2011 Dec; 5(2): 283-8
91. Misch CM. Bone augmentation of the atrophic posterior mandible for dental implants using rhBMP-2 and titanium mesh: clinical technique and early results *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2011 Nov-Dec;31(6):581-9
92. Stadlinger B, Hintze V, Bierbaum S, Möller S, Schulz MC, Mai R, Kuhlisch E, Heinemann S, Scharnweber D, Schnabelrauch M, Eckelt U. Biological functionalization of dental implants with collagen and glycosaminoglycans-A comparative study *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2011 Nov; 2(1): 926-9



93. Barão VA, Mathew MT, Assunção WG, Yuan JC, Wimmer MA, Sukotjo C. Clin Stability of cp-Ti and Ti-6Al-4V alloy for dental implants as a function of saliva pH - an electrochemical study. *Oral Implants Res.* 2011 Aug; 1(4): 274-8
94. Ojeda J, Martínez-Reina J, García-Aznar JM, Domínguez J, Doblaré M. Proc Inst Numerical simulation of bone remodelling around dental implants. *Mech Eng H.* 2011 Sep;225(9):897-906
95. Acocella A, Ercoli C, Geminiani A, Feng C, Billi M, Acocella G, Giannini D, Sacco Clinical Evaluation of Immediate Loading of Electroeroded Screw-Retained Titanium Fixed Prosthesis Supported by Tilted Implant: A Multicenter Retrospective Study. *R. Clin Implant Dent Relat Res.* 2011 Oct; 2(3): 203-7
96. Suzuki M, Bonfante E, Silva NR, Coelho PG. Reliability testing of indirect composites as single implant restorations *J Prosthodont.* 2011 Oct;20(7):528-34
97. Hartog L, Meijer HJ, Stegenga B, Tymstra N, Vissink A, Raghoobar GM. Single implants with different neck designs in the aesthetic zone: a randomized clinical trial *Clin Oral Implants Res.* 2011 Nov;22(11):1289-97
98. Mackie A, Lyons K, Thomson WM, Payne AG. Mandibular two-implant overdentures: prosthodontic maintenance using different loading protocols and attachment systems. *Int J Prosthodont.* 2011 Sep-Oct;24(5):405-16
99. Escada AL, Machado JP, Schneider SG, Rezende MC, Claro AP. Biomimetic calcium phosphate coating on Ti-7.5Mo alloy for dental application *J Mater Sci Mater Med.* 2011 Nov;22(11):2457-65
100. Engelke W, Deccó OA, Cura AC, Ruscio ML. Immediate loading of freestanding implants using cortical satellite implants: 3-year results of an ongoing prospective study. *Implant Dent.* 2011 Oct;20(5):341-4
101. Barros SE, Janson G, Chiqueto K, Garib DG, Janson M. Effect of mini-implant diameter on fracture risk and self-drilling efficacy. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2011 Oct;140(4):e181-92
102. Lee JH, Choo H, Kim SH, Chung KR, Giannuzzi LA, Ngan P. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2011 Jun;139(6):849-57
103. Schwitalla AD, Müller WD. PEEK dental implants: A Review of the Literature. *J Oral Implantol.* 2011 Sep; 9(4): 394-7
104. Urdaneta RA, Daher S, Lery J, Emanuel K, Chuang SK. Factors associated with crestal bone gain on single-tooth locking-taper implants: the effect of nonsteroidal anti-inflammatory drugs. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2011 Sep-Oct;26(5):1063-78.
105. Velasco E, Pérez O, Medel R, Segura JJ, Torres R. Carga precoz de los implantes no sumergidos con superficie grabada con ácidos en sobredentaduras mandibulares. *Arch Odontostomatol* 2003; 19: 308-16
106. Wilmes B, Panayotidis A, Drescher D. Fracture resistance of orthodontic mini-implants: a biomechanical in vitro study *Eur J Orthod.* 2011 Aug;33(4):396-401
107. Cotrim-Ferreira FA, Quaglio CL, Peralta RP, Carvalho PE, Siqueira DF. Braz Metallographic analysis of the internal microstructure of orthodontic mini-implants. *Oral Res.* 2010 Oct-Dec;24(4):438-42
108. Beingessner D, Moon E, Barei D, Morshed S. Biomechanical analysis of the less invasive stabilization system for mechanically unstable fractures of



- the distal femur: comparison of titanium versus stainless steel and bicortical versus unicortical fixation. *J Trauma*. 2011 Sep;71(3):620-4.
109. Nourbakhsh A, Patil S, Vannemreddy P, Ogden A, Mukherjee D, Nanda A. The use of bioabsorbable screws to fix Type II odontoid fractures: a biomechanical study. *J Neurosurg Spine*. 2011 Oct;15(4):361-6
 110. Gaball C, Lovald S, Baack B, Olson G. Minimally invasive bioabsorbable bone plates for rigid internal fixation of mandible fractures. *Arch Facial Plast Surg*. 2011 Jan-Feb;13(1):31-5
 111. Miyamoto J, Miyamoto S, Nagasao T, Kasai S, Kishi K. Preoperative modeling of costal cartilage for the auricular reconstruction of microtia. *Plast Reconstr Surg*. 2011 Jul;128(1):23e-4e
 112. Nanda A, Jain V, Kumar R, Kabra K . Implant-supported auricular prosthesis *Indian J Dent Res*. 2011 Jan-Feb;22(1):152-6.
 113. Brånemark P-I, Alberktson T. Titanium implants permanently penetrating human skin. *Scand J Plast Reconstr Surg* 1982;16:17-24
 114. Lethaus B, Safi Y, Ter Laak-Poort M, Kloss-Brandstätter A, Banki F, Robbenmenke C, Steinseifer U, Kessler P. . Cranioplasty with Customized Titanium and PEEK Implants in a Mechanical Stress Model. *J Neurotrauma*. 2011 Dec; 1(4): 48-55
 115. Kumar PS, Satheesh Kumar KS, Savadi RC. Bilateral Implant-Retained Auricular Prosthesis for a Patient with Congenitally Missing Ears. A Clinical Report. *J Prosthodont*. 2012 Feb; 2(8): 567-71
 116. Tjellström A. Osseointegrated implants for placement of absent or defective ears. *Clin Plast Surg* 1990;17:355-66
 117. Basurto LB, Mulliken JB, Murray JE. Facial fractures in children. An analysis of 122 fractures in 109 patients. *Plast Reconstr Surg* 2008;59:15- 20.
 118. Park JW, Kwon TG, Suh JY. The relative effect of surface strontium chemistry and super-hydrophilicity on the early osseointegration of moderately rough titanium surface in the rabbit femur *Clin Oral Implants Res*. 2012 Mar; 1(2): 55- 6
 119. Hu H, Liu X, Meng F, Ding C. Formation and bioactivity of porous and nanostructured TiO₂/beta-TCP coating on titanium. *J Nanosci Nanotechnol*. 2011 Dec;11(12):10913-6
 120. Figliuzzi M, Mangano F, Mangano C. A novel root analogue dental implant using CT scan and CAD/CAM: selective laser melting technology. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2012 Feb 27 (2): 643-7
 121. Pasqualini D, Bianchi CC, Paolino DS, Mancini L, Cemenasco A, Cantatore G, Castellucci A, Berutti E. . Computed Micro-Tomographic Evaluation of Glide Path with Nickel-Titanium Rotary PathFile in Maxillary First Molars Curved Canals. *J Endod*. 2012 Mar;38(3):389-93
 122. Lee YH, Park KK, Song HT, Kim S, Suh JS. Metal artefact reduction in gemstone spectral imaging dual-energy CT with and without metal artefact reduction software *Eur Radiol*. 2012 Feb; 4(7): 675-8
 123. Palmquist A, Snis A, Emanuelsson L, Browne M, Thomsen P. Long-term biocompatibility and osseointegration of electron beam melted, free-form-fabricated solid and porous titanium alloy: Experimental studies sheep. *J Biomater Appl*. 2011 Dec; 29 (3): 207-10



124. Haratz K, Vinkler C, Lev D, Schreiber L, Malinger G. Hemifacial microsomnia with spinal and rib anomalies: prenatal diagnosis and postmortem confirmation using 3-D computed tomography reconstruction. *Fetal Diagn Ther.* 2011;30(4):309-13

ANEXO 1 PRINCIPIOS DE MICROSCOPIA DE BARRIDO Y TOMOGRAFIA AXIAL COMPUTADA

Microscopio Electrónico de Barrido (SEM)

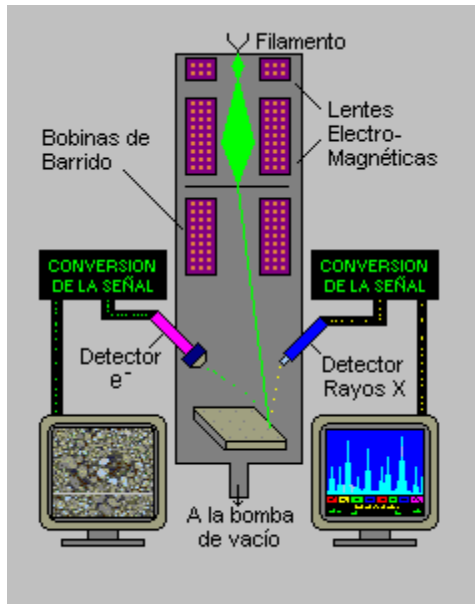
El microscopio electrónico de barrido -SEM- es el mejor método adaptado al estudio de la morfología de las superficies. A diferencia de un microscopio óptico que utiliza fotones del espectro visible, la imagen entregada por el SEM se genera por la interacción de un haz de electrones que "barre" un área determinada sobre la superficie de la muestra.

Construcción de un Microscopio Electrónico de Barrido

La parte principal de un microscopio electrónico de barrido es la denominada columna de electrones la cual lleva alojados en su interior los siguientes elementos:

- Un cañón de electrones con un filamento que actúa como emisor o fuente de iluminación, por analogía con un sistema óptico.
- Un sistema de lentes electromagnéticas encargado de focalizar y reducir a un diámetro muy pequeño el haz de electrones producido por el filamento.
- Un sistema de barrido que hace recorrer el haz de electrones ya focalizado por la superficie de la muestra.
- Uno o varios sistemas de detección que permiten captar el resultado de la interacción del haz de electrones con la muestra y transformarlo en una señal eléctrica.
- Una salida conectada a una o varias bombas que producen el vacío necesario para que el conjunto funcione adecuadamente.

Además, el microscopio posee diversos sistemas que permiten observar las señales eléctricas procedentes de los detectores, en forma de imágenes en un monitor de TV, fotografía, espectro de elementos, etc.



Por último, en el gráfico se han dibujado dos detectores. Uno, el de electrones secundarios, que son los electrones arrancados a la propia muestra por la acción del haz incidente. Con esta señal obtenemos en un monitor una imagen de la muestra, muy parecida a la visión del ojo humano debido a la gran profundidad de foco de esta señal. El otro detector, de rayos X, captura este tipo de señal, con la que obtenemos un espectro de elementos, es decir un análisis químico elemental de la muestra.

La técnica esencialmente consiste en hacer incidir en la muestra un haz de electrones. Este bombardeo de electrones provoca la aparición de diferentes señales que, captadas con detectores adecuados, nos proporcionan información acerca de la naturaleza de la muestra

La señal de electrones secundarios proporciona una imagen de la morfología superficial de la muestra. La señal de retrodispersados una imagen cualitativa de zonas con distinto número atómico medio, y la señal de rayos X espectros e imágenes acerca de la composición de elementos químicos en la muestra.

Electrones Secundarios

La señal de electrones secundarios es la que se emplea normalmente para obtener una imagen de la muestra. Es la señal que nos proporciona una imagen más real de la superficie que estamos estudiando, se considera un electrón secundario aquel que emerge de la superficie de la muestra con una energía inferior a 50 eV (electronvoltios), y un electrón retrodispersado el que lo hace con una energía mayor.

Electrones Retrodispersados

La señal de electrones retrodispersados está compuesta por aquellos electrones que emergen de la muestra con una energía superior a 50 eV (electronvoltios). Estos



electrones proceden en su mayoría del haz incidente que rebota en el material después de diferentes interacciones

La intensidad de la señal de retrodispersados, para una energía dada del haz, depende del número atómico del material (a mayor número atómico mayor intensidad) Este hecho permite distinguir fases de un material de diferente composición química. Las zonas con menor Z se verán más oscuras que las zonas que tienen mayor número atómico. Esta es la aplicación principal de la señal de retrodispersados.

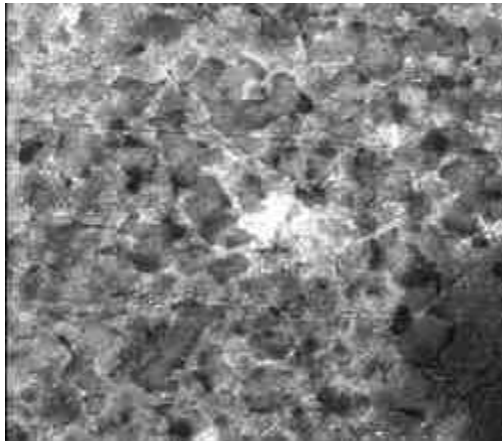


Imagen de electrones secundarios retrodispersados.

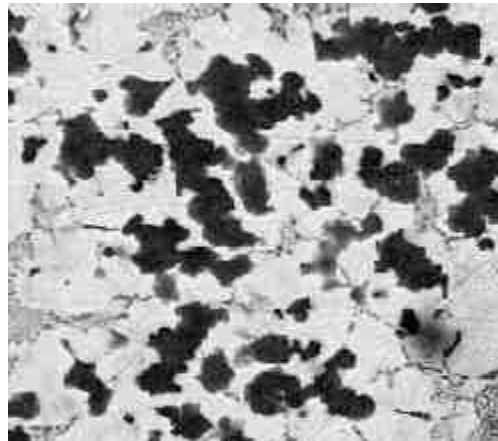


Imagen de electrones retrodispersados.

Las micrografías anteriores corresponden a la misma zona de una soldadura de un objeto de cubertería compuesta de una aleación Plata-Cobre-Níquel. En la imagen de secundarios no se aprecian con claridad las fases de la aleación, mientras que en la imagen de retrodispersados vemos con claridad estas fases. Un análisis de rayos X puntual de cada fase mostraría que las zonas claras están compuestas por Plata y las oscuras por una aleación Cobre-Níquel.

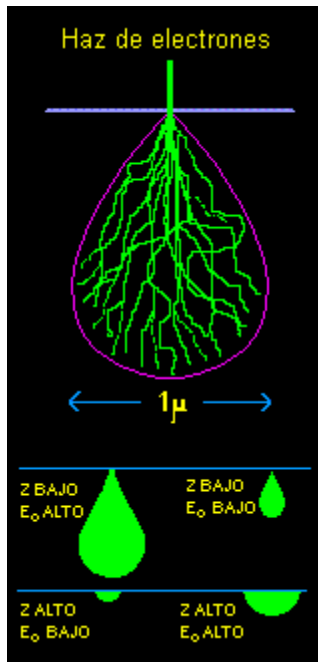
Microanálisis de Rayos X por Dispersión de Energías

La resolución espacial de los electrones secundarios es mucho mejor que la de los RX. Como resultado de esto, una característica de la muestra lo suficientemente grande para ser observada con la señal de secundarios puede no ser suficientemente grande como para contener todo el volumen de interacción del que emanan los RX. Con frecuencia, el haz de electrones al penetrar en la muestra causa la emisión de RX desde regiones de la superficie o de regiones cercanas, que tienen diferente composición que las del punto de incidencia del haz.

En la figura vemos las diferentes formas que puede tomar el volumen de interacción dependiendo de los valores del número atómico y de la energía del haz. Existen métodos para calcular aproximadamente el diámetro de este volumen, pero se

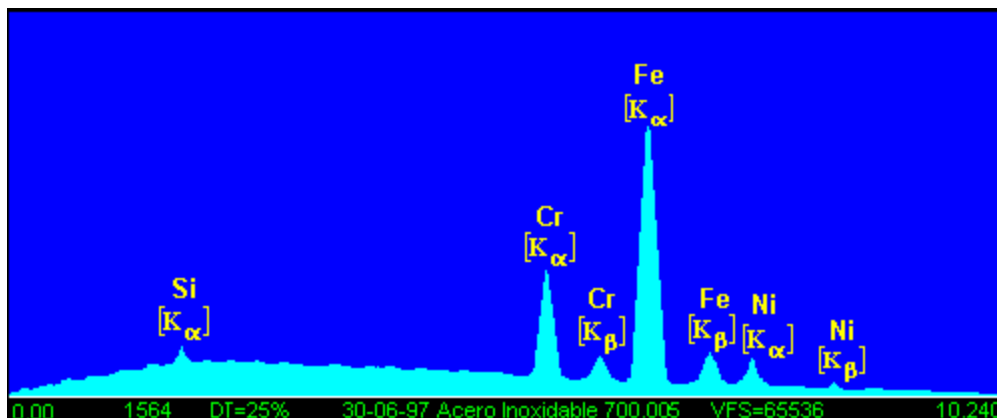


puede asegurar que en el mejor de los casos este diámetro no es menor de una micra.



La adquisición de un espectro de RX consiste en recoger durante un determinado tiempo, normalmente del orden de minutos, los fotones de RX que proceden de la muestra, clasificándolos según su energía.

Como puede verse en la figura, un espectro de dispersión de energías se presenta usualmente como un histograma en donde el eje horizontal son unidades de energía, en Kiloelectronvoltios (KeV), en este caso de 0.00 a 10.240, y el eje vertical número de cuentas o intensidad, en este caso 65536 cuentas la altura total de la escala, que se va autoajustando a medida que crece el número de cuentas de la energía del pico más alto.



Por último, una vez adquirido el espectro, con la ayuda de patrones o sin ellos y mediante el software adecuado se puede realizar de forma automática el análisis



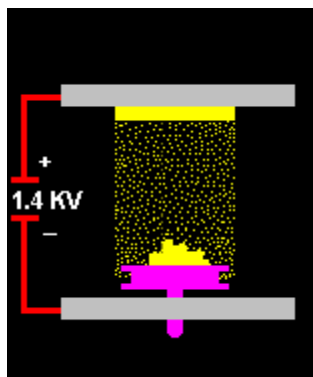
cualitativo, es decir, la identificación de picos y el análisis cuantitativo o cálculo de la concentración de los diferentes elementos.

La preparación de muestras es, en general, sencilla. Los requisitos indispensables que deben cumplir son ausencia de líquidos, es decir, la muestra tiene que estar seca y además debe ser conductora de la corriente eléctrica. Este último requisito se cumple en los metales pero no así en otro tipo de materiales, por lo que para hacer a la muestra conductora se la recubre de una capa de algún material conductor tal como el carbón o el oro. Este recubrimiento ha de ser suficientemente grueso como para que circule la corriente eléctrica que se deposita en la muestra y suficientemente delgado para que no enmascare o tape las características superficiales de interés.

Técnica de recubrimiento con oro

Cuando el propósito del análisis de una muestra no incluye la obtención de un espectro de RX, un elemento que se utiliza frecuentemente para recubrir la superficie es el oro.

El gráfico muestra esquemáticamente lo que se conoce como "sputtering". Consiste en una fuente de alimentación en corriente continua regulable de 1 a 3 KV conectada por una parte a una tarjeta de oro u oro-paladio y por otra parte al portamuestras. El conjunto va acoplado a una bomba de vacío. La introducción de un gas tal como el argón en la campana de vacío provoca que los átomos de argón impacten en la tarjeta de oro y se desprendan átomos de dicha tarjeta que son atraídos hacia la muestra en la cual quedan depositados proporcionando un espesor de recubrimiento que depende del tiempo de exposición



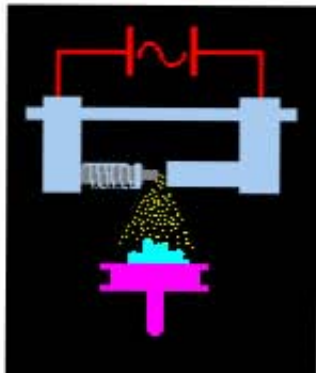
Técnica de recubrimiento con carbono

En el caso de precisarse un análisis elemental en una muestra no conductora es necesario recubrir la superficie de un elemento lo más transparente posible a los RX. Este elemento es el carbono.

Uno de los tipos de metalizadores de carbono se muestra esquemáticamente en el gráfico. Consiste en dos electrodos conectados a una fuente de corriente alterna de bajo voltaje y alta intensidad entre los que se intercala una barra de carbono



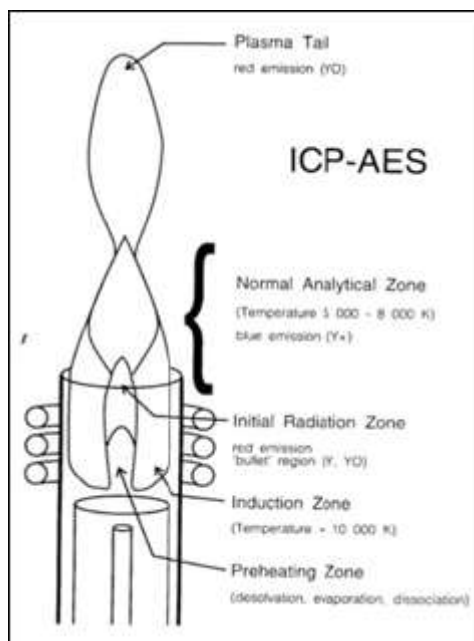
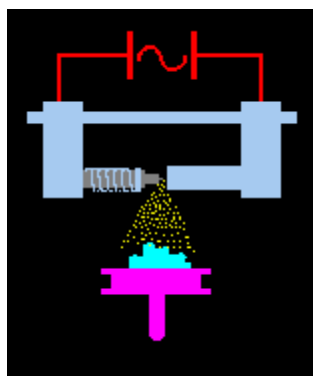
terminada en una punta afilada. Al pasar la corriente, la punta de la barra se va evaporando, de forma que rocía la muestra con una fina capa de carbono. La punta va acoplada a un muelle que la mantiene en todo momento en contacto con el otro electrodo. Todo el conjunto está encerrado en vacío con el fin de facilitar la deposición de la película de carbono sobre la muestra.



Espectrometría Por Inducción de Plasma (ICP)

La espectrometría por inducción de plasma es una de las técnicas más versátiles para el análisis de muestras geológicas y ambientales, incluyendo rocas, minerales, aguas, suelos, sedimentos, etc., siendo probablemente el primer método práctico para la determinación simultánea de un gran número de elementos trazas con la exactitud requerida para muchos estudios petrológicos y geoquímicos.

La Espectrometría de Masas con Plasma de Acoplamiento Inductivo es una técnica para análisis elemental con un límite de detección en el rango de partes por billón. ICP-MS provee información cualitativa y cuantitativa junto con composición isotópica. Sus aplicaciones incluyen análisis de rocas, suelo, sedimento, agua, aire, tejidos vegetales y animales. Se obtiene un plasma de gas argón haciendo fluir una corriente de argón hacia una antorcha con un flujo de corriente de alta frecuencia en una bobina de inducción con campos magnéticos oscilantes. El plasma posee una temperatura superior a los 10.000 K.



Se introduce una muestra líquida en el sistema en forma de aerosol mediante un nebulizador. Una vez que la muestra alcanza el plasma, los iones de la muestra son excitados y revertidos espontáneamente a un estado de energía menor emitiendo un fotón de energía. Para propósitos cuantitativos, se asume que la energía emitida es proporcional a la concentración de iones.

La luz emitida por la fuente emisora de plasma es enfocada a la ranura de entrada del sistema óptico. Después de pasar a través de la ranura de entrada, la luz es dispersada por una rejilla de difracción. Una gama estrecha de ondas dispersadas pasan por la rejilla de salida y caen en un detector.

El detector convierte la energía lumínica en corriente eléctrica, y la magnitud de la corriente es proporcional a la intensidad de la luz. La corriente es integrada sobre un periodo de tiempo predefinido y es medido por el circuito detector y pasa a la computadora.

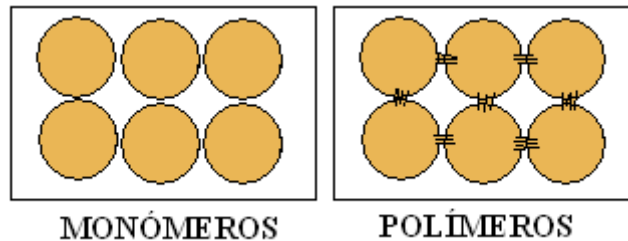
La longitud de onda de la luz medida por el detector es controlada ajustando el ángulo de difracción de la rejilla relativo al haz de luz incidente, en un escaneo, las características de longitud de onda de emisión atómica de la muestra son medidas. Se analiza rápidamente entre las longitudes de onda y se para de medir solo cuando son registradas las longitudes de onda deseadas.

Técnica de Microscopía Electrónica: se trabaja sobre fotografías.

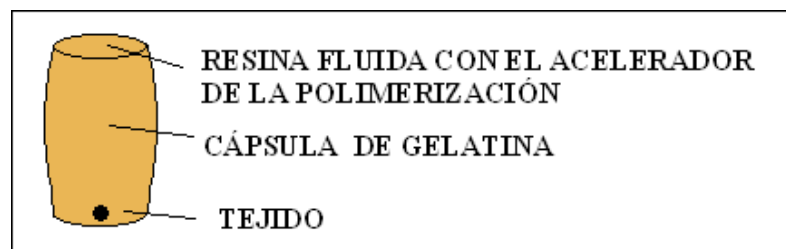
1. **Fijación:** tiene mucha importancia. Se sigue el mismo proceso que en la microscopía óptica.
2. **Seccionado:** los cortes, muy finos, son atravesados por electrones (muy poco poder de penetración). Se usan los ultramicrotomos, para poder emplearlos se debe incluir la muestra en una resina muy dura (polimerizada). La **resina** pasa por dos estados:



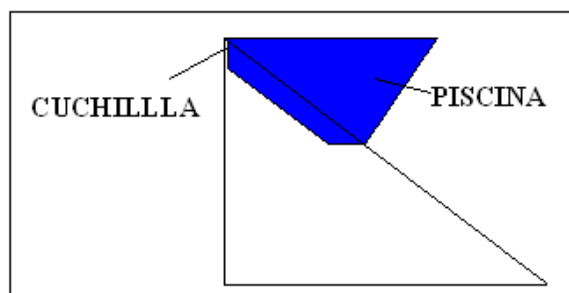
- A. Como monómeros (unidades): moléculas muy grandes. La sustancia es fluida, pero viscosa, debido al choque y unión de estas grandes moléculas. La inclusión de la muestra, se produce en este estado.



- B. Como polímeros (unión de unidades): son monómeros unidos fuertemente. Tiene estado sólido, es muy duro. Cuando, se impregna con disolvente de resina, este junto a la resina, y resina únicamente. Cuando la resina está en este estado se puede cortar.



Se emplean cuchillas de vidrio o de diamante. Los cortes se recogen en una minipiscina



3. **Montaje de la preparación:** en una rejilla de cobre, que actúa como red en la mini piscina. La rejilla es el portaobjetos. Se usa cobre porque los tejidos se adhieren bien .





4. **Tinción:** se tiñe siempre, aunque sin colorantes. En este caso se emplean metales pesados, ya que estos átomos pesados desvían a los electrones, mientras que los átomos ligeros no lo hacen. Y porque la materia viva está formada por átomos ligeros (C, N, O...). Estos **metales pesados** se introducen formando parte de sustancias químicas, reaccionan selectivamente con las moléculas de una célula.
- C. Osmio (Tetróxido de Os): es un fijador y un colorante, pone negra la muestra en un principio. Reacciona con: lípidos, proteínas y polisacáridos. Fija a: membranas (lípidos y proteínas), citoplasma (proteínas), granos de glucógeno (animal), granos de almidón (vegetal).
 - D. Plomo (Citrato de Pb): refuerza la acción del osmio.
 - E. Uranio (Acetato de Uranio): reacciona con los ácido nucleicos.

PODER DE RESOLUCIÓN DE UN MICROSCOPIO.

Distancia mínima a la que pueden estar dos estructuras, para verse como dos distintas.

Unidades:

$1 \text{ mm} = 1.000 \mu$ (micras) (m. óptico) = 10 nm (nanómetro) (longitud de onda/fotosíntesis) = 10 \AA (ámstrongs) (m. electrónico).

Óptico:

- Poder de resolución: $\sim 0,25 \mu$
- Aumento común: 2.000 x
- Aumento máximo: 4.000 x

Electrónico:

- Poder de resolución: $\sim 5-10 \text{ \AA}$
- Aumentos: 200.000-300.000 x



TOMOGRAFIA AXIAL COMPUTADA

El escáner de tomografía computarizada significó una auténtica revolución en el campo de la radiología, ya que se basa en el enfoque de un haz de rayos X colimado sobre el paciente, donde la radiación remanente atenuada es medida por un detector cuya respuesta se transmite a un ordenador. El ordenador analiza la señal del detector, reconstruye la imagen y la presenta en un monitor de televisión. Después se fotografía la imagen para su posterior evaluación y archivo. Mediante ecuaciones matemáticas (algoritmos) adaptadas al procesamiento informático se efectúa una reconstrucción por ordenador de vistas transversales de la región anatómica de interés.



PERSPECTIVA HISTÓRICA

En los últimos 40 años no se ha producido en el instrumental utilizado en rayos X ningún avance comparable al desarrollo del escáner de tomografía computarizada (TC). En la década de 1950, los físicos e ingenieros ya disponían de los componentes necesarios para construir un escáner de TC. En los años 1970, Godfrey Hounsfield fue el primero en demostrar públicamente el funcionamiento de este sistema. Hounsfield, ingeniero en EMI, Ltd., una empresa británica que hizo posible el descubrimiento, recibió la unánime felicitación de los expertos en el sector. En 1982, este ingeniero británico recibió el premio Nóbel de Física, compartido con el físico Alan Cormack, de la Tufts University, autor de los fundamentos matemáticos que condujeron a los modelos de reconstrucción de imágenes en TC.



PRINCIPIOS DE FUNCIONAMIENTO

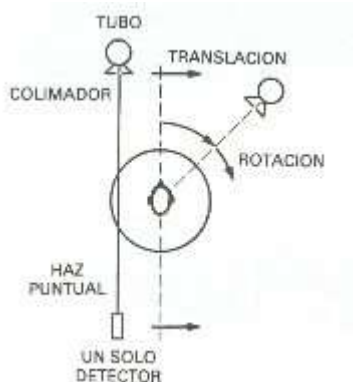
La forma más sencilla de tomografía computarizada consiste en el uso de un haz de rayos X finamente colimado y un único detector. La fuente de rayos X y el detector están conectados de tal modo que se mueven de forma sincronizada. Cuando el conjunto fuente-detector efectúa un barrido, o traslación, del paciente, las estructuras internas del cuerpo atenúan el haz de rayos X según sus respectivos valores de número atómico y densidad de masa. La intensidad de radiación **detectada** variará, así, conformará un perfil de intensidad llamado proyección. Al concluir la traslación, el conjunto fuente-detector regresa a su posición de partida, y el conjunto completo gira para iniciar una segunda traslación. Durante ésta, la señal del detector vuelve a ser proporcional a la atenuación del haz de rayos X de las estructuras anatómicas, de lo que se obtiene un segundo resultado de exploración.

Si se repite este proceso un número elevado de veces, se generarán numerosas proyecciones. Estas proyecciones no se perciben visualmente, sino que se almacenan en un ordenador. Después, el ordenador las procesa y estudia sus patrones de superposición para reconstruir una imagen final de las estructuras anatómicas. La superposición de las proyecciones no se produce como podría imaginarse en primera instancia. La señal del detector durante cada traslación se registra en incrementos de un máximo de 1.000. El valor de cada incremento está relacionado con el coeficiente de atenuación de los rayos X que corresponde al trayecto total de la radiación por el tejido. Mediante el empleo de ecuaciones simultáneas se obtiene finalmente una matriz de valores representativa de la sección transversal de la estructura sometida a examen.

TIPOS DE CT (Escaneres).

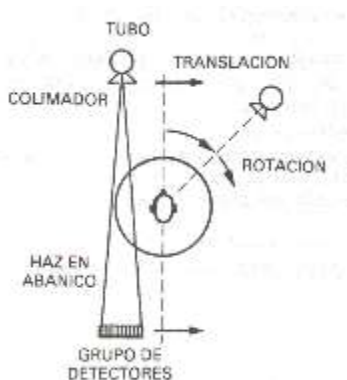
Escanners de primera generación (Tipo I Traslación-rotación)

El funcionamiento se basa en un tubo de Rx y un detector, este sistema hace el movimiento de traslación rotación. Para obtener un corte tomográfico son necesarias muchas mediciones y, por tanto muchas rotaciones del sistema, lo que nos lleva a tiempos de corte muy grandes (superiores a 5 minutos). Se usa para hacer Cráneos.



Escáneres de segunda generación (Tipo II Translación-rotación)

En esta generación se utilizan varios detectores y un haz de Rx en abanico (lo que aumentaba la radiación dispersa), con esto se consigue que el tiempo de corte se reduzca entre 20 y 60 seg.



Escáneres de tercera generación (Rotación-rotación)

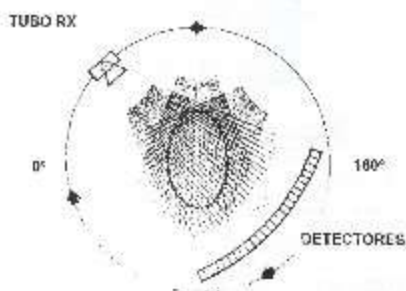
En los cuales el tubo de Rx y la matriz de detectores giraban en movimientos concéntricos alrededor del paciente. Como equipos de sólo rotación, los escáneres de tercera generación eran capaces de producir una imagen por segundo.

El escáner de TC de tercera generación utiliza una disposición curvilínea que contiene múltiples detectores y un haz en abanico. El número de detectores y la anchura del haz en abanico, de entre 30 y 60° y el haz en abanico y la matriz de detectores permiten ver al paciente completo en todos los barridos.

La disposición curvilínea de detectores se traduce en una longitud constante de la trayectoria del conjunto fuente-detector, lo que ofrece ventajas a la hora de reconstruir las imágenes. Esta característica de la matriz de detectores de tercera generación permite además obtener una mejor colimación del haz de Rx, con la reducción de la radiación dispersa.



Una de las principales desventajas de los escáneres de tercera generación es la aparición ocasional de artefactos, debida a a a un fallo de algún un detector

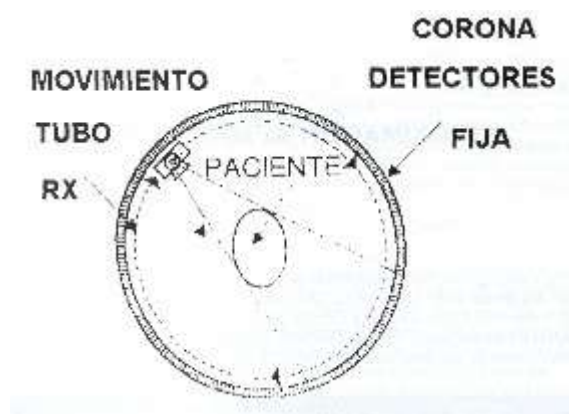


Escáneres de cuarta generación (Rotación-estacionaria)

Los escáneres de cuarta generación poseen sólo movimiento rotatorio. El tubo de Rx gira, pero la matriz de detectores no. La detección de la radiación se realiza mediante una disposición circular fija de detectores. El haz de rayos X tiene forma de abanico, con características similares a las de los haces usados en equipos de tercera generación. Estas unidades alcanzan tiempos de barrido de 1 segundo y pueden cubrir grosores de corte variables, así como suministrar las mismas posibilidades de manipulación de la imagen que los modelos de generaciones anteriores.

La matriz de detectores fijos de los escáneres de cuarta generación no produce una trayectoria de haz constante desde la fuente a todos los detectores, sino que permite calibrar cada detector y normalizar su señal durante cada barrido.

El principal inconveniente de los escáneres de de cuarta generación es la alta dosis que recibe el paciente, bastante superior a la que se asocia a los otros tipos de escáneres.



Escáneres de quinta generación (Estacionario-estacionaria)



En esta clase de TC hay múltiples fuentes fijas de Rx que no se mueven y numerosos detectores también fijos. Son muy caros, muy rápidos y con tiempos de corte cortísimos. Apenas se utilizaron en ningún lugar el mundo excepto en EEUU.

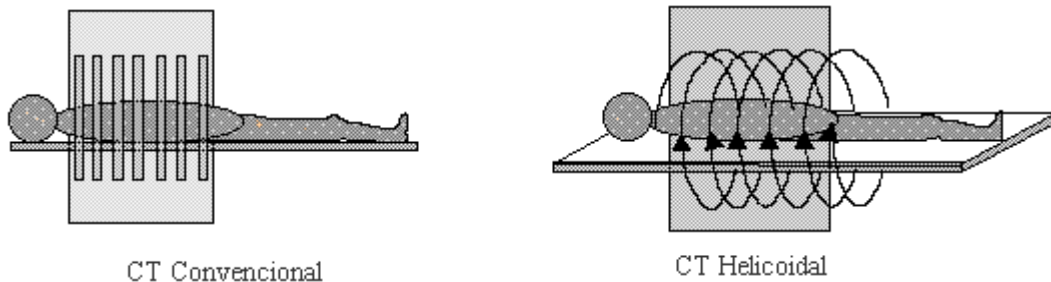
Escáneres de sexta generación

Se basan en un chorro de electrones. Es un cañón emisor de electrones que posteriormente son reflexionados (desviados) que inciden sobre laminas de tungsteno. El detector esta situado en el lado opuesto del Gantry por donde entran los fotones. Consigue 8 cortes contiguos en 224 mseg. Apenas se utilizaron en ningún lugar el mundo excepto en EEUU, eran carisimos y enormes, poco utiles.

TC Helicoidal

En estos sistemas el tubo de rayos x y los detectores se montan, sobre anillos deslizantes y no se necesitan cables para recibir electricidad o enviar información recibida.

Esto permite una rotación completa y continua del tubo y detectores, tras la camilla de exploración, se desplaza con una velocidad constante.



El haz de rayos x traza un dibujo en forma de hélice sobre la superficie del paciente, mientras se adquieren inmediatamente los datos de un volumen de su anatomía, por esto se denomina TC volumétrico o helicoidal.

Las imágenes o cortes axiales se reconstruyen a partir de los datos obtenidos en cada uno de los ciclos del TC helicoidal, también puede funcionar como un TC convencional.



Fue introducida por Siemens en el año 1990, actualmente casi todos los equipos de TC que se venden son helicoidales, los tiempos de exploración son de 0.7 y 1 sg por ciclo.

COMPONENTES DEL SISTEMA

Sea cual sea el tipo de escáner que se utilice, en su diseño cabe distinguir tres componentes principales: la gantry, el ordenador y la consola del operador.

Gantry. Contiene un tubo de rayos X, la matriz de detectores, el generador de alta tensión, la camilla de soporte del paciente y los soportes mecánicos. Estos subsistemas se controlan mediante órdenes electrónicas transmitidas desde la consola del operador, y transmiten a su vez datos al ordenador con vistas a la producción y análisis de las imágenes obtenidas.

Tubo de rayos x. En la mayoría de los tubos se usan rotores de alta velocidad para favorecer la disipación del calor. Los escáneres de TC diseñados para la producción de imágenes con alta resolución espacial contienen tubos de Rx con punto focal pequeño.

Conjunto de detectores. Los primeros escáneres de TC tenían un solo detector. Los más modernos utilizan numerosos detectores, en disposiciones que llegan hasta contener 2.400 elementos de dos categorías: detectores de centelleo y detectores de gas.

Colimación. En TC a veces se utilizan dos colimadores . El primero se monta en la cubierta del tubo o en sus proximidades, y limita el área del paciente que intercepta el haz útil, determinando así el grosor del corte y la dosis de radiación recibida por el paciente. Este colimador prepaciente suele constar de varias secciones que permiten obtener un haz de rayos X casi paralelo. Un ajuste inapropiado de los colimadores prepaciente origina un exceso innecesario de dosis de radiación en el paciente durante la TC.

El segundo colimador (pospaciente), restringe el campo de Rx visto por la matriz de receptores. Este colimador reduce la radiación dispersa que incide sobre los detectores.

Generador de alta tensión. Todos los escáneres de TC funcionan con alimentación trifásica o de alta frecuencia. Así, admiten velocidades superiores del rotor del tubo de Rx y los picos de potencia característicos de los sistemas pulsátiles.

Colocación del paciente y camilla de soporte. Sostiene al paciente en una posición cómoda, está construida con un material de bajo número atómico, como fibra de carbono. Dispone de un motor que acciona la camilla con suavidad y



precisión para lograr una posición óptima del paciente durante el examen, en particular en técnicas de TC espiral. Si la posición del paciente no es exacta, tal vez se efectúen barridos repetidos de un mismo tejido, o se dejen secciones anatómicas sin examinar.

Ordenador. La tomografía computarizada no sería posible si no se dispusiera de un ordenador digital ultrarrápido. Se requiere resolver simultáneamente del orden de 30.000 ecuaciones; por tanto, es preciso disponer de un ordenador de gran capacidad. Con todos estos cálculos el ordenador reconstruye la imagen.

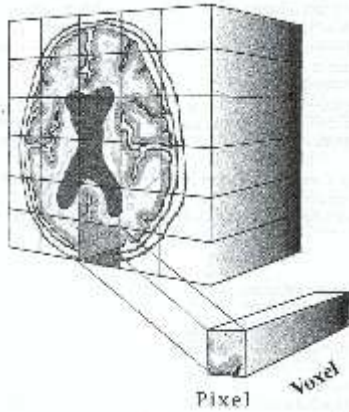
La mayoría de los ordenadores requieren un entorno especial y controlado; en consecuencia, muchas instalaciones de TC deben disponer de una sala contigua dedicada al equipo informático. En la sala del ordenador se han de mantener condiciones de humedad y temperatura.

Consola de control. Numerosos escáneres de TC disponen de dos consolas, una para el técnico que dirige el funcionamiento del equipo y la otra para el radiólogo que consulta las imágenes y manipula su contraste, tamaño y condiciones generales de presentación visual. La consola del operador contiene dispositivos de medida y control para facilitar la selección de los factores técnicos radiográficos adecuados, el movimiento mecánico del gantry y la camilla del paciente y los mandatos comunicados al ordenador para activar la reconstrucción y transferencia de la imagen. La consola de visualización del médico acepta la imagen reconstruida desde la consola del operador y la visualiza con vistas a obtener el diagnóstico adecuado.

Almacenamiento de las imágenes. Existen numerosos formatos de imágenes útiles en el campo de la radiología. Los escáneres actuales almacenan los datos de las imágenes en discos duros del ordenador.

CONSTRUCCIÓN DE LA IMAGEN

Aunque la imagen obtenida en la pantalla del ordenador es bidimensional corresponde en la realidad a un volumen. El soporte donde se crea la imagen es una MATRIZ, es un concepto abstracto y matemático. Esta matriz no se ve, se ve solo la imagen. La matriz es una rejilla cuadrada compuesta de un número variable de cuadraditos, cada cuadradito recibe el nombre de PIXEL.



Como la imagen obtenida es una representación bidimensional de un cierto volumen de tejido, esta matriz no es plana si no que tiene un grosor, pues bien a este grosor se le denomina grosor de corte.

El tubo de Rx gira alrededor del paciente y da una información a los detectores, estos datos hay que ordenarlos para crear la imagen, pues donde el ordenador plasma el resultado es en la matriz.

Ahora nos fijaremos en un solo pixel, como si lo sacáramos de la matriz, vemos que el pixel tiene un grosor (grosor de corte) pues al pixel + el grosor de corte se le denomina VOXEL.

Una vez que el ordenador ha obtenido la imagen a cada pixel se le otorga un valor, gracias a que el ordenador a digitalizado los datos. Este valor corresponde a la media de atenuación que sufrieron los distintos fotones de Rx que después de atravesar al paciente llegaron a los detectores y que se representan en dicho voxel. Es decir el coeficiente de atenuación representado en un pixel es la media de todos los coeficientes de atenuación que existen en el volumen del voxel. No se puede representar algo las pequeño que el voxel.

Dependiendo del tamaño del objeto a representar y el tamaño de la matriz que vallamos a utilizar, cambiara la resolución espacial de la imagen, la imagen obtenida. de una estructura geométrica regular con un borde nítidos puede ser borrosa . El grado de borrosidad de dicha imagen es una medida de la resolución espacial del sistema.

El ordenador después de computar toda la información, otorga un valor numérico a cada pixel (que se corresponde con el coeficiente de atenuación), este número del pixel se corresponde con un color en una escala de grises que tenemos si hacemos esto con todos los pixel tendremos una amplia gama de grises capaz de representar cualquier imagen.

Para crear la imagen, como ya hemos dicho, necesitamos saber todos los coeficientes de atenuación que existen en el volumen del voxel para así hacer la media de todos ellos. Pues bien esto se hace por dos métodos:

1. Método Iterativo: Se utiliza en TC de 1ª generación. El ordenador va haciendo intentos de sumas en vertical, horizontal y diagonal, hasta que obtiene la coincidencia de todos los datos. Este método esta hoy en día en desuso y no podia reconstruir la imagen el ordenador hasta que tuviera todos los datos.
2. Método Analítico: Tiene varias posibilidades pero la más usada es el método de retroproyección filtrada. El método analítico se trata de empezar a reconstruir la imagen según se van recibiendo los datos, así se crea una imagen unidimensional y se representa a continuación en la matriz, esto se hace sucesivamente con todos los disparos; después de todas las



reconstrucciones se crea finalmente la imagen. Esta imagen es filtrada mediante un filtro KERNEL, que en realidad lo único que va a hacer es una superposición de una determinada curva, correspondiente a una determinada fórmula matemática (filtro) a la curva obtenida mediante la adquisición de los datos de los detectores; esto es, multiplicando el valor obtenido por los detectores por un filtro Kernel para así obtener el resultado. Su finalidad es resaltar los datos de la imagen que puedan tener alguna importancia diagnóstica.

Los filtros Kernel son fórmulas matemáticas y hay distintos tipos de filtros, se seleccionan dependiendo de lo que más nos interese ver. Los filtros más importantes son:

- SHARP: Realza bordes de estructuras de muy distinto coeficiente de atenuación.
- REALCE DE BORDES: Realza la diferencia entre bordes, realza más la diferencia de contraste entre estructuras de no muy distinto coeficiente de atenuación.
- SUAVIZADO: Lo que hace es disminuir los artefactos debidos la Ruido estático, va a limar diferencias.

CALIDAD DE IMAGEN

Como las imágenes de TC están constituidas por valores de píxeles discretos que se convierten después a formato de película. Existen numerosos métodos para medir la calidad de imagen. Estos métodos se aplican sobre cuatro características a las que se asignan magnitudes numéricas: la resolución espacial, la resolución de contraste, la linealidad y el ruido.

Resolución espacial

Es la capacidad de todo método de imagen, de discriminar imágenes de objetos pequeños muy cercanos entre sí. Depende de:

- Tamaño del píxel, a menor tamaño mayor resolución espacial
- Grosor de corte (voxel), a más fino el grosor de corte mayor resolución espacial
- Algoritmo de reconstrucción

Resolución de contraste

La capacidad para distinguir estructuras de diferente densidad, sean cuales sean su forma y su tamaño, se denomina *resolución de contraste*. Traduce la exactitud de los valores de absorción de los Rx por el tejido en cada voxel o píxel. Depende de:

- Contraste del objeto



- Ruido de fondo del equipo(es inherente)

La resolución de contraste suministrada por los escáneres es considerablemente superior a la de las radiografías convencionales, principalmente debido a la colimación del haz en abanico, que restringe drásticamente la presencia de radiación dispersa. Sin embargo, la capacidad de mejorar los objetos de bajo contraste con un escáner está limitada por el tamaño y la uniformidad del objeto y por el ruido del sistema.

Ruido del sistema

La resolución de contraste del sistema no es perfecta. La variación de los valores de representación de cada pixel sobre un mismo tejido por encima o por debajo del valor medio se denomina ruido del sistema. Si todos los valores de píxeles fueran iguales, el ruido del sistema sería cero. Cuanto mayor es la variación en estos valores, más nivel de ruido acompañará a la producción de las imágenes en un sistema dado. Es el granulado que existe en la imagen, puede oscurecer y difuminar los bordes de las estructuras representadas con la consiguiente pérdida de definición. Depende de :

- Número de fotones que llegan a los detectores (colimación, mA)
- Ruidos inherentes al equipo (electrónico, computacional)

El ruido es perceptible en la imagen final por la presencia de grano. Las imágenes producidas por sistemas de bajo ruido se ven muy lisas, mientras que en sistemas de niveles de ruido elevados parecen manchadas. Por tanto, la resolución de objetos de bajo contraste está limitada por el ruido del equipo de TC.

Linealidad

El escáner de TC debe calibrarse frecuentemente para comprobar que la imagen de agua corresponda a un número de TC igual a cero, y que otros tejidos se representen con su valor adecuado.

CONCEPTO DE VENTANA

Como ya hemos explicado en el apartado anterior (Construcción de la imagen), el ordenador después de computar toda la información, otorga un valor numérico a cada pixel (que se corresponde con el coeficiente de atenuación), este número del pixel se corresponde con un color en una escala de grises que tenemos si hacemos esto con todos los pixel tendremos una amplia gama de grises capaz de representar cualquier imagen. Pues bien con la escala de atenuaciones conocida no había forma de aclararse, hasta que a una serie de investigadores se les una nueva escala. Esta



nueva escala tomó como referencia el agua. Por ello la nueva unidad habría que aplicar la fórmula.

$$HU = (\mu_{\text{objeto}} - \mu_{\text{agua}}) / \mu_{\text{agua}} \times 1000$$

Esta unidad de absorción se llama **Hounsfield** o valor de CT.

Tenemos que tener en cuenta que nuestra escala consta de un número superior a 4.000 unidades HU, y que lo tenemos que representar en escalones de grises de forma que el más denso (tenga una unidad HU más alta) y se aproxime al blanco, mientras que el menos denso (unidad HU baja) se aproxime al negro. Por otro lado, sabemos que el ojo humano no es capaz de distinguir más de 40 escalones de grises aproximadamente.

Por tanto, nuestro ojo, si ve 100 unidades HU con la misma tonalidad de gris, creerá que todo lo que está en el rango entre 0 y 100 es de la misma materia, lo cual es grave; ya que para nuestra vista será lo mismo cartílago, hígado, intestino, etc.

Afortunadamente existe un truco para que esto no ocurra así. Representar en escalones de gris, solamente la parte de la escala que nos interesa.

Supongamos que vamos a mostrar en nuestro monitor la parte correspondiente al rango entre 0 y +80. El gris medio corresponderá al 40; por encima de 80 todo será blanco y por debajo de 0 todo será negro. Ahora podemos ver diferencias, entre cada dos unidades (ya que suponemos que nuestro ojo diferencia cuarenta escalones de gris).

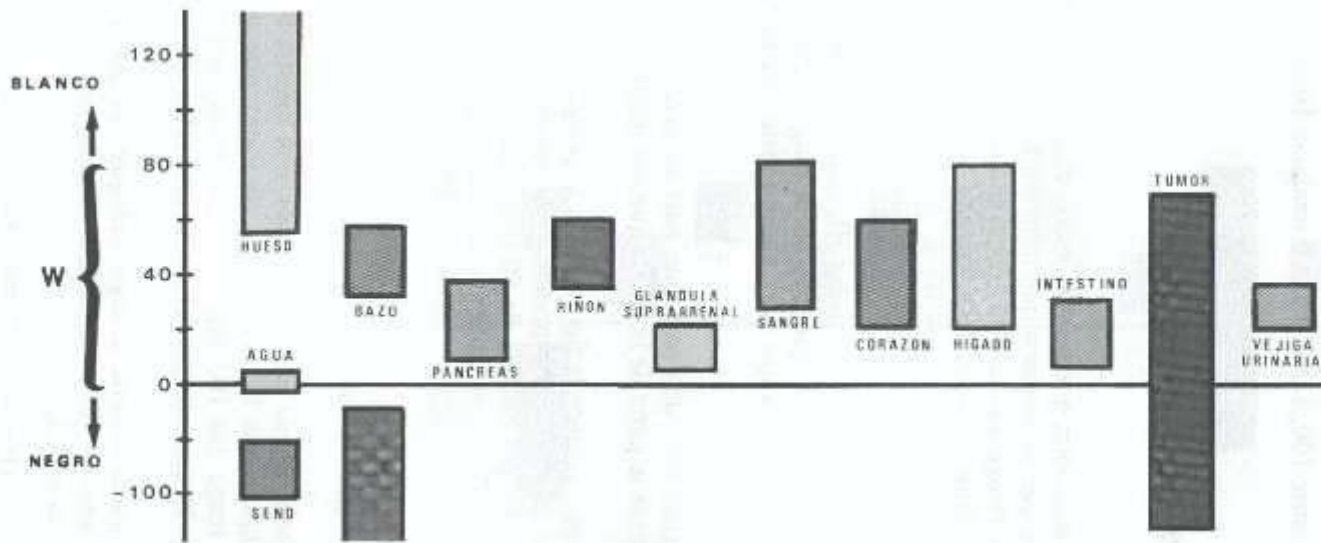
A esta anchura o cantidad de valores HU, las cuales podremos seleccionar libremente en nuestro escaner, la llamaremos ventana.

Supongamos que ahora lo que queremos es ver, con nuestra ventana de 80, la zona de grasa; pues simplemente la trasladamos, de forma que su límite superior será -20. Todo lo que tenga una HU superior a este valor, será blanco. El límite inferior será -100 y todo lo que esté por debajo de este valor será negro.

Este truco de la ventana todavía es algo ambiguo, ya que sólo nos dice qué cantidad de unidades vamos a ver en escalones de gris, pero no nos dice en qué zona de nuestra escala está situado.

Introduzcamos otro concepto nuevo, y éste va a ser lo que llamaremos centro o nivel. Este centro, o lo que es lo mismo el gris medio, nos va a indicar en qué valor HU se encuentra la mitad de la ventana.

Resumiendo, cuando representamos nuestra imagen en alguna parte del monitor, vamos a indicar dos valores: la ventana, que nos indicará cuantas unidades CT representamos, y el centro, que nos dirá en qué parte de la escala nos encontramos.



Evidentemente se nos pueden presentar dos dudas: ¿Qué ventana es la más adecuada, para ver una cosa determinada? ¿Qué centro utilizar?

Contestaremos por orden a estas dos cuestiones: Supongamos un corte tomográfico del abdomen, con toda la diversidad de atenuaciones que ello conlleva. Si elegimos una ventana ancha, tendremos una visión generalizada de todas las estructuras, pero con poco detalle. y si la elegimos estrecha, no podrá serlo tanto que nos haga evidente el ruido de fondo de la imagen, y nos impida su diagnóstico. Por otra parte, en estructuras óseas, no podrá ser pequeña ya que la escala de dichas estructuras es muy amplia. Digamos que dicho valor será de compromiso entre estas dos consideraciones.

Por supuesto, el centro estará en el valor **HU** de la estructura que queramos destacar sobre las demás.

Para hacernos una idea de algunos valores estándar de ventana y centro, recomendamos leer la siguiente tabla

Región	Ventana	Centro
Base de Cráneo	240	35
Cerebro	120	35
Abdomen	400	35
Columna Lumbar	Dorso 450	40
Orbita	240	35
Pulmón	400	700



Pelvis	450	40
Hígado/Páncreas	350	40
Columna Cervical	350	40
Silla Turca	240	35
Oído Interno	4000	300
Extremidades	350	40
Abdomen Pediátrico	240	35

FACTORES SELECCIONABLES DE UN TC.

Los valores que se pueden seleccionar en un TC son varios :

1. Campo de medición (FOV): Existen dos tipos de campos el campo medido y el campo representado.

**El campo medido:* es el tamaño de apertura en el gantry, esto es, preparar los detectores necesarios para hacer la medición, los demás detectores (los que nos sobran) solo están preparados para recibir densidad aire. Si estos detectores recibieran Rx aparecerían artefactos por fuera de campo.

**Campo de representación:* se refiere a la parte del campo de medición que va a ser representada por el ordenador en el monitor. Una vez elegido el campo de medición ahora decidimos si se representa todo o una parte. El campo de representación debe ser lo más pequeño posible ya que determinara junto con la matriz el tamaño del pixel.

2. Tamaño de la matriz: Es la cuadrícula donde se representa la imagen, su tamaño viene dado por el número de pixels e influye en la resolución espacial, a mayor tamaño mayor resolución
3. Grosor de corte: Es la 3ª dimensión en un corte de un TC. Voxel = tamaño pixel + grosor de corte. Influye en la resolución espacial a grosor de corte más fino mejor resolución espacial, por el contrario a cortes más finos mayor nº de cortes, mayor tiempo de reconstrucción, más ruido, y más calentamiento del tubo de Rx.
4. Tiempo de corte: Es un valor que el técnico debe de valorar según sea el paciente y el estudio a realizar. Se puede acortar el tiempo de corte si el barrido del tubo de Rx es incompleto o si la reconstrucción de la imagen se hace posterior a los cortes y no al mismo tiempo.
5. Kv y mAs: El Kv siempre es alto de 100 Kv a 150 Kv. El mA es lo único que se modifica en al practica para evitar el ruido a mas mA menor ruido.
6. Punto focal
7. Algoritmo de reconstrucción: Filtros



ARTEFATOS

En este capítulo hablaremos de los artefactos que pueden aparecer en una imagen T.C. y de cómo evitarlo. Estos son parte integrante de nuestro sistema de exploración (naturaleza de los Rayos-X, física del sistema detector) y de las estructuras que vamos a encontrar en el cuerpo humano.

El conocimiento de todas estas circunstancias y de cómo anularlas, va a redundar en la calidad de nuestra exploración.

Sin más preámbulos, vamos a dividir estos artefactos en tres grandes grupos:

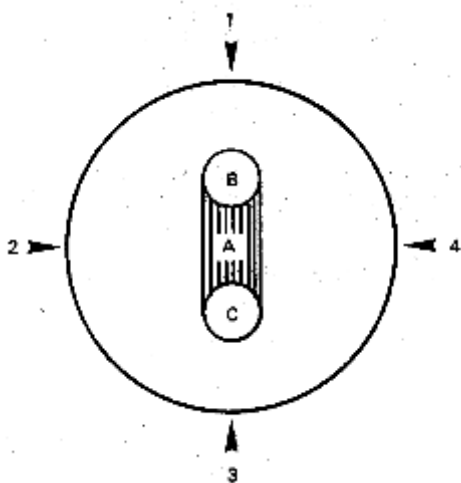
- A) Por razones físicas.
- B) Por movimiento.
- C) Por razones técnicas.

A) Artefactos debidos a razones físicas

En este primer grupo vamos a encontrar varias causas por las que pueden aparecer artefactos, y éstos son:

- 1) Error por endurecimiento del haz.
- 2) Error por volumen parcial.
- 3) Error por inhomogeneidad en el eje z.

1) *Error por endurecimiento del haz.* Vamos a tratar de describirlo con un ejemplo gráfico.





En la proyección 1, la radiación de baja energía es filtrada por el cilindro de alta densidad *B* de igual forma que en la proyección 3 es filtrada por *C*. A pesar de ser corregido este error por las proyecciones 2 y 4, obtenemos una zona de falsa baja atenuación en *A*.

Evidentemente, poco podríamos hacer en contra de este artefacto en cuanto a modificar algún parámetro en la exploración.

Afortunadamente, en los equipos modernos este problema ha desaparecido casi en su totalidad. En unos, empleando filtros metálicos a la salida del haz de formas más o menos sofisticadas; en otros, corrigiendo matemáticamente la curva de atenuación real a la ideal de un sistema monocromático.

2) Error por volumen parcial. Está causado por estructuras no homogéneas y de alta densidad que están parcialmente introducidas en el haz y paralelo al eje de giro *del* sistema.

Dos ejemplos típicos de este artefacto lo tenemos en la base de cráneo; entre los peñascos (barra Hounsfield) unión de artefacto de volumen parcial y endurecimiento del haz; y el otro, las líneas que aparecen desde la cresta occipital interna sobre el parénquima.

La forma de eliminar este artefacto es reduciendo la apertura del colimador.

3) *Error por inhomogeneidad en el eje z*. El tercer artefacto se puede dar, bien porque algún detector esté mínimamente desplazado hacia adelante o hacia atrás del eje *Z*, (en toda la corona de detectores no forma en su rotación un ángulo de 90° con el eje de giro) o bien porque el objeto no es homogéneo en dicho eje o está formado por estructuras más pequeñas que el grosor del Corte. El resultado es un emborronamiento de la imagen debido a la integración con las estructuras adyacentes.

La forma de evitarlo, evidentemente, es reduciendo el grosor del Corte.

B) Artefactos debidos al movimiento

Estos artefactos pueden ser debidos a:

- 1) Movimiento del paciente.
- 2) Movimiento del sistema.

Digamos que el más habitual es el primero; en el segundo poco podremos hacer, ya que será causado por una avería y habrá que proceder a su reparación. Para evitar el artefacto de movimiento, se podrán utilizar varios métodos o una combinación de ellos, como por ejemplo: inmovilización del paciente, sedación y tiempos de corte más rápidos.



De todas formas, si existe una duda de que el artefacto es debido a una u otra razón, lo aconsejable es repetir el corte.

C) Artefactos debidos a razones técnicas

Este último grupo lo subdividiremos en otros tres

- * Error de linealidad.
- * Error de estabilidad.
- * Error aliasing.

El error de falta de linealidad. Un sistema es lineal, cuando para un objeto de atenuación homogénea y constante, es leído por todos los detectores en cada proyección el mismo valor de atenuación; para objetos del mismo material de doble, triple, etc., grosor que el primero, corresponderán atenuaciones leídas en la misma proporción.

El defecto de esta característica de linealidad, producirá: una variación de densidad del centro hacia afuera, al explorar un objeto homogéneo, siempre que dicho defecto sea de todo el conjunto detector; si el defecto fuese de sólo algún elemento detector, aparecerían anillos parciales o rayas en la imagen. Pese a ser una avería del sistema, se puede corregir parcialmente disminuyendo la colimación.

El error de estabilidad. Un sistema deja de ser estable cuando sufre variaciones de sensibilidad en algunos de sus elementos detectores; como con secuencia de esta alteración de sensibilidad, aparecerán anillos totales (como una diana) o rayas según el tipo de explorador, y en general un posible aumento de ruido. La solución a este problema es calibrar el aparato; algunas máquinas tienen un sistema de autocalibración, que se puede realizar tan frecuentemente como lo considere el operador .

Error aliasing: Este error es el típico que se produce en una exploración donde hay un elemento de gran densidad, como por ejemplo una prótesis metálica; o un elemento de contraste en gran concentración, como por ejemplo el estómago parcialmente lleno de contraste.

Este artefacto es reconocible ya que el elemento de alta atenuación produce un halo de falsa alta absorción, en una o varias direcciones.

Para explicar un poco este fenómeno, supongamos que un objeto, que es prácticamente opaco a la radiación, que está excéntrico al campo de medición; en un instante, en el giro del conjunto detector-tubo, un elemento detector queda completamente, cegado por dicho objeto; en el instante siguiente, ese mismo detector recibe una gran energía, ya que el material es hipodenso. El resultado es que el conjunto detector electrónica asociada no es lo suficientemente rápido para detectar esa brusca variación y por tanto crean una sombra donde no existe.



La reducción de este efecto es posible situando el material hiperdenso lo más cerca posible del centro del campo de medición, y aumentando el número de proyecciones, para así corregir esta falsa medición un número de veces mayor. Algunos modelos de exploradores tienen adicionalmente correcciones matemáticas para este artefacto.

PREPARACION DEL PACIENTE

El técnico, desde que el paciente entra en el Servicio de Radiodiagnóstico, está en contacto directo con éste; por tanto, es responsabilidad nuestra que esa persona que se encuentra en un medio extraño, que siente temor a lo desconocido, ansiosa de conocer el resultado de la prueba, se mantenga lo más serena posible. Ello repercutirá, en primer lugar, en su propio beneficio, y también en el nuestro, ya que de la colaboración del paciente va a depender en buena medida el resultado del estudio.

Nuestra relación con el paciente la debemos llevar a cabo con suma prudencia. En primer lugar, nos debemos mostrar amables; la cortesía es fundamental en cualquier relación humana. máxime cuando se trata del ámbito hospitalario. En segundo lugar, debemos tener en cuenta que las instrucciones que le demos sean completas, sencillas y escuetas; completas porque el paciente no conoce la prueba que se le va a realizar; sencillas porque el paciente no comprende los términos médicos, por familiares que a nosotros nos parezcan; y escuetas porque si lo abrumamos con órdenes suele olvidar la mayor parte de ellas.

En resumen, debemos tener paciencia y elaborar una información comprensible, ofreciendo profesionalidad para facilitar tanto la estancia del paciente en la TC, como nuestro propio trabajo.

Desde un punto de vista más práctico hay una serie de normas que debemos cumplir para realizar un buen trabajo: verificaremos la información del vale de petición con el paciente, asegurándonos de que coinciden tanto los datos personales como el estudio requerido. Una vez hecho esto, explicaremos al paciente en qué consiste la prueba (indicándole que debe permanecer quieto, colaborar con la respiración, que puede ser necesario administrarle un contraste intravenoso, etc.). Se le indica que se desprenda de la ropa y objetos metálicos que pudiera portar. Se le coloca en la camilla, utilizando si fuera necesario cabezales o adaptadores e iniciaremos el estudio, cuyos pasos se explicarán con detalle más adelante.

La circunstancia más comprometida para el paciente en un estudio de TC es aquella en la que se utiliza contraste intravenoso dado que corren el riesgo de sufrir una reacción alérgica al medicamento, que en casos extremos, pueden provocarles la muerte.