

33094

PROYECTO DE INVESTIGACIÓN APLICADA: Aplicaciones de los polímeros en la medicina. Parte II: Materiales poliméricos biodegradables y bioabsorbibles

Por: Ingeniero Mariano Antonio Benavides Cuéllar
Jefe CDT ASTIN - SENA, Cali

El artículo sobre las aplicaciones de los polímeros en la medicina, describió en una primera parte, publicada en el número 61 del Informador Técnico, los polímeros estables o fijos y semi-estables o parcialmente biodegradables. La segunda entrega se dedica a los biodegradables y bioabsorbibles, según el caso, tal como lo muestra de nuevo la figura 1. Para obtener la primera parte del artículo, visite la página <http://www.sena-astin.edu.co/articulo-central.htm>

MATERIALES POLIMÉRICOS BIODEGRADABLES

Los polímeros biodegradables pueden ser de origen natural o sintético; algunos abundan en la naturaleza, otros son escasos o de difícil obtención. Se usan en una gran variedad de aplicaciones que van desde los materiales quirúrgicos y farmacéuticos absorbibles, por ejemplo como liberadores de agentes activos en los medicamentos, hasta piel artificial, una aplicación en ingeniería tisular, de alta complejidad tecnológica, para la recuperación y reconstrucción de tejidos. (Véase las aplicaciones en la tabla 1)

En los últimos diez años, el avance tecnológico en la obtención y

BIOMATERIALES DE ORIGEN NATURAL		
Nombre Genérico o Comercial	Composición	Aplicaciones
CATGUT	Colágeno, Proteína (Multifilamento)	Suturas
Colágeno Reconstituido	Colágeno, Proteína (Multifilamento)	Suturas
Carboxi Celulosa	Celulosa oxidada Polisacarido, Fibras	Cirugía Plástica Suturas
Quitosa	Poli(D-Glucosamina)	Implantes Suturas
Quitina	Poli(N-Acetil-D-Glucosamina)	Implantes

Continua ... página 27

Tabla 1. Aplicaciones de los materiales biodegradables

Fuente: Revista de plásticos Modernos, (413), noviembre de 1990

aplicación médica de estos materiales ha tenido un desarrollo que puede considerarse espectacular. La figura 2 reúne sólo algunas aplicaciones en cirugía, aun cuando en este campo se usan también materiales semi-estables, en casos donde, después de su implantación, las prótesis

podrían estar sujetos a mecanismos de biodegradación, bioabsorción o bioadaptación. Estos son degradados y eliminados por el sistema fisiológico del organismo humano, una vez que hayan cumplido su función, o absorbidos para reemplazar órganos lesionados o degenerados, lo cual

MATERIALES POLIMÉRICOS

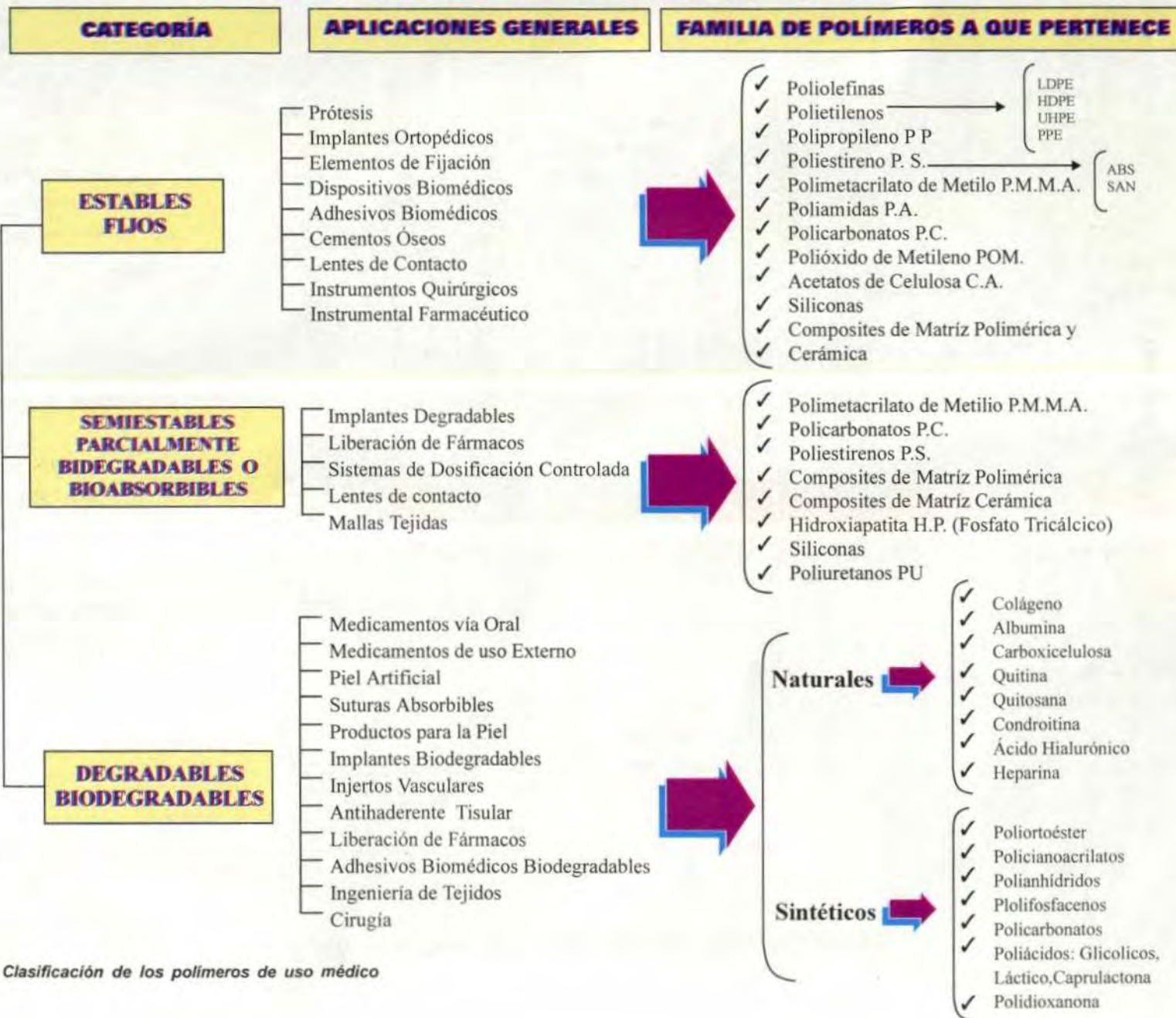


Figura 1. Clasificación de los polimeros de uso médico

Aplicaciones Médicas de los Biopolímeros

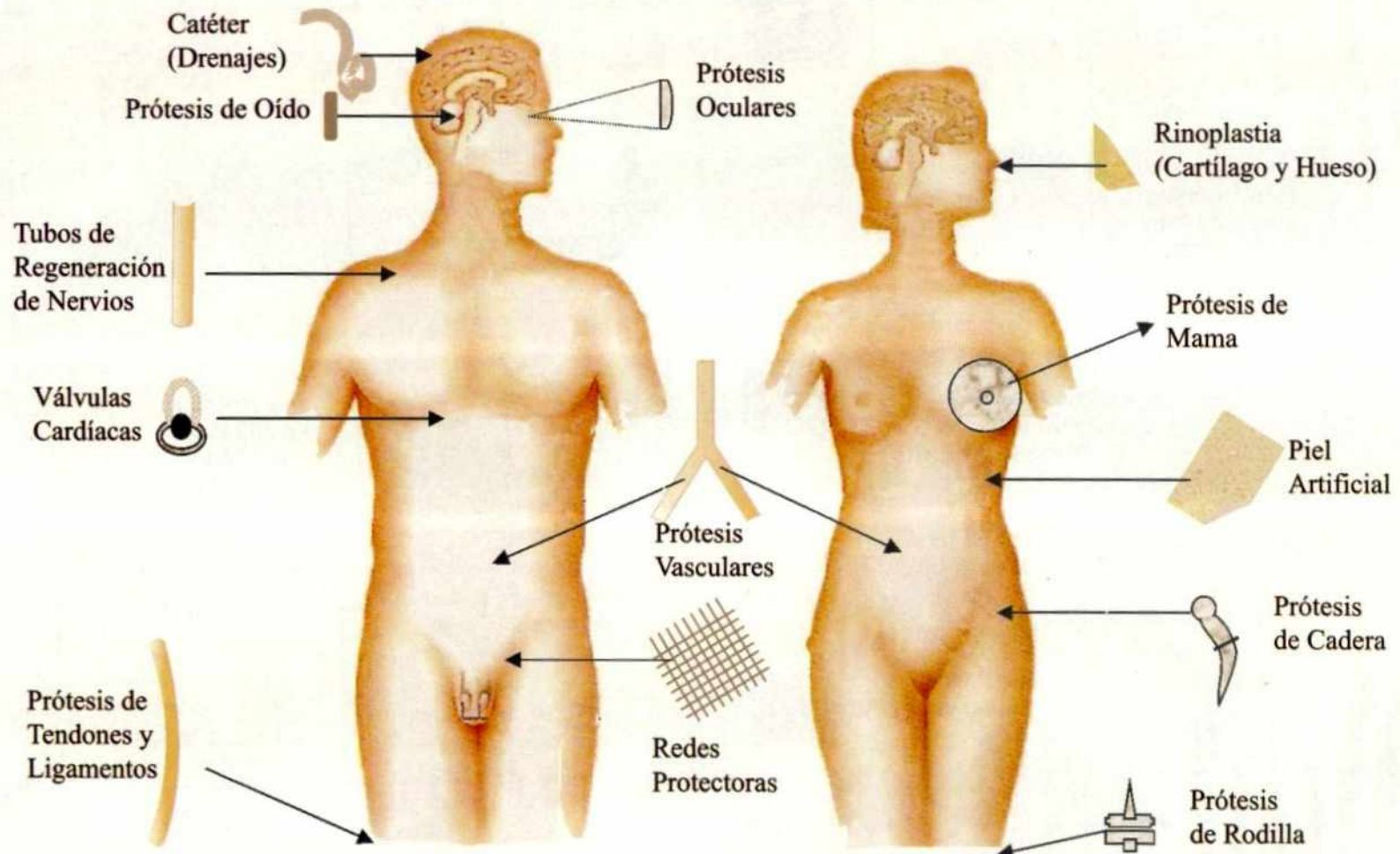


Figura 2. Algunas aplicaciones médicas de los materiales biopoliméricos

BIOMATERIALES SINTÉTICOS		
Nombre Genérico o Comercial	Composición	Aplicaciones
Poli(ácido glicólico) PGA	Poliéster	Suturas Implantes Dispositivos
Poli(ácido láctico)	Poliéster	Suturas Implantes Dispositivos
Poli(ácido L-láctico) PLLA	Poliéster	Suturas Implantes
Poli(ácido DL-láctico)	Poliéster	Suturas Implantes
Copolímeros de ácido glicólico-ácido láctico (PGA/PLLA)	Poliéster	Suturas Dispositivos
Poli(carbonato de trimetileno)	Poliéster	Implantes
Copolímero de ácido glicólico-carbonato de trimetileno	Poliéster (Monofilamento)	Suturas Implantes
Copolímero de ácido láctico-carbonato de trimetileno		Implantes
Copolímero de ácido láctico- δ -valerolactona		Implantes
Copolímero de ácido láctico-óxido de etileno		Implantes
Poli p-Dioxanona PDS	Poli(eter-ester) (Monofilamentos)	Suturas Implantes
Poli(β -hidroxibutirato) PHB		Alimplantes
Copolímeros (β -hidroxibutirato/ β -hidroxivalerato)		Implantes
Poli(ϵ -caprolactona)		Fibras Implantes
Copolímeros (ácido láctico/ ϵ -caprolactona)		Implantes
Poli(β -hidroxipropionato) PHPA		Implantes

Continuación Tabla 1

requiere de una adaptación biológica del implante, para que realice sus nuevas funciones.

El vertiginoso desarrollo de nuevas aplicaciones en la medicina se debe principalmente al avance paralelo en la construcción de nuevos biomateriales mediante síntesis, obteniendo compuestos biodegradables sintéticos, y el descubrimiento y la modificación de biopolímeros que nos ofrece la naturaleza, que están clasificados en la figura 1, con la familia de polímeros a la que pertenecen y las diferentes aplicaciones que actualmente se conocen.

La disponibilidad de estos materiales no habría sido posible sin el concurso de las distintas disciplinas académicas, su estrecha colaboración y un nuevo concepto de trabajo en equipo interdisciplinario. En el campo de los biomateriales, como núcleo central de las investigaciones, se han utilizado la física, la química y la biología como ciencias básicas, que han soportado los adelantos tecnológicos dirigidos a la solución de problemas de la salud. Estas disciplinas no habrían encontrado por sí solas la solución a los problemas médicos, sino hubieran sido apoyadas por la biotecnología y la bioingeniería, dos términos que a veces se utilizan como sinónimos, a pesar de que exista una marcada diferencia entre las dos actividades, así estén íntimamente relacionadas.

La biotecnología es un conjunto de conocimientos de diferentes fuentes, aplicado a los conceptos biológicos que permiten el estudio de organismos, células y constituyentes derivados, sus funciones y posibles aplicaciones, o también la alteración de funciones biológicas a nivel molecular o su manipulación genética tan discutida en los últimos años.

La bioingeniería en cambio, integra principios físicos, químicos, matemáticos y de ingeniería para el estudio de procesos biológicos y médicos, con el fin de diseñar materiales, procesos y dispositivos novedosos para aplicaciones específicas en la medicina.

POLÍMEROS BIODEGRADABLES NATURALES Y SINTÉTICOS

En términos químicos, los polímeros naturales tienen la ventaja de ser muy similares, e incluso idénticos, con el medio fisiológico, sobre el cual actúan. Son reconocidos y asimilados completamente por el organismo humano, como se explicó en el capítulo anterior. Por esta razón son muy apreciados por la industria farmacéutica y por la medicina, especialmente en aplicaciones, donde evitan efectos secundarios como irritación, inflamación y toxicidad.

Los polímeros naturales pueden ser metabolizados por enzimas naturales y biodegradados en medios fisiológicos. A esta cualidad se debe que, según el caso, pueden comportarse como materiales semi-estables, parcialmente biodegradables o totalmente biodegradables, lo cual es aprovechado en aplicaciones como la medicamentación dosificada, donde es fundamental diseñar la velocidad de absorción apropiada, para que el medicamento sea absorbido en el tiempo y las dosis precisas, como lo muestra la figura 3. Así se han podido suprimir excipientes sintéticos que no cumplen a cabalidad con su propósito.

Un campo de aplicación muy importante es la fabricación de suturas o hilo quirúrgico, con base en diferentes materiales y de diversas cualidades (tabla 2).

Durante mucho tiempo se utilizó el



Figura 3. Sistema de dosificación controlada de medicamentos

SUTURAS QUIRÚRGICAS ABSORBIBLES		
Nombre genérico	Nombre comercial	Material base
Colágenos naturales		
intestino intestino crómico colágeno colágeno (crómico)	Catgut	submucosa de intestino de oveja submucosa de intestino de oveja cromizada tendón flexor de vaca tendón flexor de vaca cromizado
Sintéticos		
poliácido glicólico poliácido glicólico poliácido glicólico poliglactin 910	Dexon S Dexon Plus Dexon II Vicryl	homopolímero de ácido glicólico homopolímero de ácido glicólico recubierto con poloxamer 188 homopolímero de ácido glicólico recubierto con policaprolactona copolímero de ácido láctico y glicólico recubierto con estearato y poliglactin 370
polidioxanona polidioxanona poligliconato	PDS PDS-2 Maxon	polímero de paradiioxanona PDS modificado copolímero de trimetilcarbonato y poliácido glicólico

Tabla 2. Suturas quirúrgicas absorbibles

Fuente: Revista de plásticos Modernos, 77(511), enero de 1999

así llamado catgut, material proveniente del intestino de la oveja, que sin embargo es destruido rápidamente por acción enzimática. Si bien esta propiedad puede ser favorable en algunos casos, por lo general resulta ser desventajosa, ya que la sutura es absorbida antes de que el proceso de curación o cierre de la herida haya concluido. Para mejorar su durabilidad, el catgut fue tratado con óxido de cromo, que aumenta su resistencia, pero también el tiempo de absorción. Actualmente, vienen ganando posiciones importantes las suturas sintéticas que figuran en la tabla anterior. La tabla 3 muestra las propiedades mecánicas de las diferentes suturas comerciales y la tabla 4 los tiempos de absorción de las suturas, en función de sus materiales.

Científicos cubanos han desarrollado suturas biodegradables a partir de fibras de celulosa recubiertas de quitosana para aprovechar su propiedad antiviral y antiinfecciosa.

Puesto que en los implantes el tiempo de degradación o bioabsorción de los polímeros es vital, es necesario conocer aspectos fundamentales como la composición química del material base, su estructura interna y sus componentes, para establecer el mecanismo de biodegradación que estos materiales experimentan (ver figura 4).

A continuación se explica este mecanismo para algunos polímeros biodegradables expuestos a procesos hidrolíticos y acción enzimática.

Si partimos del hecho que el organismo humano está constituido en un 70% por agua, no extraña que la biodegradación empieza por la hidratación de la zona afectada, hinchando el material, como se observa en la figura 4A. La velocidad de esta hidratación, y la pérdida de resistencia que ella

PROPIEDADES MECÁNICAS DE HILOS DE SUTURA REABSORBIBLES			
Biomaterial	Diámetro (mm)	Carga de rotura (Kg)	Resistencia a tracción (Kg/cm ²)
Catgut (recubierto con glicerina)	0,526	5,17	2,381
Catgut (Cromado)	0,494	6,49	3,386
PGA Multifilamento (Dexon)	0,513	7,14	3,454
PG Multifilamento (Vicryl)	0,511	9,78	4,769
PDS Monofilamento (polidioxanona)	0,520	11,36	6,347

PGA = poli (ácido glicólico); PG = copolímero de ácido glicólico (90%) y ácido láctico (10%), poliglactin

Tabla 3. Propiedades mecánicas de hilos de sutura reabsorbibles

Fuente: Revista de plásticos Modernos, 77(511), enero de 1999

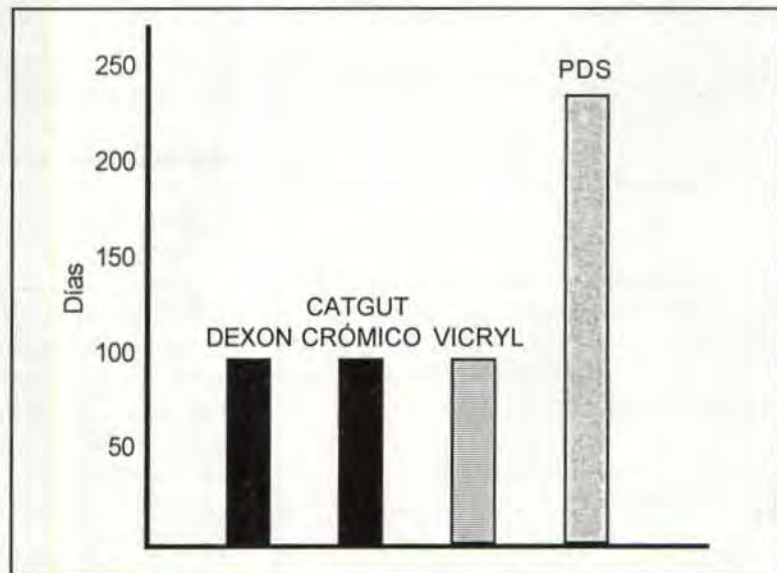


Tabla 4. Tiempo de reabsorción promedio de diferentes materiales biodegradables en forma de hilos de sutura de diámetros similares.

(aproximadamente 0,5 mm). Dexon = Poli(ácido glicólico); Vicryl = Copolímero al azar de ácido glicólico (90%) y ácido láctico (10%); PDS = Polidioxanona

Fuente: Revista de plásticos Modernos, 77(511), enero de 1999

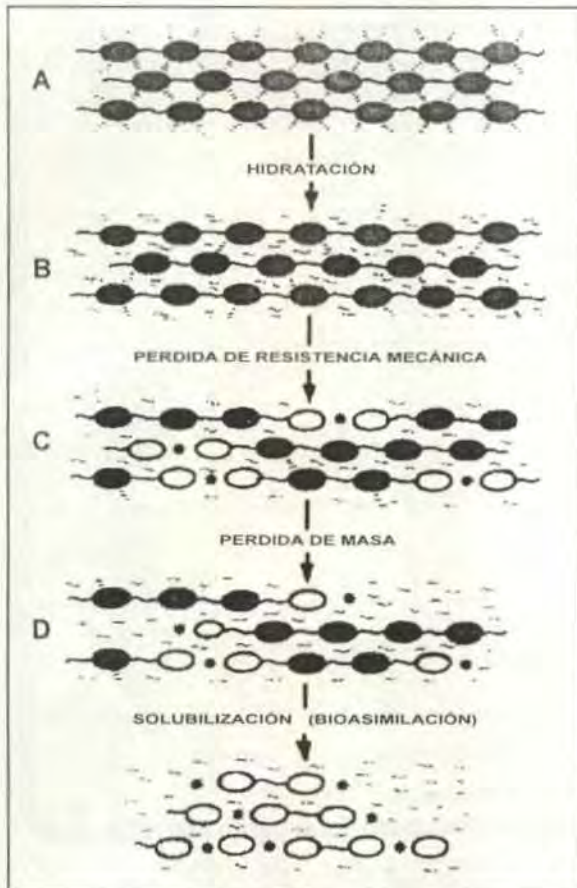


Figura 4. Mecanismo de biodegradación de los poli-α-hidroxiácidos

produce, depende de las propiedades hidrofílicas del polímero. En esta primera etapa, rápida o lenta, desaparecen las estructuras secundaria y terciaria, estabilizadas por enlaces de van der Waals, o se rompen los puentes de hidrógeno.

En una segunda fase, que se muestra en la figura 4B, el proceso de hidratación avanza y destruye los enlaces covalentes de las cadenas poliméricas, generando cadenas cortas. Así, el material sufre una pérdida de resistencia irreversible. En esta fase, la velocidad de la biodegradación depende de la temperatura y el pH del medio, y de la cristalinidad del polímero. Un mayor porcentaje cristalino disminuye la velocidad de la degradación.

Una tercera etapa del proceso causa pérdidas de masa, debido a una creciente solubilización del material y una mayor absorción de líquido fisiológico, que implica una disminución del peso molecular del polímero implantado. Este efecto se puede observar en la figura 4C.

Finalmente, durante la última fase, el material se biodegrada por completo, mediante reacciones hidrolíticas y en presencia de macrófagos del sistema fisiológico. Se descompone en pequeñas partículas que son transportadas al sistema linfático, donde son absorbidas.

Este proceso de biodegradación lo experimentan por igual las suturas y los implantes biodegradables.

ALGUNAS APLICACIONES MÉDICAS A CORTO PLAZO DE BIOMATERIALES DEGRADABLES

Aplicación	Comentarios
Suturas	La aplicación con mayor éxito de polímeros biodegradables sintéticos en medicina humana
Dispositivos de liberación de fármacos investigados	Una de las aplicaciones médicas más ampliamente en el área de los polímeros biodegradables
Dispositivos de fijación ortopédica	Requieren polímeros rígidos y con resistencia mecánica excepcionalmente alta
Injertos y expansores vasculares temporales	Actualmente sólo existen dispositivos bajo investigación La hemocompatibilidad es el principal reto
Ingeniería de tejidos	Sin duda el área más actual y que más expectativas recoge

Tabla 5. Algunas aplicaciones médicas a corto plazo de biomateriales degradables

Fuente: Revista de plásticos Modernos, 77(511), enero de 1999

Proceso de Obtención de Piel Artificial



Fuente: Revista Newton, Madrid: (17), septiembre de 1999.

Otro avance se ha logrado con la piel artificial que, como otros tejidos, puede ser cultivada «in vitro» produciendo en poco tiempo muchos metros perfectamente compatibles con la piel viva lesionada. La figura 5 muestra en forma esquemática el procedimiento para la obtención de piel artificial a partir del ácido hialurónico, cuyos principales precursores son la quitina y la quitosana, y que junto con otros biomateriales es cultivable.

POLÍMEROS BIODEGRADABLES Y/O ABSORBIBLES

En la búsqueda de materiales avanzados que satisfagan las exigencias de la medicina moderna, sobre todo en el campo de las prótesis e implantes, se han hecho grandes adelantos y junto con ellos han evolucionado los criterios para la selección y aplicación de los nuevos materiales sintéticos y naturales que, por sus características de biocompatibilidad y bioresorción se conocen como "biomateriales", tal como puede observarse en la tabla 5.

En la categoría de los materiales sintéticos, son los polímeros los que vienen jugando un papel preponderante e incluso innovador, porque han impulsado las nuevas técnicas quirúrgicas y ortopédicas para la recuperación de tejidos degenerados, la reparación de lesiones causadas por esfuerzos inadecuados y la corrección plástica de defectos y malformaciones congénitas o adquiridas en accidentes, como por ejemplo la rehabilitación del rostro y la prótesis maxilo-facial con mezclas de hidroxiapatita y polímeros naturales como la quitosana, el colágeno y otros glucosaminoglucanos.

La construcción de nuevos compuestos poliméricos aptos para reemplazar metales como aceros inoxidable austeníticos, titanio aleado

y sin alear, aleaciones fundidas cobalto-cromo-molibdeno y aleaciones base cobalto forjadas, que se usan tradicionalmente en los dispositivos de fijación ósea, las prótesis y en el tratamiento de fracturas, se basa en el estudio comparativo de las propiedades y prestaciones que estos materiales pueden ofrecer.

En estas aplicaciones los materiales poliméricos no sólo deben ser biodegradables y bioresorbibles, deben cumplir además con los siguientes requisitos biológicos:

1. Deben servir como soportes reabsorbibles en contacto con el medio fisiológico
2. No pueden ser mutagénicos, es decir no deben aumentar las mutaciones genéticas ni celulares en forma nociva
3. No pueden ser cancerígenos
4. No pueden ser antígenos, o sea perjudiciales para el sistema inmunológico
5. No pueden ser teratógenos, es decir propiciar tumores cancerígenos
6. No deben ser tóxicos
7. Deben ser antisépticos
8. Esterilizables, y
9. Por supuesto, biocompatibles con los tejidos receptores o adyacentes al implante.

Como los polímeros naturales o biomateriales de origen natural, no cumplen con la totalidad de estas exigencias, los científicos han concentrado sus esfuerzos en el diseño y preparación de sistemas biodegradables con excelentes

propiedades mecánicas y extrema compatibilidad biológica, lo cual ha sido un verdadero reto tecnológico.

Otro aspecto de los biomateriales, que ha llamado la atención de la medicina, además de su compatibilidad biológica con el entorno del implante, es también su rigidez y resistencia mecánica con respecto al tejido óseo y muscular, donde será implantado o fijado.

Las propiedades mecánicas de los metales que tradicionalmente se emplean en prótesis y fijaciones óseas, son diez veces mayores que las del hueso u órgano, que le sirve de huésped. Sin embargo, si en la reconstrucción del hueso se presentan espacios en la fractura o falta de fragmentos del hueso, las fuerzas que soportan el peso no estarían completamente balanceadas e igualmente distribuidas. Como resultado, la flexión y los esfuerzos torsionales se pueden concentrar en áreas del implante donde el apoyo del hueso se pierde. El implante sufre cargas cíclicas en estas zonas, las cuales le pueden ocasionar condiciones críticas de fatiga y terminar en una rotura, y la necesidad de una segunda cirugía para extraer la prótesis metálica instalada.

Como el material metálico puede presentar fallas, las cuales se pueden atribuir a la existencia de microfisuras internas, corrosión o una inadecuada fijación del implante dentro del organismo, el paciente puede llevarse sorpresas desagradables como el retiro de una placa de acero quebrada, aparentemente sin explicación, como un caso que fue analizado recientemente en los laboratorios del Centro ASTIN. Los estudios metalográficos del material revelaron la presencia de microfisuras, típicas de un proceso de fatiga, las cuales pudieron haber causado la rotura, ya que en condiciones normales este

material no habría fallado con el esfuerzo normal de la persona. Se habría necesitado diez veces su peso para apenas doblar la platina. En las figuras 6, 7 y 8 pueden observarse radiografías de la platina implantada.

La figura 9 muestra fotografías del análisis metalográfico realizado a la probeta extraída de la platina en los laboratorios de espectrometría y ensayos de materiales del CDT ASTIN, que permite arrojar las siguientes conclusiones:

- El material con el cual está fabricado el implante corresponde a un acero inoxidable austenítico y es equivalente a un acero tipo DIN X2CrNiMo 18 13 3. Según la norma internacional ISO 5832/1 una de las aplicaciones de este material es en el campo quirúrgico en la fabricación de implantes.
- El análisis microestructural muestra una estructura normal de matriz austenítica con una dureza de 290 Brinell, con granos de tamaño medio y con una cantidad de maclas originadas en el proceso de conformación en frío de este material. En términos generales la microestructura es de apariencia normal.
- En un corte longitudinal a través de la zona de fractura y a unos milímetros de ésta, se observan dos microfisuras a nivel superficial de 350 y 600 micras de longitud respectivamente. Si comparamos las radiografías de la placa que se fracturó con la radiografía de la última placa implantada, puede observarse que en el primer caso el tornillo que hace la fijación del tejido óseo exactamente en el sitio de la fractura del hueso es casi horizontal y el área de contacto es relativamente pequeña. En el último caso el área de contacto con el hueso es

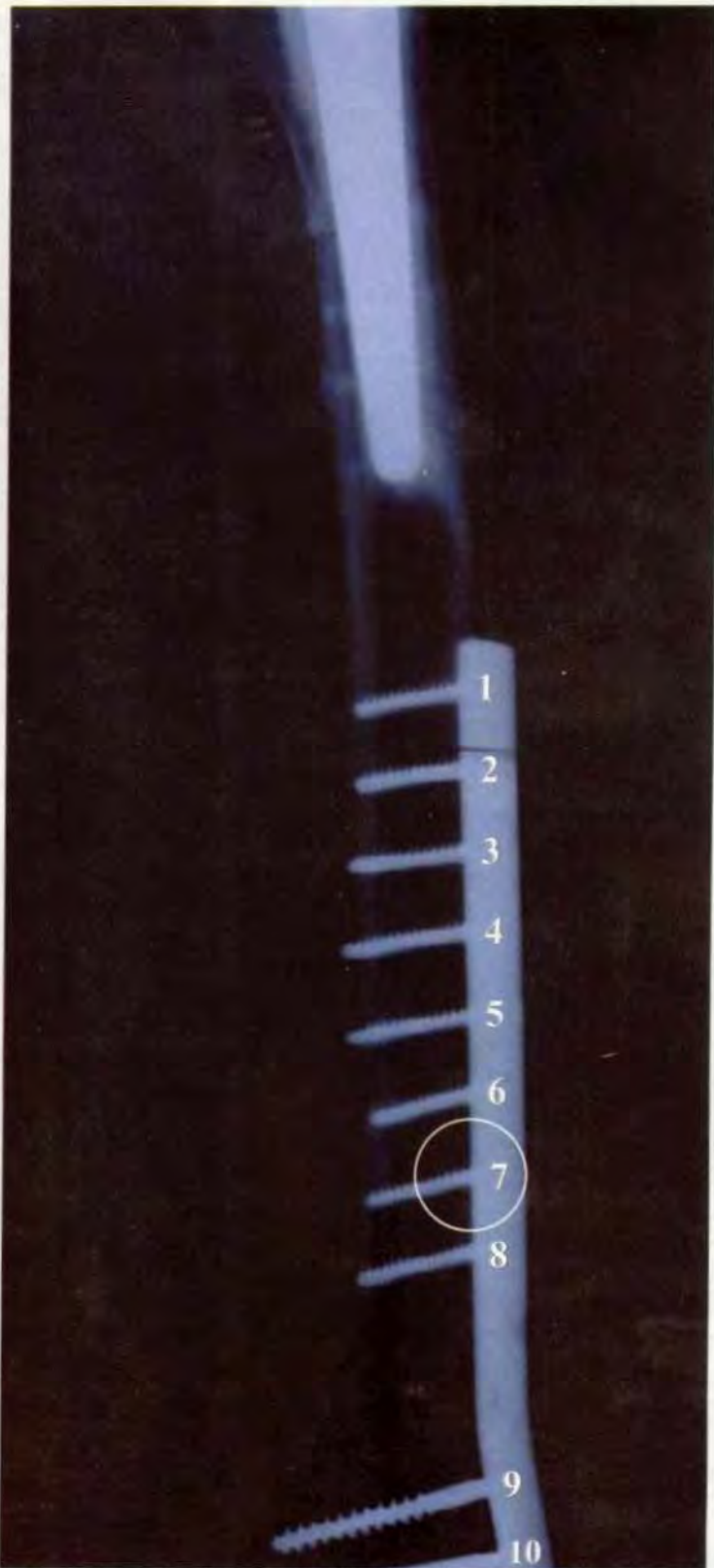


Figura 6. Radiografía del fémur derecho, tomada en septiembre 14 de 2 000. La placa hecha en acero inoxidable austenítico de alta resistencia se utilizó para tratar la fractura entre los tornillos 6 y 8.



Figura 7a.

Radiografía del fémur derecho, tomada nueve meses después de realizado el implante. Muestra la placa de la figura 6. 7a. La flecha indica la fisura en la placa perforada y el espacio existente de la fractura del hueso



Figura 7b.

7b. La radiografía muestra en la parte superior un reemplazo total de cadera del lado derecho y en la parte inferior la placa fracturada

mucho mayor y el ángulo del tornillo con respecto al eje longitudinal del hueso permite que este sea exigido en menor grado a esfuerzos oscilantes, correspondiendo además a un procedimiento más adecuado de acuerdo a la teoría estipulada en

este artículo. Con base en lo anterior, la preexistencia de microfisuras sumadas a las tensiones internas por el trabajo en frío de la pieza y el sometimiento de esta a esfuerzos oscilantes podrían originar la aparición de fisuras adicionales y

conllevar a la propagación de todas o algunas de ellas y terminar en una fractura del implante. Es de anotar que este fenómeno tiene una ocurrencia estadística muy baja para piezas en este tipo de aplicaciones.

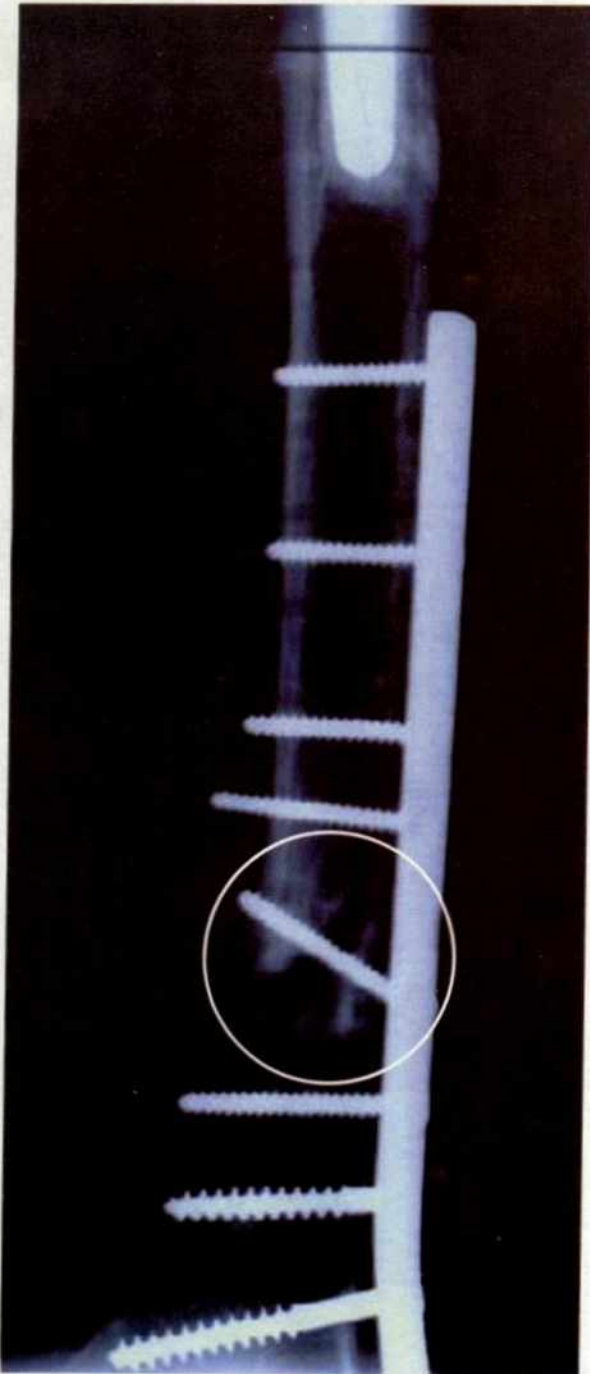


Figura 8. La radiografía del fémur derecho con la nueva placa tomada un mes después de detectada la fractura. Se puede comparar la posición del tornillo que agarra las dos porciones del hueso con la posición del tornillo en la radiografía de la figura 6

Figura 9. Ensayo de metalografía.
Norma aplicada: ASTM E45 y ASTM E112
Dureza: 290 Brinell

Microestructura: Este corte longitudinal a través de la zona de fractura, donde se aloja uno de los tornillos, muestra dos microfisuras. La primera en la micrografía superior de 300 micras de longitud y la segunda abajo de 600 micras



Ampliación: 100



Ampliación: 200

Figura 9.

Probeta: Implante ortopédico de fijación interna, placa angular Condylar

Factores que Intervienen en la Biodegradación Electrolítica de Polímeros Biodegradables de Preparación Sintética

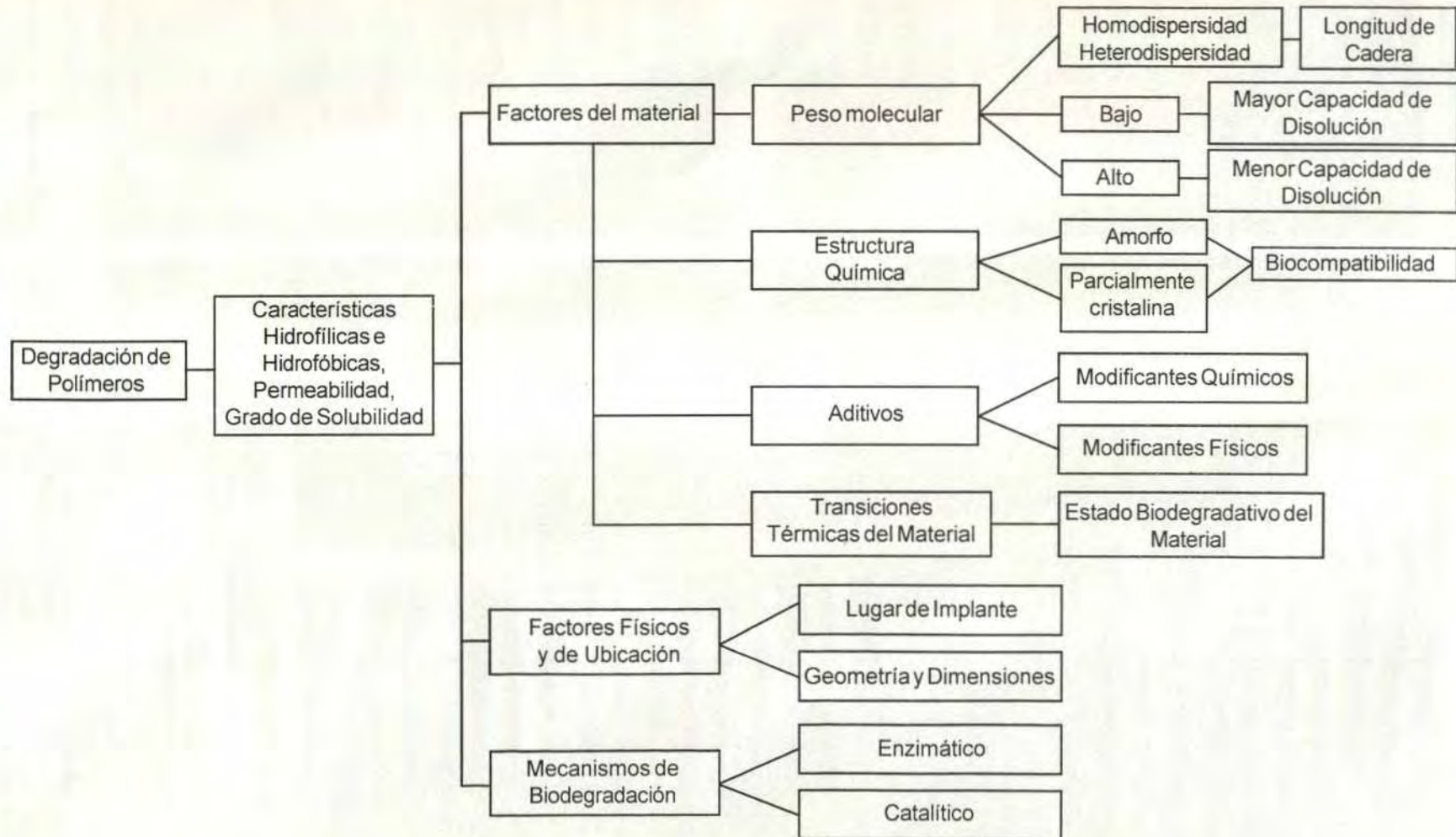


Figura 10. Factores que Intervienen en la Biodegradación Electrolítica de Polímeros Biodegradables de Preparación Sintética

Estas experiencias clínicas dieron un gran impulso a la bioingeniería para estudiar nuevos compuestos de matriz polimérica que hoy se usan como cementos óseos, finas membranas que reemplazan piel dañada por lesión o quemaduras, tal como lo muestran las figuras anteriores, adhesivos naturales extraídos de las almejas del mar para curaciones de heridas y también dispositivos temporales de fijación ortopédica que finalmente son absorbidos por el organismo.

Los principios básicos por los cuales estos materiales son degradados y absorbidos por el organismo ya fueron explicados, sin embargo es conveniente conocer más a fondo su mecanismo. El cuadro de la figura 10 relaciona los factores que intervienen en estos procesos.

Debemos entender que el factor principal de la degradación en un organismo vivo es la permeabilidad al agua de los materiales implantados y que el cuerpo humano consiste en un 70% de agua salina mezclada con los jugos fisiológicos que, según su función, pueden ser agresivos, bien por su acidez o alcalinidad. A estos factores se agrega el metabolismo propio del sistema que, a través de

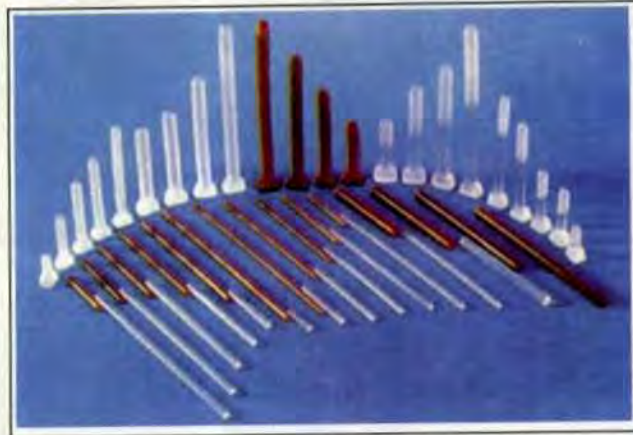


Figura 11. Placas, pines y tornillos biabsorbibles

sus células, produce los cambios o renovaciones que todas las partes del cuerpo requieren.

La propiedad hidrofílica de la pieza implantada ha sido diseñada y construida a propósito por los bioingenieros. Por eso siguen en orden de importancia, después de la solubilidad, características como su composición química y su estructura molecular, que permiten ajustar su interacción con el entorno vivo de acuerdo a las necesidades y lograr una menor o mayor capacidad de biodegradación y con ello menores o

mayores tiempos de absorción en el organismo. También influye en el proceso la menor o mayor agresividad fisiológica del sitio donde la prótesis ha sido implantada. Otro aspecto importante es el tamaño y la geometría del implante, porque el tiempo de biodegradación será más prolongado en piezas grandes que en pequeñas. Con base en estos criterios, se utilizan compuestos de colágeno, proteínas y otros polímeros naturales, que son también los constituyentes del organismo humano, para la reparación de huesos fracturados, en forma de pegantes o de placas, pines, clavos y otros elementos de unión absorbibles (figura 11).

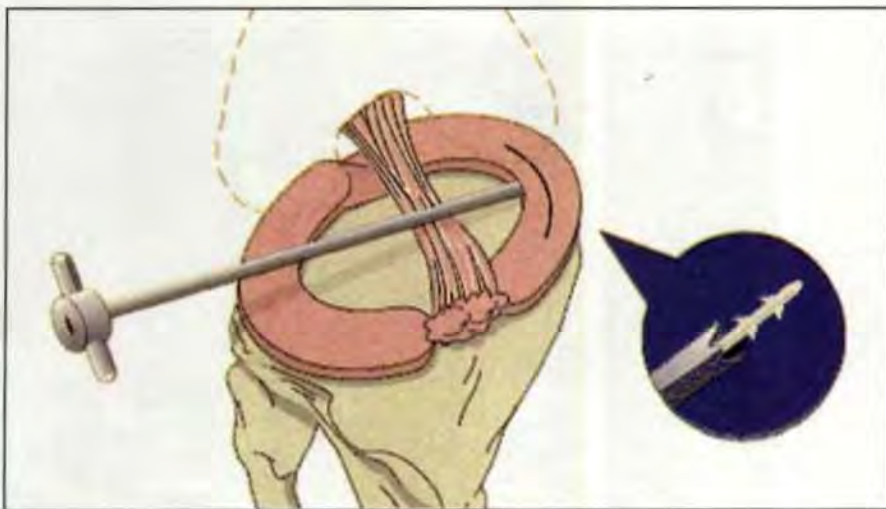


Figura 12. Proceso de deterioro del menisco, que se manifiesta con fisuras curvas conservando la geometría anular

Para la restauración de cartilagos y meniscos de las articulaciones, se tienen hoy varias opciones. Un menisco de la rodilla en proceso de deterioro, por ejemplo, se manifiesta mediante fisuras curvas, conservando su geometría anular (detalle de la figura 12). En esta etapa aparecen síntomas de dolor, pero por lo general se les presta poca atención. Si el menisco además es sometido a aplastamiento, debido a cargas pesadas, lesiones por golpes o a sobreexigencia, como es frecuente en deportistas de alto rendimiento, la lesión avanza, las fisuras se agrandan y se hace necesario reemplazar la parte dañada.

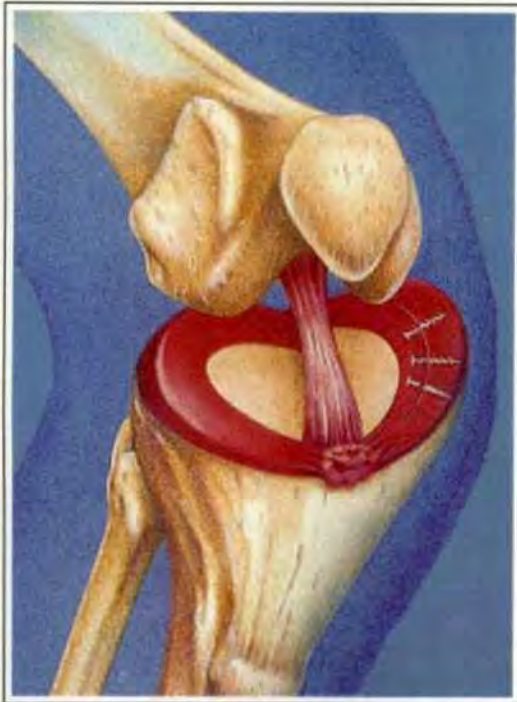


Figura 13. Clavos insertados para reparar la fisura



Figura 14A. Deterioro mayor del menisco



Figura 14B. Reparación del menisco

La bioingeniería y la tecnología quirúrgica tienen soluciones interesantes para los dos casos, que han sido aplicadas y evaluadas por los laboratorios Bionx Implants, Aesculap, Sulzer Medica y otros, que después de largos años de experimentación han logrado salir al mercado con implantes bioabsorbibles que vienen sustituyendo las prótesis metálicas con excelentes resultados.

Para reparar fisuras incipientes del menisco, pueden insertarse también clavos, empezando con una pequeña perforación, tal como se observa en las figuras 12 y 13, donde se fijan luego los elementos provistos de estrías en forma de anzuelo, a lo largo de la periferia, para garantizar que durante el tiempo de absorción, no se aflojen ni se salgan. La gran ventaja consiste en que estos clavos no se extraen, después de que el menisco se haya curado. El material de tales elementos de unión se obtiene a partir de precursores hormonales, como la tirosina, que forman compuestos con

el policarbonato y con el ácido láctico, para conformar piezas mecánicas de excelente comportamiento como implantes temporales. Las altas prestaciones mecánicas del policarbonato, junto con las propiedades eléctricas y químicas que le proporcionan sus grupos ésteres y carbónicos (COOH) y sus características de solubilidad, hacen

estos compuestos ideales para la primera fase de fijación.

Existe otra solución para el caso de meniscos que inician su proceso de fisuración y que pueden ser reparados a través de suturas bioabsorbibles, fabricadas con biomateriales de los cuales ya se hizo referencia como se muestra en las figuras 14A y B.



Figura 15. Prótesis de menisco fabricado en colágeno



Figura 16A. Inserción de prótesis de menisco fabricado en colágeno

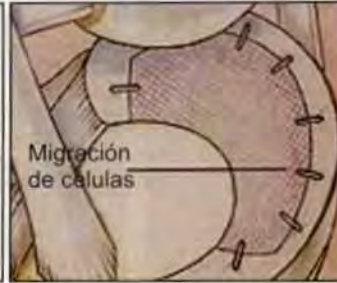


Figura 16B. Migración de células



Figura 16C. El tejido se regenera

Cuando el menisco ha sufrido un deterioro mayor, es necesario remover todo el tejido dañado e insertar una prótesis tal como lo muestran las figuras 16A-C. En este caso se utiliza un compuesto de colágeno (figura 15) y otros materiales poliméricos de gran afinidad con los tejidos de las articulaciones humanas.

Después de la inserción del nuevo material, se sutura la herida para evitar que el implante se mueva o se desplace y con el fin de que las células del menisco original empiecen a colonizar el injerto, produciendo con el tiempo la regeneración natural de los tejidos.

No obstante el gran adelanto tecnológico logrado en la utilización de los biopolímeros en la medicina, es necesario tener mucho cuidado con el uso que de una manera no profesional e irresponsable vienen haciendo algunas personas o entidades ofreciendo soluciones que solamente son ilusiones en el campo de la cirugía plástica y la cosmetología, ofreciendo a pacientes desprevenidos tratamientos con biopolímeros implantados en la piel o en otras partes del cuerpo y en especial la cara con resultados desastrosos.

En un próximo artículo, el autor expondrá los resultados de un proyecto de investigación aplicada realizado en el CDT-ASTIN sobre las aplicaciones terapéuticas de la quitina-quitosana, un biopolímero que ha sido llamado por la comunidad científica la "sustancia premio Nobel del siglo XXI". El autor presentó las experiencias terapéuticas con la quitina adquiridas en el marco de este proyecto en el Simposio Internacional sobre Biopolímeros que se celebró en la Habana, Cuba en noviembre del 2000.

BIBLIOGRAFÍA

Revista Newton. Siglo XXI. El espectáculo de la ciencia, Madrid: (17), septiembre de 1999.

Revista de Plásticos Modernos, Madrid: (413), noviembre de 1990

Revista de Plásticos Modernos, Madrid: 77, (511), enero de 1999.

Kunststoffe und Umwelt. Verband Kunststofferzeugende Industrie. Frankfurt, 1995

DE BRUNNER, Hans U., RÜDIGER HOPP, Wolfgang, "Orthopädisches Diagnostikum", Georg Thieme Verlag, 1994

MOLINA, Javier, "Fundamentos de Medicina Patológica", Medellín: Corporación para Investigaciones Biológicas, 1998

BENAVIDES CUÉLLAR, Mariano Antonio, "Quitina - Quitosana, los Polímeros del Futuro", Cali: Centro de Desarrollo Tecnológico y Asistencia Técnica a la Industria, 2000

E. M. POHLER, Ortrum, "Failures of Metallic Orthopedic Implants", Institut Strauman AG

METALS HANDBOOK - Volume 11: Failure Analysis and Prevention, ASM INTERNATIONAL, Ohio: ASM, 1986

<http://www.integra-ls.com>

<http://www.bionximplants.com>

<http://www.aesculap.de>

<http://www.regenbio.com>

<http://www.nlm.nih.gov/pubs/cbm/implants.htm#120>

