

14 A



325512

P.- 31.545

PD-1244 B

325512

14 ABR 1960

MEMORIA DESCRIPTIVA

para solicitar

P A T E N T E D E I N V E N C I O N

e n

E S P A Ñ A

por VEINTE años

a nombre de PARKE, DAVIS & COMPANY, entidad norteamericana, establecida en Joseph Campau Avenue at the River, Detroit, Michigan, Estados Unidos de América, por:

" UN DISPOSITIVO DE PINZA QUIRURGICA "

Este invento se refiere a una pinza quirúrgica - mejorada o sujetador y más particularmente, a un dispositivo de esta naturaleza que puede dejarse en el cuerpo para realizar su función hemostática o similar, durante un período de tiempo post-operatorio predeterminado y que relajará automáticamente su presión de apriete para evitar la necrosis por presión, en el caso de que no se quite la pinza antes. El invento, se describe en la Memoria ilustrativamente, en sus realizaciones actualmente preferidas con respecto a su aplicación principal, que está en relación con la

5

10

325512

14 ABR 1956



retención de la hemorragia cervical post-operatoria, tal -
como cuando se realiza la citología cervical como un méto-
do de detectar el cáncer del útero. Sin embargo, se aprecia
rá que pueden hacerse ciertas modificaciones y cambios en
5 la misma, con respecto a los detalles y aplicaciones, sin
apartarse de las características esenciales que entran en
juego.

Las dificultades con los primeros métodos de lo
10 grar la hemostasis unidas al número elevado y creciente de
conizaciones cervicales que se realizan (esto es, se ha -
calculado que se realizan diariamente, en los E.U.A. sola
mente, unas 10.000 conizaciones con bisturí frío), ha in-
dicado la imperiosa necesidad de un dispositivo de la natu
raleza que se da a conocer aquí. El concepto general de -
15 pinza quirúrgica que puede dejarse en el cuerpo después -
de la operación, no es nuevo. Sin embargo, para evitar la
necrosis por presión, las pinzas de la técnica anterior, -
deben retirarse después de un cierto período de tiempo.
En muchos casos, la retirada de tales pinzas, es difícil -
20 y causa un daño mecánico considerable a los tejidos. Se -
han hecho intentos para evitar tales dificultades con el
uso de pinzas capaces de disolverse o absorberse en el -
cuerpo. Sin embargo, este intento no ha tenido éxito, debi
do en gran parte a los serios problemas creados por los -
25 materiales utilizados para las pinzas. La irritación del
tejido es un problema que surge en el caso de los metales
más activos, capaces de disolverse en los fluidos del cuer
po. Además, las superficies de la mordaza que aplica la -
presión de tales pinzas, se correrían por supuesto, mien-
tras se disuelve como un todo la pinza, pudiendo corroerse
30 desigualmente, las superficies de la mordaza. Por con si



guiente, la presión de la mordaza sobre los tejidos, comienza a decrecer tan pronto comienza la corrosión y la -
disminución en la presión específica puede ocurrir muy -
bién entre las mordazas en grados y zonas diferentes. Algo
5 de esta misma dificultad podría evitarse con pinzas hechas
de materiales orgánicos. En cualquier caso, era difícil o
imposible con pinzas capaces de disolverse o absorberse,
de la técnica anterior, crear una presión substancialmente
constante o predeterminada, contra todas las zonas puestas
10 en contacto y crear esa presión durante un período de tiempo
predecible, seguido por una relajación predecible de -
tal presión, con el fin de evitar la necrosis.

Por tanto, un amplio objeto de la misma, es crear
una pinza quirúrgica mejorada que resuelve las dificultades
15 antes mencionadas. Un objeto relacionado, es inventar
una pinza quirúrgica, la cual posee mordazas relativamente
inertes que no son irritantes para los tejidos y que no se
corroen o se disuelven apreciablemente durante el período
requerido post-operatorio, en el cual se requiere que las
20 mordazas ejerzan presión sobre una zona dada.

Un nuevo objeto de la misma, es crear una pinza
tal, que tiene propiedades predecibles, y por diseño, propiedades
de relajación por si misma o espontánea, fácilmente controlables.
Así, una pinza de este invento, puede diseñarse para ejercer una
25 presión substancialmente constante durante un período de tiempo,
relativamente largo, seguida por una relajación progresiva de la
presión en un grado predeterminado o puede diseñarse para relajar
la presión - de cierre en un grado predeterminado que comienza
30 casi inmediatamente.

3255 12 74 AB



Un nuevo e importante objeto de este invento,
es crear unos medios por los cuales se diseñan estos con
troles para formar una pinza quirúrgica, sin tener en cu
ta el tamaño, tipo, forma o función que se realice con -
5 ellas. En términos generales, el invento en su aspecto -
principal, emplea un método o medios de predeterminar o
controlar las propiedades de relajación por sí misma, de
una pinza quirúrgica o semejante, sin restringir indebida
mente la gama de elección de los materiales que pueden -
10 usarse en la misma, o imponer otras limitaciones de diseño,
tales como forma, presión utilizable de agarre inicial, ta
maño, etc.

Según este invento, en sus formas preferidas que
comprenden las principales características de la innovación,
15 se emplea el principio del efecto de par galvánico para lo
grar la función de relajamiento por si misma de una pinza.
Esto se realiza, empleando metales electroquímicamente di
ferentes expuestos a los flúidos del cuerpo en porciones
específicas diferentes de la pinza. De esta forma, las su-
20 perficies de la mordaza comprenden un metal noble u otra -
substancia metálica, relativamente baja o inactiva en la se
rie electroquímica, que durante la vida funcional de la pin
za en el cuerpo, no es irritante para los tejidos y no se
disuelve o erosiona por los flúidos del cuerpo. La presión
25 de agarre de las mordazas, se mantiene por un medio de -
unión una parte al menos del cual, es de un metal o aleación
metálica relativamente alta o activa en la serie electroquí
mica. Diseñando la pinza de forma que la zona de superficie
expuesta del metal relativamente activo sea pequeña en com
30 paración con el área superficial expuesta del metal pasivo



se concentra el efecto galvánico que produce la disolución
electrolíticamente acelerada del metal relativamente acti-
vo, y la disolución transcurre a una velocidad rápida pero
predeterminada. De esta forma, la disolución progresiva -
5 electrolítica del metal, transcurre en la estructura de co
nexión, que es sometida a esfuerzos o tensión por la pre-
sión de la pinza y mientras la sección transversal crítica
estructural disminuye, se alcanza un punto en el cual, la
tensión preexistente en ella produce el fallo o rotura y -
10 las pinzas son obligadas a relajar progresivamente su pre-
sión sobre los tejidos. Además, limitando la superficie ex
puesta del metal relativamente activo a una pequeña zona y
preferiblemente localizándola a fin de minimizar el contac-
to con los tejidos del cuerpo, pueden usarse metales relati-
15 vamente activos, que pueden por otra parte no ser apropia-
dos, debido a su efecto irritante sobre los tejidos.

La acción galvánica o electroquímica referida -
anteriormente, es la común en pares metálicos o células -
galvánicas utilizadas por la ciencia y la industria en va-
20 rias formas. Como es bién sabido cuando el aluminio u otro
metal activo, relativamente alto en la serie electroquímica,
se sumerge en una solución ionizable, tal como los fluidos
del cuerpo humano, por ejemplo, tiende a disolverse. Sin -
embargo, la reacción es muy lenta en el caso de un metal -
25 puro, o incluso con una aleación, de forma que se requerirá
normalmente una gran cantidad de tiempo para disolver una
sección transversal sustancial de este material. Así, si
la sección transversal fuese grande, la necesaria para so-
portar una fuerza de agarre sustancial, una pinza hecha -
30 enteramente de tal metal, relajaría su presión después de

325512

un período indebidamente largo y la acción tendría lugar sobre todo el área superficial. Sin embargo, cuando dicho metal activo se sumerge en el electrolito muy cerca y en contacto eléctrico con un metal relativamente pasivo bajo

5 en la serie electroquímica, la velocidad de disolución del metal activo se incrementa enormemente por el llamado - efecto de par galvánico, y este es el principio aplicado con ventaja por este invento. Como será evidente, la velo-

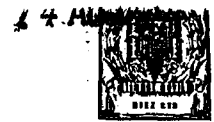
10 cidad de disolución del metal activo se afecta por la rela- ción de las respectivas áreas superficiales expuestas de los metales activos e inactivo, por su proximidad relati- va e interconexión eléctrica por la concentración de la - solución de electrolito (fluidos naturales del cuerpo con o sin aditivos), y por la temperatura. Ya que la tempera-

15 tura y las propiedades del electrolito, generalmente son aproximadamente las mismas en diferentes seres humanos, hay un grado elevado de predicción en las características de comportamiento de estas pinzas mejoradas. Por supuesto, será evidente que el espesor del metal que se disuelve en

20 la sección crítica estructural y la esfuerzo inicial que - soporta (determinado por la presión de la mordaza), así - como también cualquier aumento subsiguiente del esfuerzo ocasionado por el crecimiento del tejido de la cicatriz, depende también directamente del tiempo después de la insta-

25 lación y de la velocidad con que transcurre la relajación progresiva de la presión de lamordaza como resultado del fallo estructural de la parte de la pinza cuya sección - transversal está siendo consumida por la acción galvánica. Estas variables, dependen también directamente del control

30 del diseñador y/o el usuario.



Se reconoce también, que puede hacerse que -
ciertas aleaciones de metales precipiten sus compuestos
intermetálicos en los límites del grano por un tratamien-
to térmico apropiado. Por este tratamiento controlado de
5 calor, la zona en la vecindad del límite del grano, se ha
ce más activa que el grano o material matriz y así existe
un camino dentro del material a través del cual, puede
transcurrir la disolución. Como esta zona límite del gra-
no o camino es considerablemente menor que todo el grano,
10 la zona activa se hace más pequeña en relación con la zo-
na pasiva y la velocidad de corrosión o disolución aumen-
ta sustancialmente. La acción se conoce corrientemente co-
mo corrión intergranular.

Por supuesto, será obvio que los metales que son
15 muy activos no puede esperarse funcionen de forma satisfac-
toria, como la parte de conexión de la pinza electrolítica
mente soluble, a causa de su efecto potencial irritante so-
bre los tejidos del cuerpo o su incapacidad para retener -
la forma estructural durante un periodo de agarre suficien-
20 te en presencia de los flúidos del cuerpo. Así, las alea-
ciones de magnesio con un potencial de electrodo en la pro-
ximidad de -1,73 voltios(escala de calomelano 0,1 N) en
una solución acuosa de 53 gr de NaCl y 3 gr. de H₂O₂ por
litro, son los metales más activos prácticamente considera-
25 dos.

Estas y otras características, objetos y venta-
jas del invento, se hacen más evidentes por la descripción
siguiente del mismo, teniendo en cuenta los dibujos adjun-
tos.

30 La figura 1, es una vista en perspectiva de una

3255 12

14 ABR



pinza quirúrgica que representa una realización del inven
to.

5 La figura 2, es una vista fragmentaria de la par
te de articulación de bisagra de la pinza, mostrada en la
figura 1, estando las partes despiezadas y mostradas en
sección transversal para ilustrar el detalle.

10 La figura 3, es una vista lateral de una pinza
quirúrgica que representa una modificación de la que se
muestra en la figura 1, estando montada la pinza en una
tenaza como preparación para su aplicación.

La figura 4, es una vista lateral de una modifi-
cación más.

La figura 5, es una vista en perspectiva de otra
modificación del invento; y

15 La figura 6, es una vista fragmentaria de la par
te de articulación de bisagra, de la pinza mostrada en la
figura 5, que ilustra el medio preferido y actualmente más
importante, para lograr la función de relajamiento espontá
neo de la pinza según este invento.

20 En la realización mostrada en las figuras 1 y 2,
la pinza 10 quirúrgica, comprende una primera mordaza 12,
que tiene una lengüeta de compensación 14 y un reborde
marginal 16, el cual refuerza la parte principal del miem
bro de mordaza. El extremo delantero o boca de la mordaza
25 12 está provisto con una pluralidad de dientes 18, diseña
dos para ser aplicados a los tejidos del cuerpo en una ac
ción de agarre. Las aberturas 20, están formadas en la ca
ra del miembro de mordaza 12, para la aplicación de los -
salientes o dientes 50 de una tenaza 14 en la forma que
30 luego se describe con más detalle.



La segunda mordaza 22, se provee igualmente con una lengüeta de compensación 24 y tiene un reborde marginal 26, con fines de refuerzo.

5 La mordaza 22, tiene igualmente dientes 28 de agarre en su extremo de la boca y un par de aberturas 30, similares para aplicación de los dientes de la tenaza.

10 Las lengüetas de compensación 14 y 24, de las mordazas 12 y 22, se mantienen estructuralmente juntas por un remache 32, que tiene una cabeza 34 en cada extremo. El remache 32 está provisto con un orificio 36 pasante axial, de extremo a extremo, a fin de aumentar su grado de fractura estructural. Es de un metal, tal como una aleación de aluminio, (por ejemplo, nº 6061, 2017, u
15 otros) más activo en la serie electroquímica que el metal que comprende o forma la superficie de las mordazas 12 y 22. Del orificio pasante a través del remache, así como del espesor residual del metal del remache de su relación en la serie electroquímica respecto al material de los miembros de mordaza y de su área superficial en relación con
20 la zona de superficie expuesta de los miembros de mordaza, depende directamente el tiempo necesario para el fallo del remache como conexión estructural bajo la tensión entre los miembros de mordaza.

25 Refiriéndose específicamente a la figura 3, se apreciará que la tenaza 40, comprende un par de mordazas 42, 44 unidas entre sí pivotadamente en oposición una con otra en 46, y con empuñadura 48, para la manipulación manual del instrumento. Cada mordaza 42 y 44, tiene unos salientes 50, que pasan a través de las aberturas 30 ó 20
30 de las mordazas 12 y 22 respectivamente, o abertura simi-

325512

lar en la pinza 70 de la forma alternativa mostrada en la figura 3.

5 Para su uso, las pinzas se colocan entre las mordazas 42 y 44 de la tenaza y las puntas 50 pasan a través de las aberturas de la mordaza de la pinza. En este momento, las mordazas de la pinza se han abierto lo suficiente para recibir los tejidos del cuerpo que deben ser agarrados. En el caso de hemostasis post-operatoria de una cerviz conizada, una mordaza de la pinza se insertará a la entrada de la cerviz y la otra mordaza solapará el tejido que rodea a la cerviz después de lo cual la pared de la cerviz se sujetará cuando las mordazas de la tenaza se fuerzan una contra otra y el metal relativamente plástico de que consta la propia pinza, se deformará o conformará reteniendo su posición para mantener la presión de agarre sobre los tejidos de la cerviz. Los dientes 18 y 28 de la mordaza presionan sobre los tejidos la pinza en su sitio. Los dientes 50 de la tenaza presionan también sobre el tejido como una ayuda para colocar la pinza en la posición apropiada inicial. Después se abren las mordazas de la tenaza y se retira la tenaza para recibir otra pinza para su inserción y aplicación a la cerviz conizada, repitiéndose el proceso a lo largo de la periferia de la cerviz conizada, hasta que, con las pinzas en posiciones sucesivas adyacentes, se sujeta sustancialmente toda la zona operada en la forma deseada para efectuar la hemostasis.

10

15

20

25

La pinza 70 de la figura 3, tiene los brazos 72 y 74 provistos de dientes 76 y aberturas (no mostradas), a través de las cuales, los dientes 50 de la tenaza pueden pasar como ya se describió. Los extremos 73 y

30



75 de los brazos 72 y 74, están solapados en este caso en un plano generalmente perpendicular al plano medio longitudinal, que biseca el ángulo entre los miembros divergentes de la mordaza. En la realización anterior, las partes de compensación de los miembros de la mordaza, se formaron e paralelamente al plano bisectriz.

En la figura 3, el remache 76 de conexión, realiza esencialmente la misma función que el remache 32 en la realización precedente, aunque en este caso, la carga de las cabezas del remache tiene una relación con la presión de la mordaza diferente que en la primera realización.

En cualquier caso los miembros de la mordaza, o su superficie expuesta a la sustancia electrolito del cuerpo humano cuando la pinza se deja in situ por un periodo post-operatorio, están formadas por o consisten en un metal relativamente pasivo, del cual los metales nobles son ejemplos relativamente ideales. La plata es, quizá, el menos caro de los verdaderos metales nobles, y el más apropiado por su economía en esta categoría. Sin embargo, pueden usarse también otros metales y aleaciones como metal pasivo. Por ejemplo la "plata-níquel" o "plata alemana" es una aleación muy apropiada útil como metal pasivo de la pinza, y si es preciso puede hacerse más pasiva chapeándola con un metal noble tal como plata.

Las pinzas 10 y 70, por ejemplo, pueden formarse de mordazas de níquel-plata plateadas, a través de las cuales se pasa un remache 76 (o 52) de 0,158 cm., estando formado el remache de aleación de aluminio 2.017 adecuadamente tratada con calor, a fin de desintegrarla de forma intergranular. En un caso de ensayo se formaron cabezas de 0,0381

325512



cm. de grueso sobre el remache y el remache se taladró -
axialmente con un agujero de parte a parte de 0,099 cm.
de diámetro. Antes de insertar tales remaches, se trataron
por calor en solución, se sometieron a un temple rápido en
5 agua hirviendo y se recocieron o envejecieron a 177°C. du
rante distintos períodos de tiempo. En el caso de remaches
de aleación de aluminio de la naturaleza descrita anterior
mente, se determinó que el deterioro fué intergranular y -
más rápido en los remaches que habían sido sometidos a un
10 período de envejecimiento más corto (2,5 horas) que cuando
habían sido sometidos durante un tiempo más largo a tempe
ratura elevada, lo cual está de acuerdo con la tecnología
conocida. Los remaches que fueron envejecidos durante pe
ríodos de tiempo más largos (4 horas) se corroyeron por -
15 picado y tardaron en fallar mucho más tiempo. Esta es la -
forma también, en que fallan los remaches no envejecidos.
Sin embargo, hay que reconocer que la elección y preparación
de los materiales, su forma y espesor y otras variables,
son materias de libre elección en el diseño, pero las pro
20 piedades finales de una pinza manufacturada pueden depen
der de otros factores.

En el caso de que los miembros de mordaza, esten
formados por un metal que es relativamente activo en la se
rie electroquímica las superficies del miembro de mordaza
25 pueden ser chapeadas electrolíticamente con plata u otro -
metal relativamente noble, a fin de proporcionar un grado
de protección más elevado contra la posibilidad de irrita
ción del tejido e impedir también la corrosión y desintegra
ción de los miembros de mordaza durante el deseado período
30 de sujeción post-operatorio. Además, tal chapeado de los -



miembros de mordaza con un metal relativamente noble, tal como la plata, proporciona el efecto de par galvánico que produce la disolución del remache hasta el punto de fractura estructural bajo el esfuerzo procedente de la presión -
5 de la mordaza y por tanto relajación, de la presión de la mordaza.

En la figura 4, las mordazas 62 y 64 de la pinza 60, están provistas de dientes 66 a cada lado y se unen en la zona de articulación una fina lámina de conexión 68 de
10 una sustancia metálica más activa en la serie electroquímica que la sustancia metálica que forma la superficie - de la mordaza 62 y 64. La sección 68 de conexión sometida a tensión bajo carga, en este caso estaba unida a las mordazas por técnicas de soldadura, aunque como la soldadura
15 de dichos metales distintos es difícil de conseguir, por la tecnología actual, este tipo particular de construcción se considera en la actualidad menos conveniente que los - otros descritos.

En la realización de las figuras 5 y 6, la pinza comprende una primera mordaza 100 terminada en punta y
20 una segunda mordaza 120 ensanchada o en espátula. Integralmente unida a ésta por una zona 140 doblada o articulada, en una construcción integral de la pinza de una sola pieza. La mordaza 100 se afila generalmente desde la parte curva-
25 da 140 hasta un extremo estrecho que tiene un solo diente o punta 160. Por el contrario, la mordaza 120 se ensancha desde la zona doblada 140, y está provista con un par de - dientes o puntas espaciadas 180.

Como se muestra, los dientes 180 dejan paso al -
30 diente 160. Los bordes de la mordaza 100 están provistos -

3255 12



con rebordes 110, que sirven para dar rigidez a la mordaza.

5 Un hoyuelo o abertura 150 cóncavo-convexa, en una o ambas mordazas, permite aplicar la mordaza 110 por medio de un espejo de diseño convencional. Igualmente, la mordaza 120 tiene rebordes 130 para el mismo fin. Es conveniente que las caras opuestas o caras en contacto con el tejido de las mordazas 100 y 120 sean pulidas y sustancialmente planas con los rebordes respectivos curvados suavemente.

10 Como se muestra en la figura 6, la curva de articulación 140 tiene ventajosamente una sección transversal uniforme que no está rebordeada y se dobla fácilmente desde cualesquiera que pueda ser su forma inicial, para cerrar las mordazas conjuntamente en una acción de agarre.

15 Continuando con la estampación y conformación de las pinzas de las figuras 5 y 6, a partir de una aleación relativamente no elástica de aluminio o aleación de otro metal consistente en metales relativamente activos en la serie electroquímica, las pinzas de una sola pieza se someten a una operación de electrochapeado, en la cual se recubren totalmente con un metal que está relativamente bajo en la serie electroquímica, preferiblemente uno de los metales nobles, plata, oro o platino. Posteriormente, se interrumpe el chapeado en un punto 200 y/o 210 en algún punto, a lo largo de la porción de la pinza que interconecta o transmite la fuerza entre las mordazas cuando se aplica la pinza. Esta interrupción del electrochapeado, expone al metal base subyacente a un ataque electroquímico por los fluidos ionizables del cuerpo según el principio de par galvánico des-



5 crito anteriormente. Tal interrupción del recubrimiento,
puede realizarse por cualquiera de las distintas técnicas
tales como bruñido, limado, rascado o aplicando antes del
chapeado un enmascaramiento sobre el área superficial que
10 ha de quedar sin recubrir, y separar el enmascaramiento
después de la operación de electrochapeado. Pueden reali-
zarse alternativamente, perforaciones a través del recu-
brimiento para exponer el metal base en una o ambas super-
ficies del codo 140. Además, para controlar la relación de
15 área activa a área pasiva, se perfora un agujero de diáme-
tro seleccionado en el centro del codo 140 antes de chapear.
Según el diámetro del agujero, la zona activa o anódica
puede variar considerablemente así como también la sección
transversal total a corroerse hasta el punto de fallo es-
20 tructural.

Pueden usarse distintos materiales para el cuer-
po de la pinza (o para el remache u otra conexión en las
distintas realizaciones). Sin embargo, como se indicó an-
teriormente, las aleaciones de aluminio que han sido tra-
25 tadas por el calor de una forma especial para favorecer
una corrosión intergranular, son particularmente valiosas
para el fin propuesto, a causa de su resistencia inicial
unida a su gran velocidad de corrosión en un par galváni-
co. Ejemplos de aleaciones de aluminio, apropiadas para
este fin, son las siguientes:

3255 12

14 ABR 1954



	Designación comercial	Composición (ingredientes de la aleación)	Compuesto intermetálico
5	2024	4.5 Cu, 1.5 Mg, 0.6 Mn	Al-Cu-Mg & Al-Cu
	2219	6.3 Cu, 0.3 Mn, .06 Ti, 0.10 Va, 0.18 Zr	Al-Cu
	5056	5.2 Mg, 0.1 Mn, 0.1 Cr	Al-Mg
10	6061	1.0 Mg, 0.6 Si, 0.25 Cu, 0.25 Cr	Mg ₂ -Si
	7075	5.5 Zn, 2.5 Mn, 1.5 Cu, 0.3 Cr	Mg-Zn

Para conseguir los objetivos, los cuerpos de la pinza deben hacerse de aleación de aluminio de material recocido.

15 Para cumplir los requisitos de desintegración electrolítica en un periodo de tiempo relativamente corto, en la línea curvada, debe haber un paso en el material a través del cual pueda transcurrir la desintegración. Después de la conformación, las aleaciones recocidas 2.024, 2.219,

20 6.061 ó 7.075 pueden tratarse por el calor y enfriarse de tal forma que precipiten sus respectivos compuestos intermetálicos en los límites del grano. La aleación 5.056 en estado recocido tiene el compuesto en solución sólida; sin embargo, puede provocarse la precipitación en los límites

25 del grano si se endurecen algo por deformación y se envejecen artificialmente.

Será evidente, que la forma o tamaño de las mordazas de la pinza u otros aspectos de su construcción física, pueden variarse como se desee, a fin de obtener un

30 número de diseños útiles especializados o no para la he-



mostasis conizada de la cerviz y en cada caso, sin embar
go, lograr a través de los parámetros utilizados, las ca-
racterísticas deseadas de relajamiento por sí mismo, que
tiene relación con el periodo inicial de presión fija y
5 con el periodo que sigue de relajación progresiva de la
presión. Estos parámetros incluyen la relación de superfi-
cie de los metales desiguales, elección de los metales y
su tratamiento especial por calor, y por tanto, de su re-
lativa actividad electroquímica en la serie electroquími-
ca, elección de la sección transversal inicial, en la zona
10 crítica de los medios de conexión, o la reducción de la
sección transversal. Será también evidente que los mate-
riales elegidos para superficie en las mordazas, pueden
variarse y pueden ser o no los mismos que los materiales
15 presentes en las áreas superficiales de otras partes de
las mordazas, y pueden entrar o no en el efecto de par
galvánico si se utiliza como en las realizaciones prefe-
ridas y más importantes, para lograr la rápida disolución
de los materiales críticos. Por tanto, las porciones su-
20 perfciales de las mordazas que se ponen en contacto con
los tejidos, pueden recubrirse con una sustancia apropia-
da inocua para los tejidos y muy poco soluble aún bajo
las condiciones galvánicas que produce la fractura de la
parte de articulación. Hay que reconocer que si la acción
25 de par galvánica no se utiliza para producir la disolu-
ción electroquímica de la parte que transmite la fuerza
de la pinza que interconecta las mordazas, entonces un ma-
terial que sea más rápidamente soluble en los flúidos del
cuerpo, debe usarse en la sección crítica si la pinza ha
30 de relajar la presión de agarre lo suficientemente pronto

3255 12



para evitar la necrosis por presión y proporcionar la deseada cantidad inicial de presión de agarre para obtener una hemostasis efectiva. Sin embargo, por las razones antes mencionadas, los metales más activos que el magnesio en la serie electroquímica, no se consideran prácticos para la parte de conexión de la pinza. Es importante en cualquier caso, que las partes de mordaza que se ponen en contacto con los tejidos, sean relativamente inertes y no tóxicos y que permanezcan intactos durante el periodo de retención activo de la pinza, de forma que se consiga un contacto de toda la superficie y se mantenga durante el periodo deseado de hemostasis y de forma que cualquier reducción subsiguiente de la presión sea ocasionado por un debilitamiento estructural debido a la disolución electroquímica de la parte de conexión de la pinza.

Una vez se ha relajado la pinza, se retendrá en el cuerpo hasta que sea retirada por el médico; no se estudia el que toda la pinza se absorba por el sistema o se disuelva. Sin embargo, el invento crea una acción de relajamiento espontáneo, predecible y segura de la cual dependen el médico y el paciente para lograr el periodo de sujeción hemostática necesario, seguido por un relajamiento progresivo y preseleccionado de la presión con el fin de evitar la necrosis por presión aunque el paciente, bien por negligencia o por razones que escapan a su control, (o en el caso de un paciente masculino en otras formas de cirugía), no puedan volver inmediatamente a una inspección post-operatoria y separación de las pinzas quirúrgicas por el médico.

Estos y otros aspectos del invento, serán evi-



dentes para los especialistas en la técnica, basados en una comprensión de la exposición anterior de las realizaciones preferidas actuales del mismo.

N O T A

5 Los puntos de invención, propia y nueva, que se presentan para que sean objeto de esta solicitud de Patente de Invención en España, por VEINTE años, son los siguientes:

10 1.- Un dispositivo de pinza quirúrgica que se relaja por sí mismo, destinado a permanecer en el cuerpo durante un periodo post-operatorio, que comprende mordazas mutuamente opuestas y medios que ponen en contacto las mordazas, para transmitir la presión de agarre, entre ellas, cuando se cierran las mordazas sobre los tejidos del cuerpo al instalar la pinza, comprendiendo dichas mor-
15 dazas un material que por exposición a los flúidos del cuerpo es relativamente resistente a su disolución en los mismos, incluyendo dichos medios de interconexión una par-
te que comprende un material que es relativamente soluble
20 en los flúidos del cuerpo por exposición a los mismos.

 2.- Un dispositivo de pinza quirúrgica que se relaja por sí mismo, destinado a permanecer en el cuerpo durante un periodo post-operatorio, que comprende morda-

325512



zas mutuamente opuestas y medios metálicos que interconec
tan dichas mordazas para transmitir la presión de agarre
entre ellas, cuando las mordazas se cierran sobre los te-
jidos del cuerpo al colocar la pinza; estando compuesta
5 la superficie de dichas mordazas, de una sustancia metáli-
ca que está relativamente baja en la serie electroquímica
y es relativamente resistente a disolverse en los flúidos
del cuerpo por exposición a los mismos, y estando compues-
tos por lo menos, una parte de dichos medios de intercone-
10 xión de una sustancia metálica que está relativamente ele-
vada en la serie electroquímica y que por exposición a -
los flúidos del cuerpo coopera con dichas superficies de
mordaza en un par galvánico que acelera la disolución de
dicho metal de los medios de conexión.

15 3.- Un dispositivo de pinza quirúrgica que se re-
laja por sí mismo, como se define en la reivindicación 2,
en el cual las mordazas y los medios de conexión están for-
mados básicamente por una construcción integral de una so-
la pieza del metal de los medios de conexión antes mencio-
nados y en la cual, las superficies de las mordazas están
20 recubiertas para su protección con un metal que está rela-
tivamente bajo en la serie electroquímica y es relativa-
mente resistente a la disolución en los flúidos del cuer-
po por exposición a los mismos.

25 4.- Un dispositivo aplicador quirúrgico de pre-
sión que se relaja por sí mismo destinado a permanecer en
el cuerpo después de la operación y que puede ser acciona-
do por ataque de los flúidos del cuerpo para relajar tal
presión después de un tiempo predeterminado, comprendiendo
30 dicho aplicador porciones de contacto con el tejido que



5 tienen zonas superficiales que contienen un metal relativamente bajo en la serie electroquímica, y medios que interconectan dichas porciones para transmitir la fuerza entre ellas y que incluyen en ellos una zona expuesta a los flúidos del cuerpo al colocar el aplicador, que comprenden un metal relativamente alto en la serie electroquímica, el cual al ser expuesto a los flúidos del cuerpo se corroe por el efecto de par galvánico para disminuir la sección transversal estructural del mismo.

10 5.- Un dispositivo de pinza hemostática que comprende un cuerpo metálico en forma de U, que proporciona un par enterizo de mordazas opuestas dentadas, adaptadas para la aplicación y agarre a tejidos, estando formado dicho cuerpo de un metal que está relativamente alto en la serie electroquímica y que está recubierto con un metal que está relativamente bajo en la serie electroquímica, excepto en una zona restringida de dicho cuerpo adyacente al codo de la U del mismo, que no está recubierta a fin de exponer al cuerpo metálico subyacente a la acción de los flúidos del cuerpo, cuando está colocada la pinza.

20 6.- Un dispositivo de pinza hemostática, como se definió en la reivindicación 5 en el cual el cuerpo metálico en forma de U, está formado de una aleación de aluminio tratada por calor para provocar una corrosión intergranular y en la cual el metal de recubrimiento es un metal noble.

25 7.- Un dispositivo de pinza quirúrgica.

30 Tal y como se ha descrito en la Memoria que antecede, representado en los dibujos que se acompañan y con los fines que se han especificado.

325512

14 A



Esta Memoria consta de veintidos hojas escritas
a máquina por una sola de sus caras.

Madrid, 14 ABR. 1966

P.A.

Alberto de Elizaburu
Por Poder

RAP.



325512

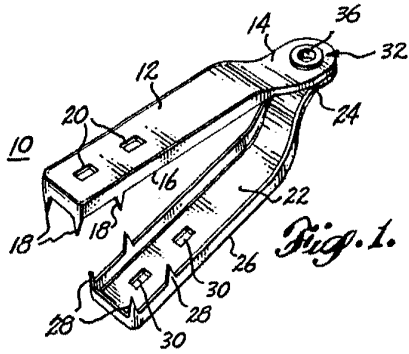


Fig. 1.

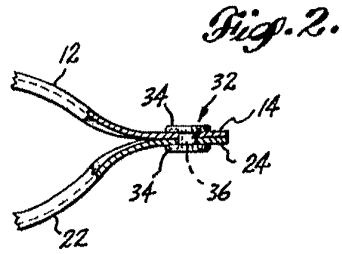


Fig. 2.

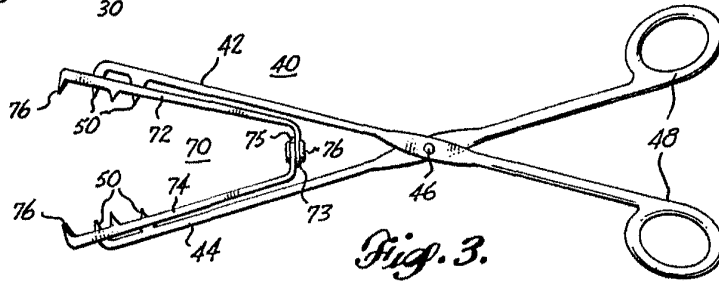


Fig. 3.

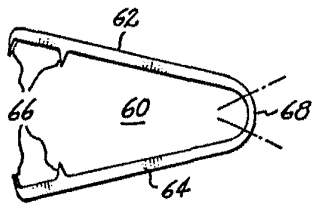


Fig. 4.

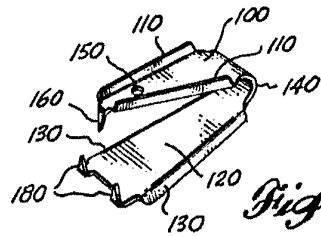


Fig. 5.

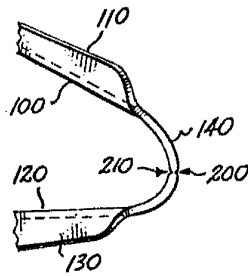


Fig. 6.

Alfonso de Elizaburu
Por Poder.