

A.1. Definición

Un stent cardiovascular es un dispositivo de forma más o menos tubular que se introduce en las arterias coronarias cuando estas se encuentran obstruidas. Su colocación permite que la arteria permanezca abierta y así se pueda normalizar la circulación sanguínea.

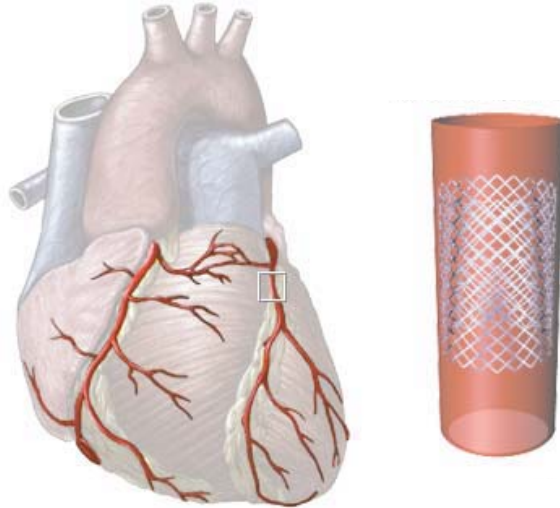


Figura A.1.1. Stent cardiovascular

Su introducción se realiza mediante una intervención simple llamada angioplastia. Pero si la obstrucción se produce en más de dos arterias o se continua produciendo después de la introducción del stent este dispositivo deja de ser útil y la intervención más recomendada es un bypass coronario.

La primera colocación de un stent cardiovascular como complemento a la angioplastia se produjo en 1986 en Toulouse, Francia. Pero no fue hasta 1994 que la FDA en Estados Unidos aprobó su utilización. En la actualidad este procedimiento se utiliza en el 70% de las angioplastias y ha conseguido una reducción de un 33% sobre el riesgo de restenosis.



A.2. Tipos de stents

Existen más de 100 tipos diferentes de stents. Tal y como se puede observar en la figura siguiente se puede realizar una clasificación de ellos según los materiales utilizados y su diseño.

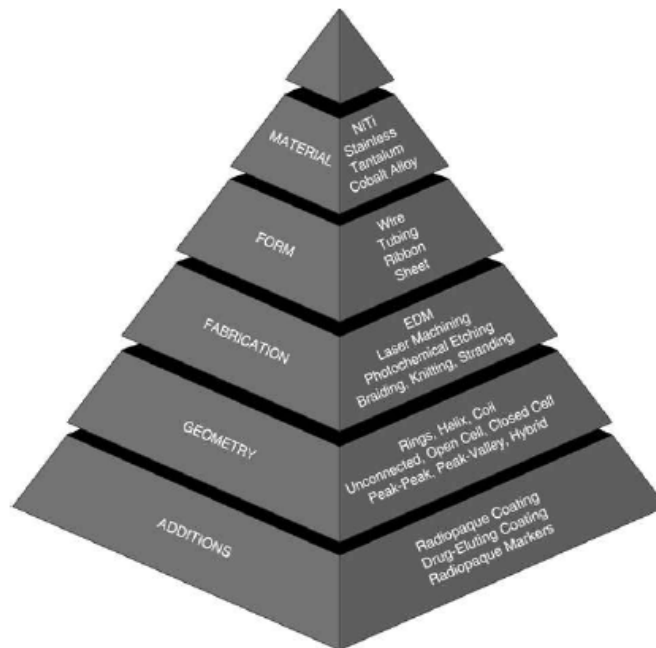


Figura A.2.1. Pirámide del diseño de stents

Se distinguen dos grandes tipos de stents: los que se expanden por la acción de un globo y los autoexpandibles. Dentro de estos dos grandes grupos se pueden clasificar teniendo en cuenta los siguientes factores:

- Material
- Forma inicial
- Método de fabricación
- Geometría final
- Tratamientos superficiales.



A.2.1. Materiales

Los materiales para stents tanto expandibles con globo como autoexpandibles deben ser biocompatibles, tener buena resistencia a la corrosión y deben ser radio opacos.

Los **stents expandibles con globo** deben estar hechos de materiales que puedan deformarse plásticamente por la acción de un globo ya que se fabrican a partir de su configuración no expandida. Una vez que el globo se deshincha el material debe mantenerse expandido aunque haya un cierto grado de estrechamiento debido a la deformación de carácter elástico. El material ideal para un stent expandible con globo debe tener las siguientes características:

- Bajo límite elástico: para que sea deformable plásticamente a la presiones ejercidas por el globo.
- Alto módulo elástico (E): para un mínimo estrechamiento post-deformación (recuperación).
- Que se endurezca por deformación plástica: para conseguir que el material tenga una alta resistencia.

Materiales para stents expandibles con globo:

- ✓ Mayoritariamente: Acero Inoxidable 316L. Resistente a la corrosión, con bajo contenido en carbono y con Mo/Nb.
- ✓ Otros materiales menos utilizados:
 - Aleaciones de platino
 - Aleaciones de niobio
 - Aleaciones de cobalto
 - Aleaciones de tántalo
 - Polímero biodegradables (poliláctico).

Los **stents autoexpandibles** se fabrican en su forma autoexpandida y son comprimidos para su introducción en el cuerpo. Una vez se encuentran situados se autoexpanden a su posición original. Esto se basa en las propiedades elásticas del material por lo que debe tener las siguientes características:



- Bajo módulo elástico (E).
- Alto límite elástico: para conseguir grandes deformaciones elásticas (recuperables) y volver a su configuración original (expandida) una vez introducido el dispositivo en el lugar adecuado.

Unos de los materiales que se utilizan en gran medida para la fabricación de stents autoexpandibles son las aleaciones con memoria de forma (tipo nitinol). Estas pueden conseguir grandes deformaciones (superplasticidad) y volver a su configuración original con un cambio en la temperatura del material.

Materiales para stents autoexpandibles:

- ✓ Mayoritariamente: Aleación NiTi (Nitinol), con la que se han conseguido deformaciones elásticas de más de un 10%.
- ✓ Otros: Limitados por su menor elasticidad
 - Aleaciones de cobalto
 - Acero Inoxidable

A.2.2. Forma Inicial

La distintas formas de las que se parte en la fabricación de stents son:

- Mayoritariamente: Tubo.
- Alambre.
- Pocos: Lámina y cinta. Los laminares deben enrollarse en forma de tubo y después se deben soldar.



A.2.3. Método de Fabricación

La elección del método de fabricación depende principalmente del material y la forma de partida que se tiene.

La gran mayoría de stents se producen por corte con láser a partir de la forma de tubo. Posteriormente se realiza un pulido o electropulido en el que se mejoran las características de la superficie del material. Este último paso se realiza ya que el láser provoca la aparición de una zona afectada por el calor que se debe eliminar. Otro método en el que no aparece zona afectada por el corte es la utilización de un chorro de agua con componentes abrasivos. Por último, otro método de fabricación de stents es por gravado fotoquímico. Y aunque se utilice para el corte de stents en forma de tubo su utilización es realmente beneficiosa en los stents a partir de láminas, ya que con este método se pueden cortar grandes cantidades a la vez.

Los alambres se transforman en stents usando técnicas tradicionales de conformación como la producción de espiral, el trenzado o el tejido de punto. La forma más simple para fabricar un stent a partir de alambre es dándole forma de espiral. Este tipo de stents son de Nitinol y de características autoexpandibles. Para aumentar la estabilidad longitudinal del stent se realiza una soldadura en puntos específicos creando así una estructura más cerrada. En el caso de los stents fabricados por trenzado o tejido se utilizan materiales autoexpandibles y expandibles con globo aunque no es una técnica muy utilizada.

En resumen, las técnicas de fabricación más utilizadas en la fabricación de stents son:

- Mayoritariamente: Corte con láser.
- Algunos: gravado fotoquímico.
- En menor proporción:
 - Chorro de agua
 - Trenzado
 - Tejido



A.2.4. Geometría Final

Se han clasificado las diferentes geometrías de stents en cinco grandes grupos, cada uno de estos dividido en los subgrupos necesarios. Un resumen de esta clasificación es:

- ✓ Espiral
- ✓ Hélice
- ✓ Trenzado/Tejido
- ✓ Anillos individuales
- ✓ Anillos secuenciales

Espiral

Es la geometría más utilizada para los stents no-coronarios ya que este diseño permite la recuperación del stents después del implante.

Esos diseños son extremadamente flexibles, pero su resistencia se encuentra limitada por su bajo coeficiente de expansión.

Hélice

Este diseño destaca por su gran flexibilidad. Se realiza sin conexiones internas o con las mínimas por lo que hay una falta de soporte longitudinal. Debido a su flexibilidad se puede alargar o comprimir durante su colocación. Si se trabaja con stents en hélice con puntos de conexión internos se pierde algo de flexibilidad pero se gana en estabilidad longitudinal.

Trenzado/Tejido

Esta geometría incluye diferentes tipos de diseño. Los diseños de alambre trenzado se utilizan normalmente para stents autoexpandibles. Estos diseños ofrecen gran cobertura pero se acortan mucho durante la expansión. La resistencia de esta estructura depende entonces de la posición de fijación de sus extremos.



Anillos individuales

Son anillos individuales en forma de Z que normalmente se encuentran unidos a un injerto pero los anillos no se encuentran unidos entre si. Debido a esto, esta estructura sola no se utiliza como stent debe estar unida a otro material.

Anillos secuenciales

Este tipo de geometría representa el 70% de los stents del mercado y normalmente se encuentra formada por series de elementos expandibles en forma de Z unidos por elementos de conexión. Esta clasificación se puede detallar de forma más precisa si se describen las diferentes formas de unión de los elementos estructurales.

- Conexión regular: Elementos de unión que conectan los elementos estructurales en puntos de inflexión de manera alternada.
- Conexiones pico-pico o conexiones pico-valle: Se describen los puntos de unión entre anillos.

Pero, dentro de la geometría de anillos secuenciales se puede hacer la división en dos grandes grupos:

→ Celdas o anillos cerrados

Este diseño lo forman los stents que tienen puntos de unión de los anillos en todos los puntos de inflexión de su estructura. Este diseño sólo es posible con una disposición regular pico-pico.

Esta forma de unión provoca que su flexibilidad sea mínima aunque así se consigue una superficie completamente uniforme. Para vencer el problema de la flexibilidad se han diseñado uniones flexibles por lo que se puede encontrar en el mercado:

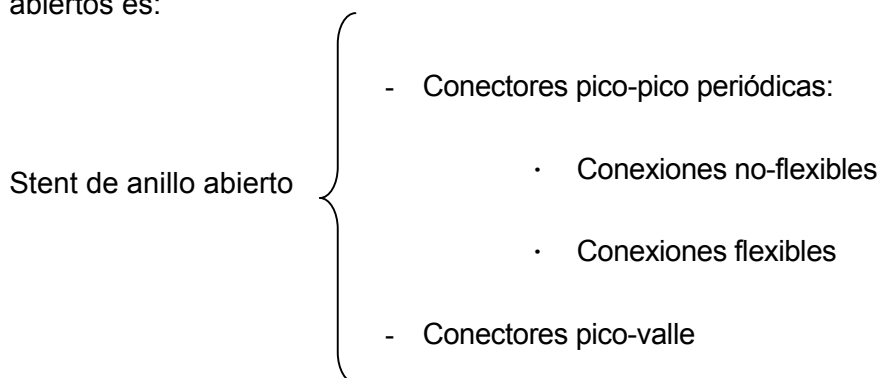
Stent de anillo cerrado (conexión regular pico-pico)	{	<ul style="list-style-type: none"> - Conectores no- flexibles - Conectores flexibles - Conectores combinados regularmente
---	---	--



→ Celdas o anillos abiertos

En este diseño sólo algunos de los puntos de inflexión internos se encuentran conectados con elementos puente. Esto permite tener conexiones pico-pico, pico-valle y de mediapunta a mediapunta al igual que muchas combinaciones híbridas de estas conexiones. En este diseño los elementos que no están conectados contribuyen a aumentar la flexibilidad. Si se comparan las estructuras, las pico-valle son generalmente menos resistentes que las pico-pico.

Un esquema resumen de los diferentes diseños de stents secuenciales de anillos abiertos es:



A.2.5. Tratamientos Superficiales

Los tratamientos superficiales se utilizan para mejorar la interacción entre el implante y el cuerpo. Los más utilizados se explicaran con más detenimiento en el apartado 5. Un resumen de los tratamientos superficiales más utilizados es:

- ✓ Recubrimiento radio opaco. Normalmente oro para mejorar la visión del implante con técnicas de rayos X.
- ✓ Recubrimientos biocompatibles. Ejemplos: Sic, Ta, C, fosforilclorina...
- ✓ Recubrimientos liberadores de fármacos. Punto en el que se centra la mayoría de la investigación en este campo.



A.3. Angioplastia

La grasa y el colesterol se acumulan en el interior de las arterias (arteroesclerosis). Debido a esta acumulación las arterias coronarias pueden bloquearse o ver reducida la sección de paso de sangre por su interior. Si el estrechamiento es pequeño el tratamiento más utilizado es la angioplastia (PCTA, percutaneous transluminal coronary angioplasty). La PTCA es la técnica menos invasiva que permite la nueva abertura de la arteria bloqueada. Normalmente este procedimiento se aplica:

- En pacientes con dolores persistentes en el pecho (anginas de pecho).
- Cuando se han bloqueado una o dos arterias coronarias.

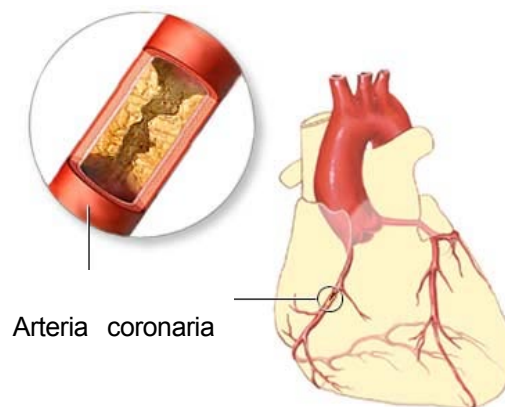


Figura A.3.1. Arteroesclerosis

La angioplastia se realiza con anestesia local por lo que el paciente se encuentra totalmente consciente durante la intervención. Se inyecta la anestesia en la zona de la ingle del paciente y posteriormente se inserta una aguja dentro de la arteria femoral (arteria que recorre el camino entre el corazón y la pierna). Una vez la aguja se ha introducido en la arteria

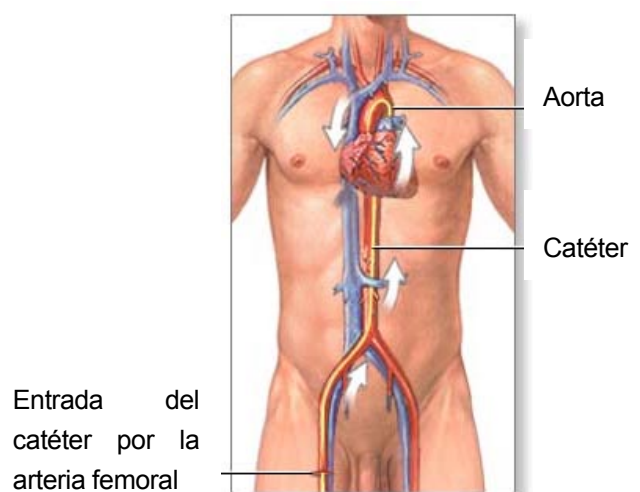


Figura A.3.2 Colocación del catéter



femoral se coloca una guía que a través de la aguja llega al vaso sanguíneo. En el siguiente paso la aguja se quita y se coloca una de mayor tamaño llamada “introdutora”. Esta se coloca sobre la guía y así la guía puede retirarse. Después un catéter de diagnóstico, consistente en un tubo largo y estrecho, se hace avanzar a través de la aguja introductora hasta llegar a la aorta.

Una vez el catéter se encuentra en la zona de la arteria coronaria afectada, el médico inyecta un líquido contraste y toma una serie de imágenes con rayos X para poder confirmar la correcta colocación del catéter en la zona del estrechamiento.

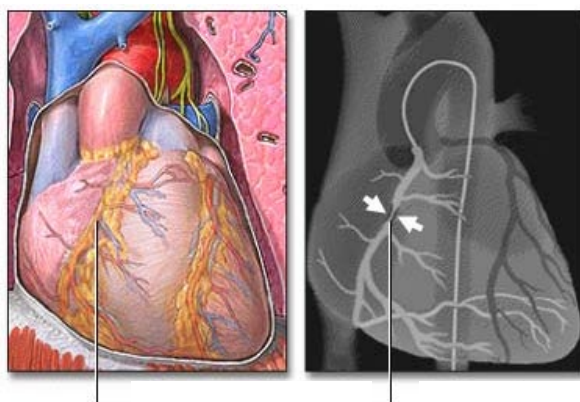


Figura A.3.3 Detección del estrechamiento mediante rayos X.

El primer catéter es intercambiado por un catéter guía de menores dimensiones que el primero. Este avanza hasta la zona afectada de la arteria coronaria. Una vez colocado se hace avanzar a través del catéter un tubo tipo globo hasta llegar a la zona del estrechamiento. El globo se hincha durante unos segundos para ejercer una compresión contra las paredes de la arteria de todo lo acumulado en ellas. Después el globo es deshinchado. El médico repite este proceso varias veces pero en cada repetición el globo se hincha un poco más.

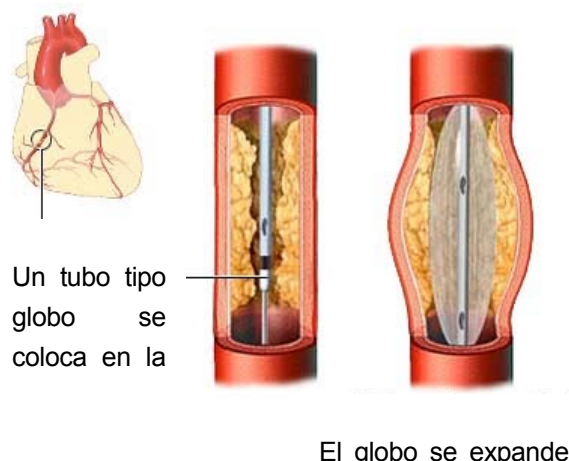
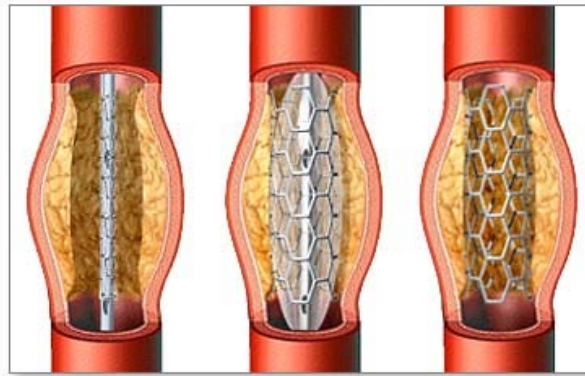


Figura A.3.4 Expansión del globo.



Así se consigue un mayor ensanchamiento que ayudará a una mejor circulación de la sangre en esa zona.

La mayoría de las angioplastias acaban con la colocación de un stent cardiovascular que permite que la zona ensanchada por el globo permanezca abierta durante más tiempo. En este caso el stent se abre por la presión ejercida por el globo y al deshincharse este el stent queda anclado en la arteria afectada.



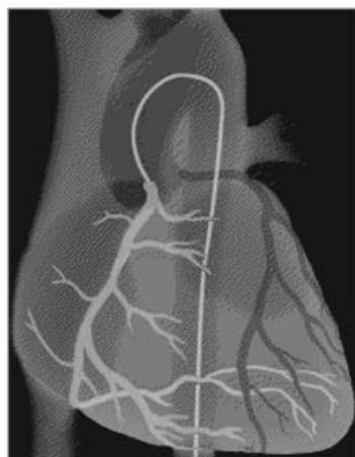
Inserción del
stent

Expansión
del stent

El stent queda anclado
en la arteria

Figura A.3.5 Introducción del stent.

Una vez se ha acabado el proceso de ensanchamiento (normalmente con la colocación del stent cardiovascular), el médico inyecta un contraste para comprobar la correcta circulación de la sangre por las arterias y así dar por finalizada la intervención.



El contraste se inyecta
para comprobar la
buena circulación de
sangre en las arterias

Figura A.3.6 Comprobación de la correcta circulación de la sangre.



Inmediatamente después de la intervención se aplicará presión sobre la arteria femoral durante un periodo no inferior a seis horas. El paciente no podrá mover la pierna y deberá permanecer ingresado en la unidad de cuidados intensivos durante 24 horas para controlar la evolución.

Se aplica presión sobre la arteria femoral para facilitar su cicatrización y evitar pérdidas de sangre



Figura A.3.7 Etapa final de la intervención.

Este procedimiento mejora ampliamente la circulación de la sangre por las arterias cardiovasculares en el 90% de los pacientes y así elimina la necesidad de realizar un bypass. Normalmente el dolor en el pecho desaparece y se mejora la capacidad para realizar esfuerzos. En dos de cada tres casos, este procedimiento se considera un éxito ya que se elimina por completo el estrechamiento o el bloqueo de la arteria afectada. El problema es que este tratamiento no actúa sobre la fuente del problema y en uno de cada 3 o 5 casos al cabo de un tiempo el paciente vuelve a presentar los mismos síntomas. Se recomienda un cambio de dieta en los pacientes y unas pautas de vida saludables como la práctica de ejercicio y la reducción del estrés. Pero en los casos en los que esta tendencia se presente repetidamente se recomendará la realización de un bypass coronario.

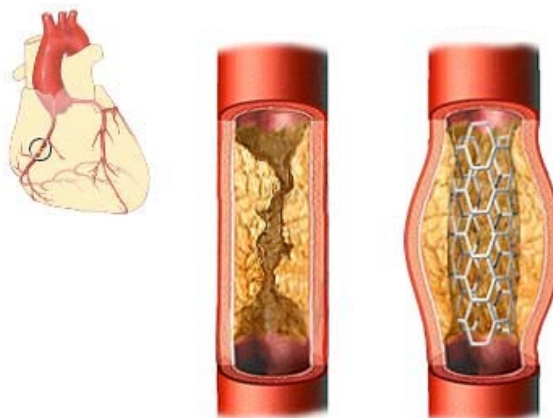


Figura A.3.8 Cambio en la arteria después de la angioplastia.



A.4. Problemas derivados de la colocación de un stent

A.4.1. Restenosis

Es el problema más importante asociado a la colocación de stents. La restenosis ocurre cuando las arterias tratadas vuelven a bloquearse otra vez. Esto normalmente ocurre unos 6 meses después de la introducción del dispositivo en el cuerpo del paciente. Si se compara el riesgo de restenosis en la angioplastia con o sin stent se puede ver que en el caso de la angioplastia con colocación de stent se pasa a un 25% de posibilidades de restenosis. Si se compara con angioplastia sin stent el riesgo de restenosis es del 40%. Por tanto, esto supone un avance importante en este campo.

La restenosis sucede debido al siguiente proceso: Cuando un stent se coloca en un vaso sanguíneo crece nuevo tejido en el interior del stent cubriendo sus paredes. Inicialmente este tejido consiste en células sanas de la pared arterial. Este efecto es muy favorable ya que esto permite que la sangre circule por el interior del dispositivo de forma normal y sin formar coágulos (no interacciona con elementos extraños). Más tarde se produce un crecimiento de tejido cicatrizante debido a la presencia de otro material y a las posibles lesiones que se hayan provocado en la arteria en el momento de su colocación. Este tejido cicatrizante puede crecer de tal forma que acabe bloqueando otra vez la arteria. Esto sucede en el periodo entre 3 y 6 meses después de la colocación del stent. Si después de este periodo no se ha producido este fenómeno normalmente ya no ocurrirá.

Este es el problema más grave derivado de la colocación de stents cardiovasculares y se está trabajando mucho para lograr solucionarlo. Una de las líneas de investigación más activas es la fabricación de stents liberadores de fármacos que impidan la coagulación de la sangre o el crecimiento excesivo de tejido y así eliminar el riesgo de restenosis.

A.4.2. Liberación de Iones Metálicos

En los vasos sanguíneos con stents se han encontrado reacciones por la presencia de un cuerpo extraño. En los casos en los que se presentan estas reacciones se han determinado concentraciones altas de macrófagos, así como granulación del tejido. Se ha encontrado que la causa de este comportamiento es el material del stent. Estudios realizados han encontrado relación entre la restenosis in-stent y las alergias por contacto de metales. Es importante la elección del material ya que este puede provocar desde una



inflamación local hasta una reacción alérgica sistemática. Por ejemplo: el Nitinol contiene gran cantidad de Ni y el acero inoxidable contiene Ni, Cr y Mo. Se ha demostrado que estos iones provocan toxicidad. Pequeñas concentraciones de Ni pueden provocar la inflamación de un gran número de células.

Para evitar la liberación de iones metálicos al medio se tendrán que controlar los procesos de corrosión y erosión a largo plazo.

A.4.3. Coagulación de la sangre

La presencia de un material extraño en el cuerpo provoca una reacción que puede causar la coagulación de la sangre en contacto con el material. Para evitar este proceso se deben utilizar materiales antitrombogénicos o actuar sobre la superficie de ellos para mejorar esta propiedad. Se conocen diversos factores que afectan a la compatibilidad con la sangre:

- Rugosidad superficial del material. Más rugosidad implica más superficie de contacto con la sangre.
- Humectabilidad de la superficie. Si es hidrofílica o hidrofóbica.
- Electroquímica de la superficie. La superficie interior de los vasos sanguíneos está cargada negativamente. El carácter antitrombogénico de esta superficie se debe a que la sangre también está cargada negativamente. Hay un fenómeno de repulsión que evita la coagulación de la sangre en la superficie de los vasos.



A.5. Líneas de futuro

Cada vez más, las soluciones de futuro a los problemas derivados de la implantación de stents cardiovasculares pasan de soluciones puramente mecánicas, desarrolladas durante los años 90, a avances desde el punto de vista farmacológico.

A.5.1. Stents liberadores de fármacos

Se intenta encontrar fármacos que inhiban los procesos biológicos que causan la restenosis. Los stents se recubren con estos fármacos, a veces envueltos en una capa fina de polímero que retarda su acción.

Desde el año 2002 se han encontrado dos sistemas que han tenido muy buenos resultados en este campo. Un fármaco inmunosupresor llamado Sirolimus fabricado por Wyeth-Ayerst, el cual Johnson & Johnson y Cordis han utilizado para recubrir su stent CYPHER™. Los resultados después de 8 meses de pruebas fueron muy positivos, se vio una reducción en la presencia de restenosis que oscilaba entre el 3,2 y el 91%.

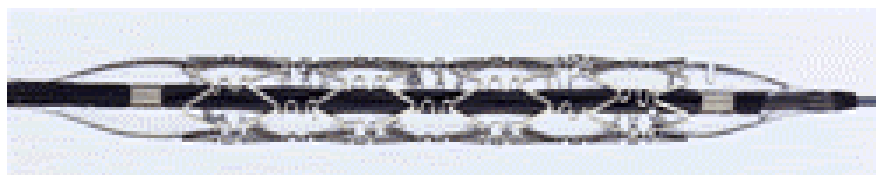


Figura A.5.1 Stent coronario liberador del fármaco Sirolimus CYPHER™

Otro sistema que ha obtenido grandes resultados en su estudio realizado durante 6 meses es el Boston Scientific TAXUS II, que se ha basado en un stent de Boston Scientific que ha sido recubierto con un polímero que libera el fármaco paclitaxel. Este se fabrica en Canadá por la marca Angiotech. Paclitaxel es un principio activo encontrado en un fármaco llamado Taxol™. Paclitaxel ha sido utilizado por otras marcas comerciales como Guidant que no obtuvo resultados similares. En su caso no se encontró diferencia entre sus stents sin recubrir y el nuevo stent. La diferencia entre ambas marcas comerciales fue que los stents de Boston Scientific también se encontraban recubiertos por un polímero y este retardaba la liberación del fármaco, en cambio Guidant sólo recubría el stent con el fármaco.



A.5.2. Stents tratados con implantación iónica

Otra técnica muy aplicada para tratar la superficie de los stents cardiovasculares es la implantación iónica. La implantación iónica es una técnica de vacío en la que se disparan iones sobre la superficie del sólido. Los iones penetran hasta una zona próxima a la superficie, en este proceso no se forma ninguna nueva capa por lo que no hay problemas de adhesividad. Mediante esta técnica es posible enriquecer la superficie hasta en un 91% de iones extraños por lo que si se hace una buena elección de estos se puede mejorar claramente la biocompatibilidad del material. La introducción de C como ión extraño desplaza el contenido de níquel hacia el interior del sustrato. Además, la profundidad de penetración de los iones es baja (unos 20µm) por lo que no se alteran las propiedades mecánicas del material sustrato.

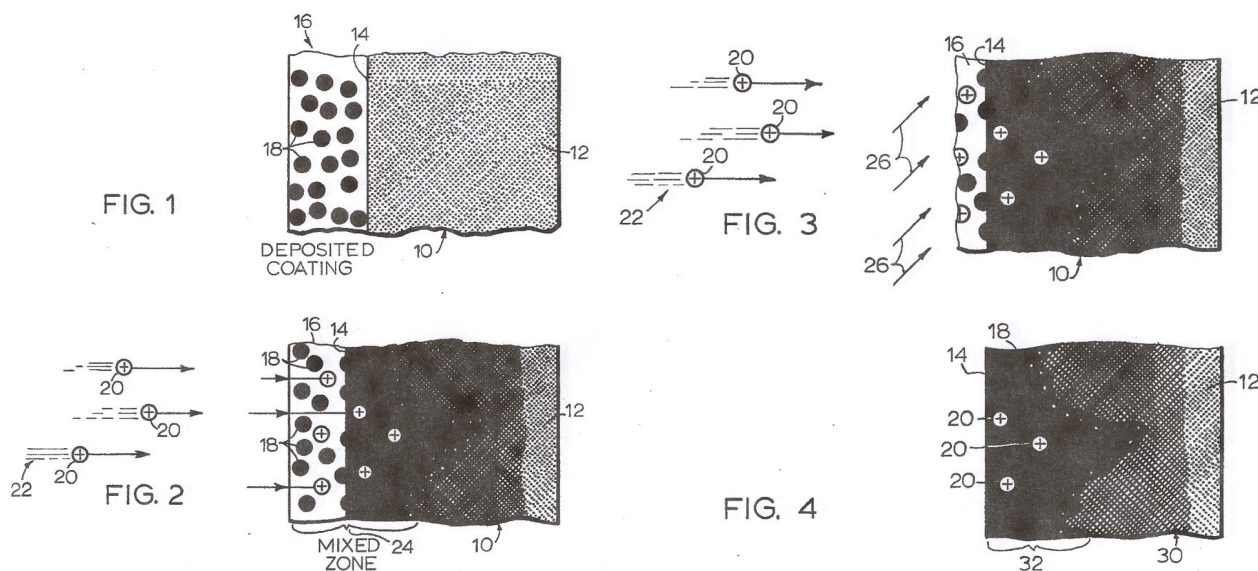


Figura A.5.2 Tratamiento de implantación iónica



A.5.3. Stents tratados con radioactividad

También se está investigando la utilización de la radioactividad como medida para evitar la aparición de restenosis en los pacientes. Se han escrito patentes en las que la aplicación de esta técnica y la de la introducción de fármacos son claves para una buena respuesta del paciente a la colocación de un stent cardiovascular. La invención consiste en un recubrimiento que contiene una fuente emisora de radiación β o γ que irradia a los tejidos y evita la proliferación de células en respuesta a la herida producida en la angioplastia. Este recubrimiento tiene una segunda capa depositada en la parte superior que contiene una sustancia anticoagulante para evitar la formación de trombos. La fuente radioactiva tiene una vida más corta que el tiempo de desintegración de la capa biodegradable que contiene la sustancia anticoagulante por lo que la radiación nunca está en contacto directo con el cuerpo del paciente.

Todas estas nuevas técnicas que implican la superposición de capas con distintas funciones centran toda la investigación de este campo ya que el principal objetivo es encontrar la combinación de técnicas que consiga eliminar el problema de la formación de coágulos y restenosis en los pacientes.

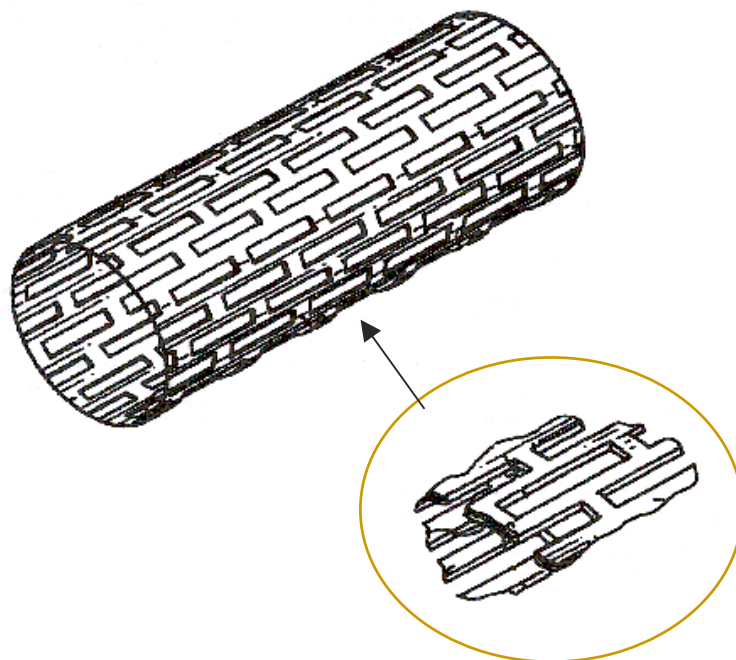


Figura A.5.3 Tratamiento radioactivo con la introducción de una capa de polímero biodegradable en la parte superior



A.5.4. Stents porosos para introducción de fármacos

Otro método que se está investigando para mejorar el problema de la restenosis es la fabricación de stents porosos. Tal y como se muestra en la figura siguiente los diseños pueden ser muy variados según la necesidad. En la figura a) se puede ver que el tamaño de los poros es superior en el interior que en el exterior. Esto proporciona una gran capacidad de almacenamiento de fármaco en su interior y una velocidad de expulsión mucho menor. Así el tratamiento puede durar más tiempo.

En el caso de la figura b) se pueden distinguir dos partes separadas por una zona central maciza. Tanto la parte superior como la inferior son porosas por lo que se pueden introducir fármacos. Además, como no se encuentran comunicadas entre si se pueden introducir fármacos distintos. Estos serán específicos de la zona que vaya a estar en contacto con el material, la pared de la vena o la sangre.

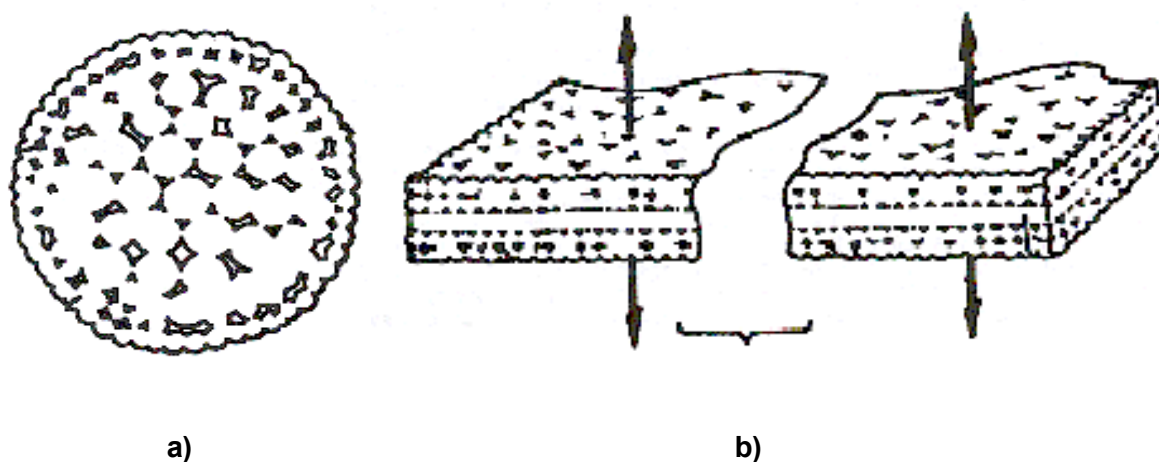


Figura A.5.4 Esquemas de stents porosos para la introducción de fármacos

Existen otras muchas combinaciones para otros casos que se pueden realizar jugando con el tamaño de poro y su distribución. Por su gran versatilidad esta es una línea de investigación que está tomando mucha fuerza.



A.6. Conclusiones

El uso de stents cardiovasculares ha supuesto un gran avance en la medicina cardiovascular ya que se ha disminuido el riesgo de sufrir afecciones cardíacas más severas ya que se reduce el riesgo de restenosis en un 33% respecto al proceso de angioplastia tradicional.

La gran cantidad de marcas fabricantes de stents cardiovasculares provoca que se encuentren en el mercado una gran cantidad de modelos (casi 100). Así el médico podrá elegir el más adecuado para cada paciente.

Además, los avances en el campo de stents liberadores de fármacos están dando resultados muy esperanzadores. Se quiere llegar a poder eliminar el riesgo de restenosis por completo con la combinación de fármacos que requiera cada paciente en particular.

Se están investigando diversas formas de tratar la superficie de los stents como en el caso de la implantación iónica de forma que se evite el contacto con el cuerpo de iones perjudiciales como el Ni. En la realización de este proyecto se ha querido trazar otra línea de investigación utilizando la coloración del acero inoxidable como barrera a estos iones y estudiando su citotoxicidad y su comportamiento en contacto con la sangre. El método de la coloración es un método más económico que todos los demás que se están investigando , por lo que si fuera útil para su aplicación en stents podría ayudar a rebajar su precio.



A.7. Tabla de propiedades de materiales utilizados para la fabricación de stents

	DENSITY gr/cm ³	ELASTIC MODULUS G Pa	ULTIMATE TENSILE STRENGTH MPa	0.2% YIELD STRENGTH MPa	UTS - YIELD MPa	ELONG. %	ELASTIC RANGE %
STAINLESS STEELS							
Fe-18Cr-14Ni-2.5Mo "316LVM" ASTM F138	7.95	193	670	340	330	48	0.17
Fe-21Cr-10Ni-3.5Mn- 2.5Mo ASTM F 1586	7.90	195	740	430	310	35	0.22
Fe-22Cr-13Ni-5Mn ASTM F 1314	7.88	193	827	448	379	45	0.23
Fe-23Mn-21Cr-1Mo-1N Nickel free SS	7.63	190	931	607	324	49	0.32
COBALT ALLOYS							
Co-20Cr-15W-10Ni "L605" ASTM F90	9.10	243	820-1200	380-780	420-600	35-55	0.16-0.32
Co-20Cr-35Ni-10Mo "MP35N" ASTM F 562	8.43	233	930	414	516	45	0.18
Co-20Cr-16Ni-16Fe- 7Mo "Phynox" ASTM F 1058	8.30	221	950	450	500	45	0.20
TITANIUM ALLOYS							
CP Titanium ASTM F 67, Grade 1	4.50	107	300	200	100	30	0.19
Ti-6Al-4V Alpha/beta ASTM F 136	4.43	105	860	795	65	10	0.72
Ti-6Al-7Nb Alpha/beta ASTM F1295	4.74	106	1000	900	100	12	0.85
Ti-15Mo Beta grade ASTM F2066	4.95	83	793	655	168	22	0.79
REFRACTORY							
Tantalum	16.60	185	207	138	69	25	0.06
Niobium	8.57	103	195	105	90	25	0.10
Tungsten	19.3	411	3126	3000	126	3	0.73
Molybdenum	10.2	324	1540	1386	154	15	0.43
PRECIOUS							
Pt-10Ir	21.55	150	340	200	140	25	0.13
NITINOL							
Martensitic	6.45	40	1200	200-300	900-1000	25	1.9
Cold worked 40%	6.45	40	1450	NS	NS	12	4-6
Superelastic	6.45	90	1400	NS	NS	14	6-8
MAGNESIUM							
Mg-3Al-1Z	1.8	45	255	162	93	10-25	0.36



A.8. Bibliografía

- [1] RATNER, BUDDY D. *Biomaterials Science. An introduction to materials in medicine.* San Diego, California: 1996, p.
- [2] PARK, JOON B., LAKES, RODERIC S. *Biomaterials. An introduction,* New York: 1992.
- [3] STOECKEL, D. BONSIGNORE, C. DUDA, S. *A survey of stent designs. Min Invas Ther & Allied Technol.* Vol. 11(4), 2002, p. 137-147.
- [4] PONCIN, P., PROFT, J. *Stent tubing: Understanding the Desired Attributes. Materials & Processes for Medical Devices Conference.* 2003.
- [5] MICHAELS, ANDREW D.; CHATTERJEE, KANU. *Angioplasty versus Bypass surgery for coronary disease. Cardiology Patient Page.* 2002. Vol. 106, p.187-190.
<http://www.circulationaha.org>
- [6] DANGAS, G.; KUEPPER, F. *Restenosis: Repeat narrowing of a coronay artery. Cardiology Patient Page.* 2002. Vol. 105, p.2585-2587. <http://www.circulationaha.org>
- [7] LLERENA ROJAS, L.D; LLERENA ROJAS, L.R. *Stent intracoronario. Rev Cubana Cardiol.* 2000. Vol 14(1), p. 39-47.
- [8] <http://www.umm.edu/ency/article/002303.htm>
- [9] <http://www.angioplasty.org/devices4.html>
- [10] http://www.publichealth.bham.ac.uk/wmhtac/pdf/finished_NCCHTA/coronary_artery_stents.pdf
- [11] http://www.fightcoronarydisease.com/resrch/resrch_01.asp
- [12] <http://www.harthosp.org/cardi/des.htm>
- [13] JOST, C.; KUMAR, V. *Are Current Cardiovascular stents MRI safe? J Invas Cardiol,* Vol. 10(8), 1998, p. 477-479.
- [14] <http://www.mayoclinic.com/invoke.cfm?id=HQ00485>



















A.9.

