



Universidad
Nacional
de Córdoba



UNIVERSIDAD NACIONAL DE CÓRDOBA

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

ESCUELA DE POSGRADO

**“NUEVOS SISTEMAS DE FIJACIÓN PARA PRÓTESIS
SOBRE IMPLANTES REGULADOS POR
MICROACTUADORES”**

TESISTA:

OD. GUILLERMO ENRIQUE DE LEONARDI

DIRECTOR:

PROF. DR. ENRIQUE FERNANDÉZ BODEREAU

CÓRDOBA, 2003



Esta obra está bajo una [Licencia Creative Commons Atribución-
NoComercial-CompartirIgual 4.0 Internacional](https://creativecommons.org/licenses/by-nc-sa/4.0/).



UNIVERSIDAD NACIONAL DE CÓRDOBA
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA
ESCUELA DE GRADUADOS



NUEVOS SISTEMAS DE FIJACIÓN PARA PRÓTESIS SOBRE IMPLANTES REGULADOS POR MICROACTUADORES

Trabajo de Tesis para optar al Título de
DOCTOR EN ODONTOLOGÍA

Doctorando:
Od. GUILLERMO ENRIQUE DE LEONARDI

Director:
Prof. Dr. ENRIQUE FERNÁNDEZ BODEREAU

T
D 38
D 34
DUBLICADO

Noviembre de 2003

8448

DEDICATORIA

- A mi padre Prof. Dr. Domingo De Leonardi, la memoria de su amor y fortaleza me sostiene como antes.
- A mi madre Marina, responsable de mis logros. Su cariño y apoyo siempre me acompañan.
- A mi esposa Mónica y a mis hijos Marina y Tomás, por el amor y alegría que aportan a mi vida. Son todo lo que puedo desear.

AGRADECIMIENTOS

- Al Prof. Dr. Enrique Fernández Bodereau, director de tesis, sus ideas y constante asesoramiento posibilitaron la realización de este trabajo.
- Al Prof. Od. Miguel Angel Cabanillas, por sus enseñanzas y permanente estímulo.
- Al Ing. Adrián Agüero, por sus actualizadas y precisas contribuciones.
- A los Diseñadores Industriales Omar Di Santolo, Martín Fontana, Manuel Bazán y Agustín Barrionuevo, por su extraordinaria capacidad para interpretar mis ideas y entusiasta colaboración.
- A mis hermanos, que continuamente me alentaron.
- A mis amigos del Equipo Mediterráneo de Investigación y Docencia y a mis compañeros de las cátedras de Prostodoncia IV y V "A" de la Facultad de Odontología de la U.N.C. que siempre me apoyaron.
- A todas aquellas personas que de una u otra manera colaboraron, me animaron e hicieron posible la concreción de este proyecto.

Facultad de Ciencias Exactas, Físicas y Naturales



AREA INGENIERÍA
DEPARTAMENTO ELECTRÓNICA
C.C. 755 - Correo Central - 5000 - CÓRDOBA

Tel./Fax Directo (0351) 433-4147 int.102
Conmutador: 433-4141/52 Interno 29

Córdoba, 3 de Octubre del 2003.

Por intermedio de la presente dejamos constancia que el Dr. Guillermo DeLeonardi ha solicitado asesoramiento a la Cátedra de Electrónica Industrial de la Facultad de Ciencias Exactas, Físicas y Naturales de la Universidad Nacional de Córdoba.

En conjunto vienen trabajando desde agosto del 2000 a la fecha, en un proyecto denominado: **"DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN DISPOSITIVO DE FIJACIÓN DE DENTADURAS"**.

La Cátedra ha colaborado para este proyecto presentado informes sobre las distintas alternativas de actuadores y las tecnologías disponibles en el mundo para productos a micro escala.

Por cualquier duda o aclaración quedamos a su disposición.

Le saluda atte.

Una firma manuscrita en tinta negra, que parece ser la del Ing. Adrián C. Agüero. La firma es fluida y está rodeada por un círculo de tinta.

Ing. Adrián C. Agüero
Profesor Adjunto
Cátedra de Electrónica Industrial

RESUMEN

El número de implantes factible de colocar en un paciente edéntulo es determinado por la cantidad y calidad del hueso remanente. Si se colocaron entre seis y ocho fijaciones, se podrá confeccionar una prótesis fija; pero si no son más de cuatro, se optará por una sobredentadura.

Cuando el número de implantes es de cuatro o más, se puede realizar una prótesis fijo-removible, que es un tipo de sobredentadura totalmente implantosoportada, que permite corregir malposiciones de los implantes y lograr una perfecta adaptación a los tejidos. Además, los flancos proporcionan soporte labial y no son necesarios dientes sobredimensionados. Al no tener troneras, no se escapa el aire al hablar y su carácter removible facilita la higiene.

La gran desventaja de estas restauraciones es el difícil accionamiento de las trabas que las fijan.

Basados en la microingeniería y en estudios metalográficos, se diseñaron y materializaron distintos sistemas de fijación de fácil manejo para el paciente.

El sistema de accionamiento manual, fue concebido para que se pueda destrabar la prótesis presionando digitalmente dos botones metálicos. El de accionamiento semiautomático cuenta con un comando externo de líneas orgáni-

cas que, al accionarse, atrae los pasadores electromagnéticamente permitiendo el retiro de la sobredentadura y, el automático, que está compuesto por un miniactuador magnético, un dispositivo electrónico y un control remoto que, al ser activado, emite una señal que destraba el perno electrónicamente, posibilitando el retiro de la prótesis.



ABSTRACT

The feasible number of implants to be surgically placed in an edentulous patient is determined by the amount and quality of available bone tissue.

A fixed dental prosthesis can be made when six to eight implants are placed.

When no more than four implants can be put, the use of an overdenture will be the right option.

If four or more implants are placed then, the use of a fixed-detachable prosthesis will be recommended. This type of overdenture that is completely supported by implants allows the correction of mal positions in the implants as well as the perfect adaptation of the prosthesis to the gingival tissue. Besides, the flanges provide labial support making the design of overdimensioned teeth unnecessary. It is important to mention that the problems caused by air escaping under the prosthesis during speech are avoided since no spaces are left between the teeth and the gingival tissue. Another advantage to be considered is the simplification of oral hygiene procedures.

The biggest disadvantage these restorations have is the difficulty in activating the locks that fix them

Based upon microengineering and metallographic studies three different fixing systems have been designed and materialized

The manual activator system was designed to unlock the prosthesis by pressing two metal buttons.

The semiautomatic system has an external control of organic lines that at the moment of activation attract the locks electromagnetically allowing the patient to pull the overdenture out.

The automatic system includes a magnetic mini actuator, an electronic device and a remote control. When the signal is produced electronically, the system is unlocked and lets the patient remove the prosthesis easily.

ÍNDICE

INTRODUCCIÓN	2
OBJETIVOS	33
INTRODUCCIÓN A LA MICROINGENIERIA	35
SENSADO	58
MICROACTUADORES	76
ACTUADOR MAGNÉTICO	99
MATERIALES PARA EL ACTUADOR	105
DISEÑO Y DESARROLLO DE LOS SISTEMAS DE FIJACIÓN	110
COMPROBACIÓN EN MODELOS EXPERIMENTALES DE LOS NUEVOS SISTEMAS	143
BIBLIOGRAFÍA	157

INTRODUCCIÓN

LA PROBLEMÁTICA DEL PACIENTE DESDENTADO TOTAL

La concientización del ser humano hacia la salud, la mejora de la calidad de vida, sumado al progreso de las posibilidades terapéuticas y al éxito de las medidas preventivas han logrado un aumento en la esperanza de vida. Este fenómeno, conocido como envejecimiento de la población, tiene importantes repercusiones tanto en el plano económico social como en el político cultural y un importante impacto en todos los campos de la medicina.

En el futuro próximo, el mantenimiento de las actuales tendencias demográficas conlleva cambios en la estructura por edades todavía más grandes, pudiéndose preveer, que para el año 2005, el porcentaje de individuos con más de 70 años habrá superado el 22%.⁽¹⁾.

La actitud de las personas ancianas también está cambiando, pretenden desarrollar un papel activo en el ámbito social, retomando su vida de relación por

lo que sus exigencias médicas se han incrementado, transformando la problemática geriátrica de cuantitativa a cualitativa.

La odontología es y será una de las áreas más comprometidas, debido al aumento en la demanda de tratamientos cada vez más exigentes de este grupo poblacional.

Es por demás sabido que cada diente desempeña una función de acuerdo a su forma y posición. Desde el punto de vista de la oclusión, los elementos posteriores estabilizan y establecen una correcta relación espacial entre las arcadas, el grupo incisivo es responsable de los movimientos protrusivos y los caninos guían las excursiones laterales. También durante la masticación y trituración de alimentos cada grupo dentario desempeña una función específica, además intervienen en la fonética y son de gran valor estético, especialmente los del grupo anterior, por lo que después de la extracción de cualquier elemento dentario, su reposición es imprescindible.(2).

Los avances de la odontología preventiva, el mayor interés del individuo por su salud oral y el desarrollo de técnicas dentales modernas han aumentado notablemente las posibilidades de recuperar un diente, pero aún hoy, la caries dental y la enfermedad periodontal continúan siendo los factores etiológicos más importantes en las pérdidas dentarias, a las que se suman las producidas por traumatismos importantes y daños iatrogénicos (*cuadro 1*), por lo que es frecuente, con el paso de los años, la pérdida de varios o todos los elementos dentarios.

Factores que influyen en la pérdida dentaria

- Enfermedades orales (caries, enfermedad periodontal).
- Factores biológicos (envejecimiento).
- Traumatismos.
- Tratamientos ortodóncicos.
- Causa iatrogénicas.
- Factores socioeconómicos (costo, educación, prevención).
- Posibilidades de tratamiento (número y distribución de dientes).

Cuadro 1

El número y la distribución de los elementos remanentes, determinan las posibilidades de tratamiento, siendo la edentación total, la situación final en la que las alternativas terapéuticas estaban disminuidas a su mínima expresión. Gracias al advenimiento de los implantes oseointegrados, la rehabilitación oral de estos pacientes tiene un nuevo horizonte.

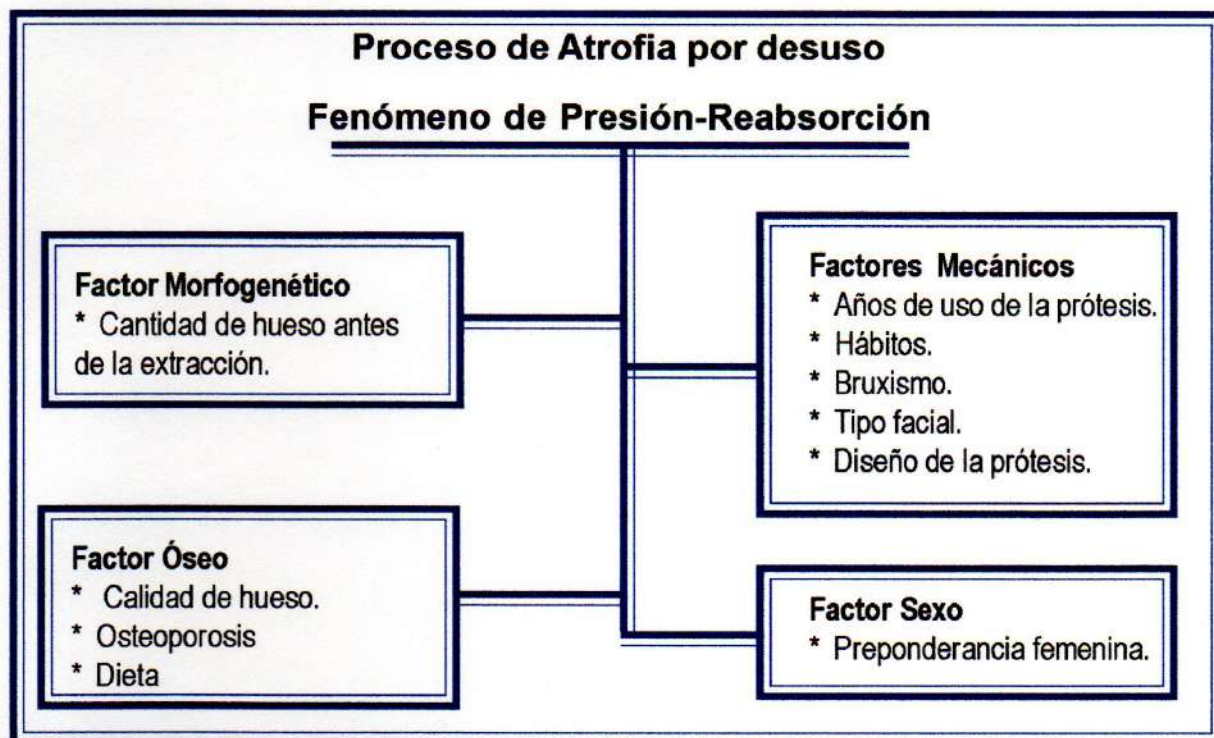
La edentación es la ausencia total de elementos dentarios de uno o ambos maxilares, estado que implica una serie de alteraciones que modifican desfavorablemente el equilibrio orgánico y social del ser humano. Perturba la alimentación,

alterando la nutrición; modifica la fonética por lo que trastorna la expresión y repercute en la mente y los sentidos afectando la vida en relación. (3).

Los pacientes completamente desdentados han perdido más que sus dientes. Con la pérdida de un elemento dentario se pierden también hueso de soporte y tejidos gingivales. La anatomía final del reborde residual es muy difícil de saberse, pero observando los patrones de reabsorción y las causas de atrofia se puede prever cómo será la pérdida de tejido óseo.(4).

El hueso alveolar residual se muestra vulnerable a llevar una prótesis completa y responde mediante una reabsorción progresiva que es irreversible y quizás inevitable.

La reabsorción del reborde óseo es el resultado de dos factores, el proceso de atrofia por desuso y el fenómeno de presión-reabsorción. La atrofia por desuso sirve para remodelar la estructura, el hueso alveolar no tiene porque existir después de la pérdida de los dientes. El fenómeno de presión-reabsorción es un proceso activo guiado por las leyes dinámicas del hueso, donde los factores locales juegan un papel desencadenante.(Cuadro 2).(5).



Cuadro 2. Múltiples factores interrelacionados responsables de la reabsorción del reborde óseo.

La tasa de reabsorción es máxima en los tres primeros meses post-extracción y disminuye claramente a los seis meses, estabilizándose alrededor de uno o dos años.

La dirección de la reabsorción es debida a la inclinación de los procesos alveolares, que sigue la determinada por los dientes; en el maxilar superior esta oblicuidad es vestibular, más pronunciada en la región incisiva y canina y más leve en la zona molar, por lo que la reabsorción, afecta fundamentalmente la tabla vestibular, que es más delgada que la palatina, actuando de manera centripeta y produciendo maxilares relativamente más pequeños que la mandíbula.



La reabsorción en la mandíbula es 3 a 4 veces mayor que en el maxilar superior. La cortical vestibular del maxilar inferior es más delgada que la lingual, excepto en la región molar, por lo que la reabsorción se produce lingualmente hasta el área de premolares y vestibularmente hasta el área de molares con un carácter centrífugo aumentando el radio de curvatura. (6-7)

Un maxilar inferior atrofiado es una situación muy común, en donde las grandes modificaciones que se producen tienden a impedir prótesis retentivas. (8).

Las particularidades morfológicas clínicas de los pacientes desdentados que más problemas plantean son: (9-10).

- Encía insertada mucho más pequeña que el grado de reabsorción de la cresta alveolar y frenillos desfavorables.
- Posición craneal de la línea oblicua interna y externa con prolapso del suelo de boca.
- La espina del músculo geniogloso sobresale en el plano frontolingual de la cresta alveolar.
- Eminencia mental prominente.
- Tejido residual blando hipermóvil.
- Lengua abultada.
- Mucosa atrofiada.

Estas condiciones clínicas hacen prácticamente imposible la colocación de una prótesis completa funcional, situaciones en las que la colocación de implantes favorece la rehabilitación protésica.

No obstante, la solución que la odontología les brindaba, y en un gran número de casos les sigue brindando, a estos pacientes, son las clásicas dentaduras mucosoportadas, en las que las unidades funcionales de retención y estabilidad se ven a menudo seriamente comprometidas y, la fijación, es decir la relación de inmovilidad entre prótesis y terreno, es inexistente, con las consecuentes molestias para el paciente y la franca disminución de su capacidad mecánica.(11)

En el maxilar superior, la prótesis completa mucosoportada obtiene su estabilidad mediante un sellado periférico que al producir un pseudo vacío otorga un cierto grado de retención. La prótesis completa del maxilar inferior puede tener una cierta estabilidad y retención si se cuenta con rebordes prominentes y se realiza una correcta extensión de los flancos, pero en maxilares reabsorbidos, su consecución es prácticamente nula, merced a la presencia de movilidad lingual y a las inserciones móviles de las masas musculares.

En general en este tipo de prótesis el acostumbramiento y la dieta son los pilares que las mantienen y la eficacia masticatoria está seriamente disminuída.

HISTORIA Y EVOLUCIÓN DE LA IMPLANTOLOGÍA

Desde los primeros tiempos, la humanidad ha estado en permanente lucha contra la enfermedad. Epidemias y endemias han causado más muertes que las

mismas guerras. La mayoría de estos flagelos han sido controlados o, al menos disminuidos.(12).

Al evaluar estos hechos, se encuentra que el acervo cultural y científico de la medicina se ha acrecentado de una manera notable y, gracias al auxilio que le han prestado otras ciencias, como la Física, la Química, la Fisiología, se ha logrado no solo que el individuo viva más número de años, sino que lo haga en mejores condiciones de salud.

La Odontología, como rama de la medicina, no ha permanecido ajena a este proceso y constantemente buscó los medios de control o eliminación de las dolencias que le son específicas y, en especial, la problemática que representa la pérdida de elementos dentarios.(13).

Desde la más remota antigüedad, el hombre ha intentado reemplazar los dientes desaparecidos por materiales homo o aloplásticos. Dientes humanos o de animales, huesos o trozos de marfil o nácar tallados fueron "implantados" en los maxilares con una finalidad exclusivamente estética ya que su función era nula.

El primer implante auténtico del que se tienen pruebas, data de hace seis mil años, de la época Maya, y consiste en una mandíbula en la cual se habían insertado tres conchas en forma de incisivos, insertadas probablemente después de la extracción de las piezas dentarias correspondientes. En los estudios radiográficos de este espécimen, se aprecian las conchas rodeadas de hueso,

actualmente se diría “*osteointegradas*”, lo que prueba que fueron insertadas en vida y no de un adorno “*postmortem*”; más tarde en los pueblos Chino y Etrusco, se encontraron datos sobre la utilización de diferentes materiales implantados en los maxilares.(14).

Recién en el siglo XIV, se encuentra otro testimonio de implante dental, cuando Abroise Paré enseña a Parigi como reutilizar un diente extraído reinsertándolo en el alveolo vacío, tratándose más de reimplantes. Esta idea siguió hasta el 1700, con Guyon, Bunon, Mouton y Fauchard.(15).

En el siglo XIX, algunos autores como Perry en 1888, Hillicher en 1890 y Snamensky en 1891 proponían la implantación de materiales como caucho, oro, porcelana, marfil y otros en forma de raíces, en alveolos creados artificialmente.

En 1909, Greenfield realiza el primer implante sumergido. Consistía en una rejilla de platino iridiado en forma de raíz que se colocaba en el alveolo después de la extracción de un diente.(16).

Leger-Dorez construye, en 1920, una raíz en oro platinado, compuesta de varias partes. Este implante era macizo y extensible, en el sentido de que en su interior podían ser dispuestas prolongaciones. Sin embargo, el gran número de fracasos de estos implantes con forma radicular motivó que este método fuera también olvidado.(16).

Stock realiza en 1939 el primer implante atornillado con forma de rosca, parecido a un tornillo de madera, abandonando la forma de raíces dentales que simulaban los anteriores, estaba fabricado en una aleación de cromo-cobalto-molibdeno (Vitallium).(17).

En 1946, adoptando la idea desarrollada por Stock, Formiggini practica el primer implante atornillado hueco en acero torsionado y, es considerado como el precursor de la implantología endoósea actual.(14).

Desde este momento, van surgiendo modificaciones y perfeccionamientos. Perron Andrés modifica el tornillo hueco de Formiggini en 1956. Dumont diseñó un implante con una muesca para la prótesis; Suros uno con asa y Lehman uno con anilla dilatante.(18).

Otros autores han desarrollado implantes de tornillo con distintos materiales. Tramonte en 1965 diseña su propio implante atornillado, Lee crea un implante compacto con retención post-extracción. Linkoow en 1966 y Heinrich en 1971, son algunos de los tantos que incursionan en este campo introduciendo diferentes modificaciones morfológicas o variando los materiales de los implantes.

En 1982, El Prof. P.I. Bränemark y colaboradores, dan a conocer el resultado de sus investigaciones y experiencias sobre unos nuevos implantes endoóseos que denominaron "Oseointegrados", construídos en titanio, que es considerado bioinerte.

Bränemark definió la oseointegración como la *“conexión firme, directa y duradera entre hueso vivo con capacidad de remodelación, y la superficie del implante sometida a carga, sin interposición de tejido fibroso”*.(19).

Desde entonces, la larga experiencia que existe sobre prótesis ancladas en los maxilares, según los principios de la oseointegración, ha hecho cambiar el concepto sobre el pronóstico y los criterios de éxito de los implantes intraóseos sometidos a carga funcional.

TRATAMIENTO PROTESICO DEL PACIENTE DESDENTADO CON IMPLANTES OSEOINTEGRADOS

Desde el punto de vista protético, el paciente edéntulo que ha sido implantado, podrá ser tratado de diferentes formas dependiendo principalmente de la cantidad de fijaciones que haya sido posible realizar.

Si el remanente óseo y su distribución es adecuada, se podrán colocar un total de seis u ocho implantes y construir sobre ellos una restauración fija o fijo/removible, pero si la cantidad o calidad de hueso no permite colocar más de dos, tres o cuatro implantes, se construirá sobre ellos una sobredentadura.

Prótesis fija

Cuando la cantidad de implantes sea la adecuada, seis o más, y su distribución la correcta, se podrá realizar sobre ellos un tipo de prótesis fija conocidas como prótesis híbrida. Consiste en una especie de puente a extensión distal estrictamente implantoportado por seis u ocho implantes oseointegrados en la región anterior de la mandíbula y que podrá ser cementado o atornillado. La extensión distal debe ser realizada de manera tal que el armazón metálico sea estable y que a su vez no sobrecargue los implantes distales.

Estas restauraciones fueron desarrolladas por el equipo del Dr. Bränemark, quienes las describieron como prótesis integradas al tejido, ya que después de la inserción de la prótesis, el nivel de hueso alcanza un estado de equilibrio entre fuerzas transmitidas a través de la prótesis y los implantes al hueso y su capacidad de remodelación, controlando el proceso de reabsorción. (20-25-30).

Para su construcción es necesario, una vez obtenidos los modelos de trabajo, determinar las relaciones intermaxilares con rodetes de mordida como para prótesis completa, que pueden ser estabilizados en boca, fijándolos sobre dos o tres implantes. Sobre estos rodetes se montan los dientes artificiales y una vez probados clínicamente, se realiza una llave de silicona del enfilado de los dientes para tener de referencia y determinar las dimensiones de una estructura metálica que se modela sobre los análogos de los implantes del modelo de trabajo que quedará incluida en la prótesis y será la que ajuste sobre los implantes.

Estos tipos de prótesis tienen una excelente fijación y una alta funcionabilidad, pero al no rellenar el espacio entre la prótesis y los tejidos residuales (Fotos 1, 2, 3), suelen producirse problemas fonéticos producidos por un inevitable escape de aire al hablar. Así mismo, los resultados estéticos pueden ser deficientes por la ausencia de flancos vestibulares que además de dejar grandes espacios vacíos, comprometen el soporte labial y suelen producirse pliegues supraperiostales muy pronunciados. Por otra parte, la higiene es más dificultosa por la característica fija de estas restauraciones. (Cuadro 3). (21-22-23).

	<p>VENTAJAS</p>
	<p>DESVENTAJAS</p>
	<ul style="list-style-type: none"> ■ Máxima retención y estabilidad ■ Máxima eficacia masticatoria ■ Estabilización ósea ■ Confort ■ Seguridad psicológica
	<ul style="list-style-type: none"> ■ Higiene dificultosa ■ Problemas fonéticos ■ Problemas estéticos ■ Apoyo labial deficiente

Cuadro 3



Foto 1: Vista lateral de una prótesis híbrida donde se observa la ausencia de flanco vestibular.

Foto 2: Nótese los espacios y troneras por debajo de la prótesis que permiten escape de aire y acumulación de placa bacteriana.

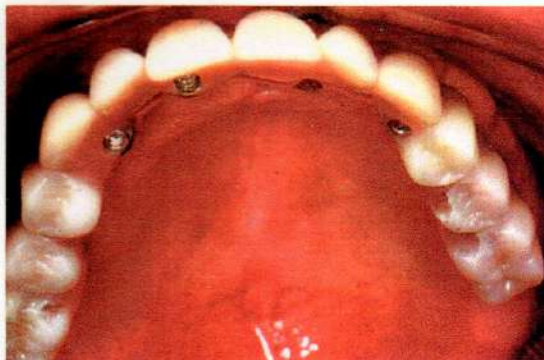


Foto 3: Vista oclusal de una prótesis híbrida donde se observan los tornillos de fijación a la infraestructura.

Prótesis removible – Sobredentaduras

Una sobredentadura es una prótesis total que cubre la superficie oclusal de una raíz o de un implante y es retenida por estos mediante diferentes sistemas que evitan que las mismas sean desplazadas de su sitio.

La idea de dejar restos radiculares con sus conductos obturados con amalgama y encima construir prótesis completas, data del siglo XIX, en un primer momento con el objeto de impedir la reabsorción de los rebordes, comprobando posteriormente que aumentaban considerablemente la retención y estabilidad de la prótesis y, por ende la funcionabilidad y confort de la misma.(24).

Desde entonces, cada vez más perfeccionadas, utilizando primero raíces dentarias y actualmente también implantes, sobre los que se colocan distintos diseños de retenciones para proporcionar soporte, retención y estabilidad, las sobredentaduras han sido una muy buena alternativa de tratamiento protésico ya que no solo se consigue el apoyo y retención de las raíces o implantes, sino que comparadas con las prótesis completas son menos extensas, aumentan considerablemente la fuerza y la eficacia masticatoria, poseen la capacidad de diferenciación de fuerzas y mantienen los reflejos de la oclusión orgánica al dirigir las cargas axiales a los pilares que la sustentan.

En el caso de sobredentaduras sobre implantes, existen diferentes posibilidades terapéuticas y la elección depende de varios factores tales como número y localización de implantes, lo que a su vez depende de la cantidad, distribución y tipo de hueso (calidad y disponibilidad ósea); de las expectativas del paciente, de su higiene, de su habilidad manual, como así también del costo final del tratamiento.(26).

Si solo fue posible colocar dos o tres implantes, se realizará sobre ellos una sobredentadura *implantoretenida* es decir, soportada por mucosa y retenida por implantes, pero si el número de implantes es mayor podrá realizarse una sobredentadura exclusivamente *implantosoportada*.

Una sobredentadura implantoretenida es una prótesis que cumplirá con todos los requisitos de una completa convencional en cuanto a extensión de flancos, cargas por vía mucosa, extensión distal, etc. pero que tendrá algún sistema de retención específico sobre implantes ubicados en la zona anterior de los maxilares, como pueden ser barras, ataches axiales o imanes.(27).

Todos los sistemas de retención, buscan vencer las fuerzas perjudiciales, tratando de distribuir las cargas en forma uniforme y no ejercer cargas perjudiciales sobre los implantes.

La selección del sistema retentivo para la resolución clínica, exige de un análisis minucioso, que desde la etapa del planeamiento preprotético deben ser evaluados para lograr el éxito del tratamiento protésico.

Si se colocan dos implantes en la región anterior, a una distancia suficiente del centro de la mandíbula, podrán ser ferulizados primariamente con una barra, formando una unidad funcional sólida y la retención de la prótesis se traslada del implante a la barra.

Existen diferentes perfiles de barra: redondo, ovalado y de paredes paralelas con su parte superior redondeada, de forma que la sobredentadura pueda rotar ligeramente en el plano sagital.(28).

La barra implantosoportada debe tener una longitud de aproximadamente 20mm y mostrar una configuración rectilínea, caso contrario es poco probable conseguir una estabilización y retención adecuadas de la sobredentadura.

La condición imprescindible para la correcta colocación de la barra es una posición óptima de los implantes.

Como alternativa protésica a las restauraciones con barra, se puede utilizar otros elementos de anclaje como los ataches axiales, de bola, imanes, etc.

Desde hace décadas se utilizan ataches axiales en sobredentaduras construidas sobre raíces y actualmente se los utiliza también sobre implantes. La mayoría son sencillos de utilizar y en general proporcionan buena retención.

Todos están formados por un elemento macho, de diferentes formas, que se retiene en un componente hembra y que dependiendo del diseño del sistema, uno u otro se aloja sobre el implante o forma parte de la base protética.(29).

Existe una gran variedad de ataches axiales, los más populares son los con forma de bola y capuchón como el Dalbo, Pro Fix, O Ring, Dalla Bona, etc. y los en forma de cono invertido como el Ceka Revax, el Zaag o el sistema ERA.

Los anclajes de bola disponen de una amplia libertad de movimientos, pero combinados de a dos o más, esta libertad se limita al plano sagital.

Su manipulación es muy simple y en general, dependiendo del sistema de implantes utilizado, el elemento macho se atornilla directamente al implante y el componente hembra se fija a la base de la prótesis con resina autopolimerizable o bien en forma indirecta tomando una impresión.

Están indicados en casos de amplia distancia entre implantes que impida la utilización de barras, en crestas alveolares puntiagudas, en pacientes con pobre higiene bucal o con problemas psicomotrices y por consideraciones económicas.(30-31).

También existen en el mercado desde hace varios años anclajes magnéticos, que son imanes permanentes de tierras raras, de samario-cobalto o de hierro-neodimio revestidos de cápsulas de titanio íntimamente soldadas que adheridos a la base de la prótesis conforman un campo magnético con tornillos de acero enroscados en los implantes. Los más conocidos son los implantes de Jackson, Shiner, Dyna y Steko.(32-33).

Desde el punto de vista biomecánico, los magnetos prácticamente no transmiten fuerzas sobre el implantes, pero el interrogante es si este tipo de anclaje resulta suficientemente estable para mantener una sobredentadura.(34).

Sometidos a fuerzas de tracción con una máquina de ensayos mecánicos INSTRON ocho sistemas retentivos para sobredentaduras (Svetlitze,2000): Imanes Dyna y Shiner, Ataches axiales Dalla Bona, O Ring, Ceka y Zaag y barras coladas y fresadas se reportaron los siguientes resultados.(35).

Los sistemas de imanes no mostraron diferencia estadísticamente significativa entre sí, pero el Dyna mostró un valor significativo ($p < 0,01$) comparado con los anclajes Dalla Bona, O-Ring, Ceka Revax, Barras coladas y uniones Zaag y una diferencia muy significativa en relación a las barras fresadas ($p < 0,001$).

El imán Shiner mostró una resistencia a las fuerzas de tracción mayor que el Dyna y menor que los ataches O-Ring y Zaag, pero sin ser estadísticamente significativa pero comparado con los anclajes Dalla Bona y Ceka la diferencia es ligeramente significativa ($p < 0,05$) y muy significativa ($p < 0,001$) comparado con las barras fresadas.

Con respecto a los anclajes axiales, el Dalla Bona mostró el mejor comportamiento, pero no hubo una diferencia significativa con el O-Ring , pero si fue significativa comparado con los imanes. (36-37).

Tampoco la diferencia fue significativa comparado con el Ceka Revax, Zaag y con la barra colada. Algunos autores (38-39) en trabajos realizados in vitro no encontraron diferencias entre las barras coladas y el anclaje Dalla Bona pero Spiekerman (1987) afirma que frente a fuerzas de alta intensidad, estas sobredenta-



duras han rotado. También se observa una diferencia ligeramente significativa ($p < 0,05$) comparado con las barras fresadas. (39).

El sistema O-Ring, tuvo una resistencia a las fuerzas de tracción mayor que los imanes Dyna, siendo esta una diferencia significativa ($p < 0,01$), pero la diferencia no fue significativa comparado con los magnetos Shiner.

En 1995, Burns y col., en un trabajo clínico con dos pilares implantarios, compararon la retención de los imanes Shiner con los ataches O-Ring, en sobredentaduras, obteniendo un resultado no significativo entre ambos ($p < 0,9120$).

El mismo estudio se realizó en clínica entre estos elementos retentivos y pacientes portadores de prótesis completas, mostrando por supuesto, diferencias muy significativas a favor de las prótesis ancladas, con el imán la diferencia fue $p < 0,0017$ y con el O-Ring fue $p < 0,002$.

Con las experiencias desarrolladas en vitro y en la clínica por los anclajes a barra y en su constante evolución en búsqueda de mayor retención y estabilidad, estos sistemas han tenido una gran evolución desde las preformadas (40, 41, 42, 43), las coladas (44, 45), las fresadas (46, 47) y las tratadas con electroerosión. (9).

Relacionadas las barras coladas con otros anclajes, estas mostraron una retención significativamente mayor que los los imanes Dyna ($p < 0,01$) y ligeramente significativa con los magnetos Shiner, confirmando una mayor resistencia

de estas barras a los movimientos antero-posteriores. Comparada la barra colada con los anclajes O-Ring, Dalla Bona, Ceka y Zaag, la diferencia no fue significativa. La diferencia si fue significativa ($p < 0,01$) a favor de las barras fresadas comparadas con los otros anclajes.

Estas barras demuestran una gran estabilidad y se les puede adicionar anclajes adicionales en su trayecto entre los pilares. Con el análisis de los ensayos en vitro y con la evaluación del valor del término medio de retención, se puede decir que estas barras superan la barrera del movimiento anteroposterior.

Comparadas con los otros sistemas de retención se observó una diferencia muy significativa ($p < 0,001$) con los imanes. Una diferencia significativa ($p < 0,01$) con el O-Ring, el Ceka el Zaag y la barra colada y una diferencia ligeramente significativa ($p < 0,05$) con el anclaje Dalla Bona.

Los ataches Ceka Revax poseen una técnica compleja y costosa en relación con otros anclajes individuales, pueden activarse a medida que pierden la tenso-fricción con el uso (8,52) y poseen la ventaja de poder ser colocados tanto en la clínica como en el laboratorio y pueden ser resilientes o no (8) aunque algunos autores consideran que la resiliencia es anulada por la fibromucosa que absorbe las fuerzas.

Comparado con otros ataches de precisión como el Rotherman (excéntrico), Dalla Bona (cilíndrico), Gerber (cilíndrico), Kurer press type (starter kit) y

Kurer press type (refill Kit); el Ceka demostró ser cuantitativamente el más consistente en las fuerzas retentivas y el que menos desgaste sufre.(48).

Comparado con los otros sistemas, el Ceka mostró un muy buen comportamiento, siendo superado solo por el Dalla Bona y las barras fresadas.

Estadísticamente se encontró una diferencia significativa ($p < 0,01$) a favor del atache Ceka comparado con los imanes. La diferencia no fue significativa con el Dalla Bona, las barras coladas y el Zaag y en relación a las barras fresadas, estas mostraron un mejor comportamiento que el Ceka, siendo esta diferencia estadísticamente significativa ($p < 0,01$).

Las uniones Zaag, son un sistema de ataches a broche. Como todos los demás posee una parte macho pero diferente a los otros. El componente macho es de nylon y está contenido en una caja metálica, lo que le permite una liberación de movimientos de 15° desde su eje de inserción. La unión con la hembra metálica, se realiza dentro de las raíces dentarias o cerca del cierre del pilar implantado. Este mecanismo libera de tensiones al pilar y amortiza las fuerzas de la oclusión dada por la ubicación de la unión y la pequeña movilidad del macho. De esta forma se evitan fracturas y se pueden utilizar sobre las barras, obteniendo muy buena retención y estabilidad. (Fotos 4, 5, 6).

En un estudio comparativo de retención realizado in vitro sobre pilares dentarios se compararon seis ataches prefabricados, los ERA blanco verde, Access

Post-Overdenture, Flexi-Overdenture, O-So y el Zaag que conjuntamente al O-So, al Access Post- Overdenture y al ERA blanco mostraron un mejor comportamiento que el Flexi-Overdenture y el ERA verde siendo esta diferencia estadísticamente muy significativa ($p < 0,001$). Es importante destacar que el Zaag y el O-So formaron el grupo de mayor estabilidad a lo largo de las pruebas. (49).

Comparadas con los sistemas magnéticos, las uniones Zaag tienen mucha mayor eficacia, siendo esta diferencia estadísticamente significativa ($p < 0.01$), la diferencia no fue significativa comparadas con el O-Ring, el Ceka, el Dalla Bona y las barras coladas y solo fue superado con una diferencia significativa ($p < 0,01$) por las barras fresadas.

En definitiva, podría afirmarse que tanto los anclajes individuales, que ofrecen una retención a veces inadecuada y plantean problemas para su reparación;

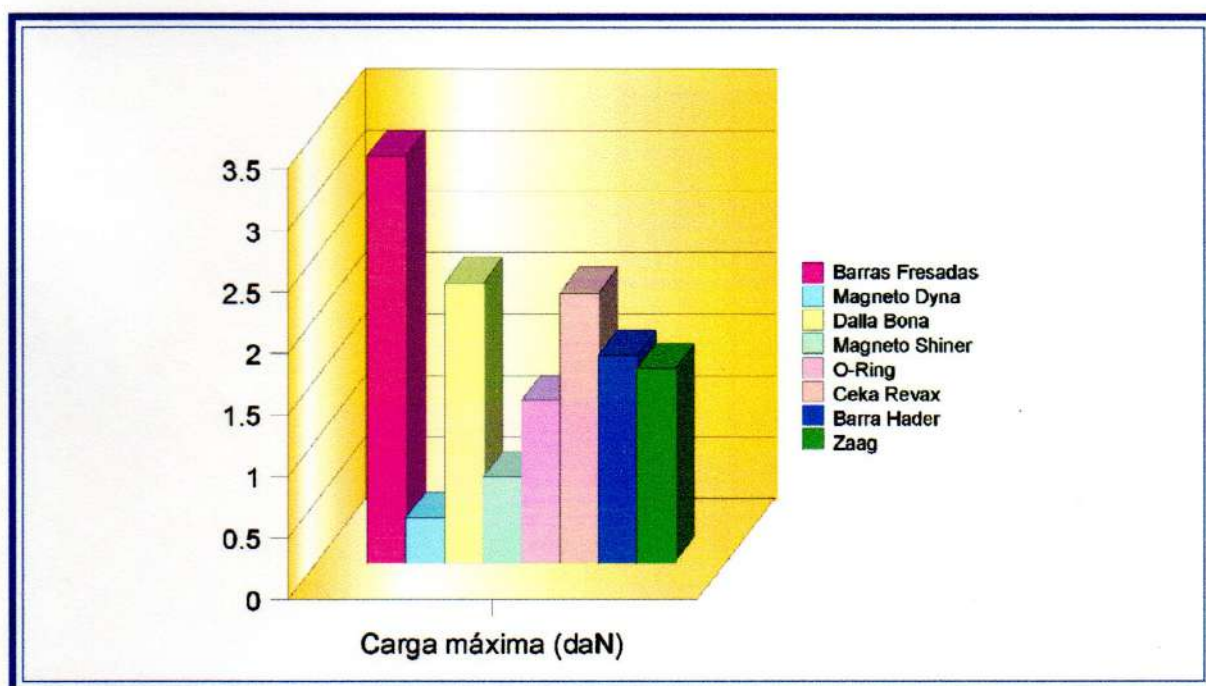


Gráfico 1



VENTAJAS

- Higiene Sencilla.
- Fonética.
- Estética.
- Control sobre Perfil y Contornos Faciales.
- Mayor Espectro Terapéutico.

DESVENTAJAS

- Carácter Removible.
- Eficacia masticatoria reducida.
- Menor Estabilidad y Retención
- Mayores posibilidades de Reabsorción

Cuadro 4



Foto 4: Vista interna de una sobredentadura retenida por ataches Ceka Revax.

Foto 5: Oclusalmente la sobredentadura se asemeja a una prótesis completa.



Foto 6: La presencia de flanco vestibular proporciona soporte labial y no deja espacios vacíos.

como las barras, que pueden reducir el espacio lingual y plantear problemas de higiene, tienen sus ventajas y desventajas propias pero la experiencia clínica y los resultados a largo plazo, favorecen el uso de barras fresadas.

Prótesis fijo-removible

Si el número de implantes es de cuatro o más, con una distribución que abarque una amplia extensión de la mandíbula, se puede realizar una prótesis que además de ser retenida a los implantes por cualquiera de los sistemas descritos, será totalmente soportada por ellos.

Las barras coladas, posteriormente fresadas o tratadas con electroerosión son, en general, la mejor alternativa protética en estas situaciones. Se trata de una barra obtenida por colado, que se fija sobre los implantes y sobre la cual se acoplará una supraestructura, construida en cromo cobalto, que adapta sobre la barra y que servirá de sostén a la prótesis.

El uso de barras coladas en sobredentaduras es un sistema de retención bastante seguro, no obstante en muchas ocasiones no es suficiente por lo que se ha ido modificando el diseño primitivo de las mismas con el objeto de aumentar la retención y estabilidad de la prótesis.

Una de estas modificaciones consiste en aumentarlas en sentido vertical y hacerlas de sección cuadrangular de manera de obtener superficies paralelas,

ya que el paralelismo mejora notablemente las condiciones de retención, para lo cual, se las somete a procedimientos tales como el microfresado, que consiste en pulir las paredes axiales de la barra para conseguir paralelismo entre ellas, lo que proporciona mayor estabilidad ántero-posterior, consiguiendo así mayor retención y prepararla para la confección de la supraestructura.

Con el objeto de mejorar aún más la retención entre ambas estructuras, se las puede someter a un proceso denominado electroerosión, que consiste en la remoción de partículas metálicas utilizando series de descargas eléctricas, creando un circuito del que la infra y supraestructura forman parte, funcionando como electrodos. De esta forma, se consigue una gran precisión de ajuste entre ambas. Es posible también para incrementar la retención y estabilidad y sobretodo para proveer fijación a la prótesis, incorporar distintos sistemas de fijación adicional como ataches o trabas.(20).

Este tipo de prótesis implantosoportadas, denominadas prótesis fijo-removibles pueden emplearse tanto en maxilar superior como inferior.

Para su construcción, una vez obtenidos los modelos de trabajo con los análogos de los implantes colocados, y montados en articulador, se realiza una prueba de dientes para valorar la oclusión, la estética y el espacio para la barra y sobre estos modelos se construye el patrón de la infraestructura que se puede realizar en cera, en resina autopolimerizable o con una combinación de ambas.

Esta infraestructura tiene que cumplir una serie de requisitos (22):

1. La altura o dimensión oclusocervical de la barra no debería ser menor de 4 mm.
2. El ancho o dimensión vestibulo-lingual se determina por el ancho de los cilindros y por el mecanismo de fijación que se vaya a emplear, pero tampoco debería ser menor de 4mm.
3. Las paredes vestibular y lingual van a tener una conicidad hacia oclusal de 2 grados para facilitar un buen ajuste mediante la fricción con la supra-estructura. Esta conicidad se realiza mediante un microfresado. (50,51).
4. Debe existir un espacio suficiente entre la superficie de la infraestructura y los tejidos blandos subyacentes, de manera que permita un buen acceso para facilitar la higiene oral del paciente.
5. Por último se debe determinar los lugares donde se alojaran los elementos retentivos que estarán incorporados en la infraestructura.

Una vez confeccionado el patrón de la infraestructura se procede al colado, tras lo cual se realiza el pulido y acabado.

Sobre la infraestructura terminada, se elabora la supraestructura, para lo cual existen dos métodos: o se toma una impresión de la infraestructura y se realiza un modelo sobre el que se confecciona la supraestructura, o se hace el modelado directamente sobre la infraestructura.

La supraestructura también ha de cumplir una serie de características:

- 1- Las paredes periféricas deben tener un espesor mínimo de 1 mm.
- 2- A nivel oclusal el espesor mínimo será de 2mm.
- 3- La supraestructura forma parte de la prótesis que una vez terminada incluirá los dientes artificiales.
- 4- En la supraestructura van incorporados los elementos retentivos que se alojaran en los orificios, pocillos, etc., realizados en la infraestructura.

Obtenidas ambas estructuras, se procede a soldar sobre orificios o pocillos, realizados en la supra o infraestructura durante el modelado, los diferentes elementos de fijación adicional.

Existe una gran variedad de elementos para aumentar la retención de la supra a la infraestructura. Muchos de los ataches descritos anteriormente, como el Ceka, Dalla Bona, O Ring, pins de fricción paralela (13,17) y el sistema ERA pueden ser utilizados. También pueden colocarse magnetos, pero los más efectivos son los que no solo aumentan la retención sino que proveen verdadera fijación como los ataches de cerrojo-bisagra, ataches de cerrojo pivot, bielas o los que poseen un perno de fijación con un eje de inserción antagónico al de la prótesis como el MK1 o los anclajes de pasador. (Fotos 7, 8, 9).

Este tipo de prótesis posee las siguientes ventajas:

- 1- Se consiguen muy buenos resultados estéticos, ya que permite adaptar perfectamente los tejidos blandos. Especialmente en pacientes

con labios cortos o con falta de soporte labial que da lugar a surcos muy marcados y labios hundidos. (23).

- 2- Se solucionan los problemas fonéticos que presentan las prótesis fijas implantosoportadas al permitir el escape de aire por las troneras. En este tipo de prótesis es posible realizar un faldón sobre la cresta alveolar que impide el escape de aire, se evita la construcción de elevaciones en prótesis fijas para restringir el flujo de aire y se mejora la dificultad de pronunciación que producen los contornos dentarios irregulares. (25).
- 3- El aumento de la resistencia, de la estabilidad y de la durabilidad que se consigue con esta prótesis permite disponer de una buena solución en casos de problemas de relaciones intermaxilares.
- 4- Permite corregir los implantes mal posicionados (31,52), que en muchas ocasiones las dificultades anatómicas o las malas características que presenta el hueso impiden colocar los implantes en la posición planeada, lo que plantea problemas estéticos y funcionales en el momento de colocar la prótesis (25). Con la infraestructura que va atornillada a los implantes se pueden corregir estas malposiciones independientemente de que ello sea el resultado de un error quirúrgico o de un patrón reabsortivo. (53).
- 5- Esta clase de prótesis puede ser empleada también en las situaciones que requieren prótesis maxilofaciales intraorales.

También presenta ventajas respecto a la prótesis fija implantosoportada tanto atornillada como cementada. Permite conseguir mejor estética y fonética y ade-

más proporciona mejor acceso para una correcta higiene (20,21) porque puede ser removida a voluntad del paciente.



VENTAJAS

- Fija / Removible
- Máxima Retención y Estabilidad
- Máxima Eficacia Masticatoria
- Higiene más sencilla
- Control sobre Perfil y Contornos Faciales.

DESVENTAJAS

- Difícil Manipulación por parte del paciente.

Cuadro 5



Foto 7: Infraestructura para una Prótesis fijo/removible.

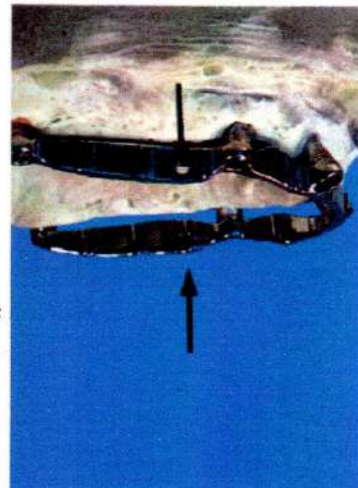


Foto 8: Oquedades donde trabarán los cierres de la supraestructura.

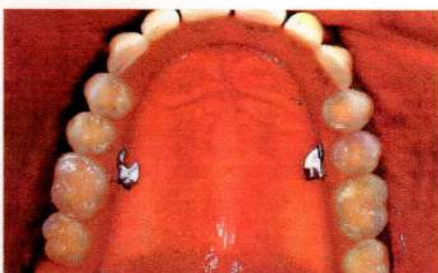


Foto 9: Vista oclusal de una traba tipo cerrojo bisagra.

Las prótesis fijo removibles pueden ser construidas cualquiera sea el sistema de implantes utilizado.

Desde el punto de vista clínico, no siempre se puede utilizar este método. En ocasiones no existe el suficiente espacio para dar cabida a ambas estructuras. Además es importante informar al paciente de las ventajas y desventajas de estas prótesis fijo-removibles, porque aunque la retención y la sensación del paciente es la misma que con una prótesis fija, es necesario remover la prótesis cada día para realizar una correcta limpieza (20), por lo que el paciente debe conocer las características especiales de su restauración y es necesaria cierta habilidad del mismo para manejar los cierres que determinan la fijación de la prótesis, por lo que personas mayores o con limitaciones de sus capacidades psicomotrices no serían candidatas a estas restauraciones y, paradójicamente, es el grupo poblacional que más las necesita.

OBJETIVOS

OBJETIVO GENERAL

- Desarrollar, con el auxilio de la microingeniería, sistemas de fijación para prótesis fijo/removible implantosoportada y/o implantoretenida de control manual, automático o semiautomático, que puedan ser accionados a voluntad del paciente de manera sencilla.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Introducir a la microingeniería en el campo de la prostodoncia.
- Diseñar trabas o cierres de fácil manejo para el paciente, que cumplan con los requisitos de retención y fijación para prótesis sobre barras.

- Desarrollar sistemas de fijación mediante microactuadores manuales, automáticos y/o semiautomáticos que, incluidos en el cuerpo de la prótesis, regulen su fijación a la barra.
- Identificar las propiedades necesarias de los materiales a utilizar para la fabricación de los dispositivos.
- Seleccionar los metales más apropiados para cada caso.
- Comprobar en modelos experimentales el funcionamiento de cada sistema de fijación.



INTRODUCCIÓN A LA MICROINGENIERÍA

¿Qué es la Microingeniería?

La microingeniería se refiere a la tecnología y práctica de fabricar estructuras tridimensionales y dispositivos con dimensiones del orden de micrómetros.

Las dos tecnologías de construcción de la microingeniería son la microelectrónica y el micromaquinado. La microelectrónica produce circuitos electrónicos en chips de silicio, y es una tecnología muy bien desarrollada. Micromaquinado es el nombre de las técnicas usadas para producir las estructuras y partes móviles de los dispositivos microconstruidos. (54).

Uno de los principales éxitos de la microingeniería es la capacidad de integrar circuitos en estructuras micromaquinadas, para producir sistemas completamente integrados (microsistemas). Estos sistemas tienen la ventaja del bajo costo, fiabilidad y pequeño tamaño, como los chips de silicio que se producen en la industria microelectrónica.

Cuando se consideran dispositivos pequeños, una cantidad de efectos físicos tienen un significado diferente a escala micrométrica respecto a la escala macroscópica. El interés en la microingeniería ha producido un renovado interés en diversas áreas que tratan con el estudio de esos efectos a escala microscópica. Esto incluye áreas como la micromecánica, la cual analiza las partes móviles de los dispositivos microconstruidos.

El micromaquinado de silicio, es el más importante y es una de las mejores técnicas que se han desarrollado. Silicio es el material usado en la producción de circuitos microelectrónicos y es el material adecuado para la producción de microsistemas. (56).

El láser "Excimer" es un láser ultravioleta que puede ser usado para micromaquinar diversos materiales sin que éstos sean calentados (muchos otros láseres remueven material mediante su fundido o evaporación). El láser "Excimer" se presta para maquinar materiales orgánicos (como polímeros). (57).

LIGA es una técnica que se usa para producir patrones para la fabricación de gruesos componentes micromaquinados. Estos componentes que pueden ser realizados de una variedad de materiales, poseen la desventaja de requerir rayos X de una fuente de sincrotrón. (57,58).

Fotolitografía

La fotolitografía es la técnica básica para definir la forma de las estructuras micromecánicas. La técnica es básicamente la misma que se usa en la industria microelectrónica.

La figura 1a muestra una película delgada de algún material (p.e. dióxido de silicio) sobre un substrato de algún otro material (p.e. una oblea de silicio). Se desea que parte del óxido sea selectivamente removido de manera que sólo permanezca en áreas particulares sobre la oblea de silicio (*ver figura 1f*).

Primero se produce una máscara. Esta es típicamente un patrón de cromo sobre una placa de vidrio. Luego se cubre la oblea con un polímero (fotorresist, llamado también resist), que es sensible a la luz ultravioleta (*ver figura 1b*). La luz ultravioleta es entonces dirigida hacia el fotorresistor a través de la máscara (*ver figura 1c*). El resist es entonces activado y adquiere el patrón de la máscara (*ver figura 1d*). (55).

Hay dos tipos de fotorresist: positivo y negativo. Cuando la luz ultravioleta incide sobre el resitor positivo, lo debilita, de manera que cuando el resist es eliminado se tiene la transferencia de una imagen positiva. Lo contrario ocurre con el resist negativo. Cuando la luz ultravioleta incide sobre el resist, lo endurece, de modo que cuando el resist que no fue expuesto es eliminado, se tiene una imagen negativa de la máscara.

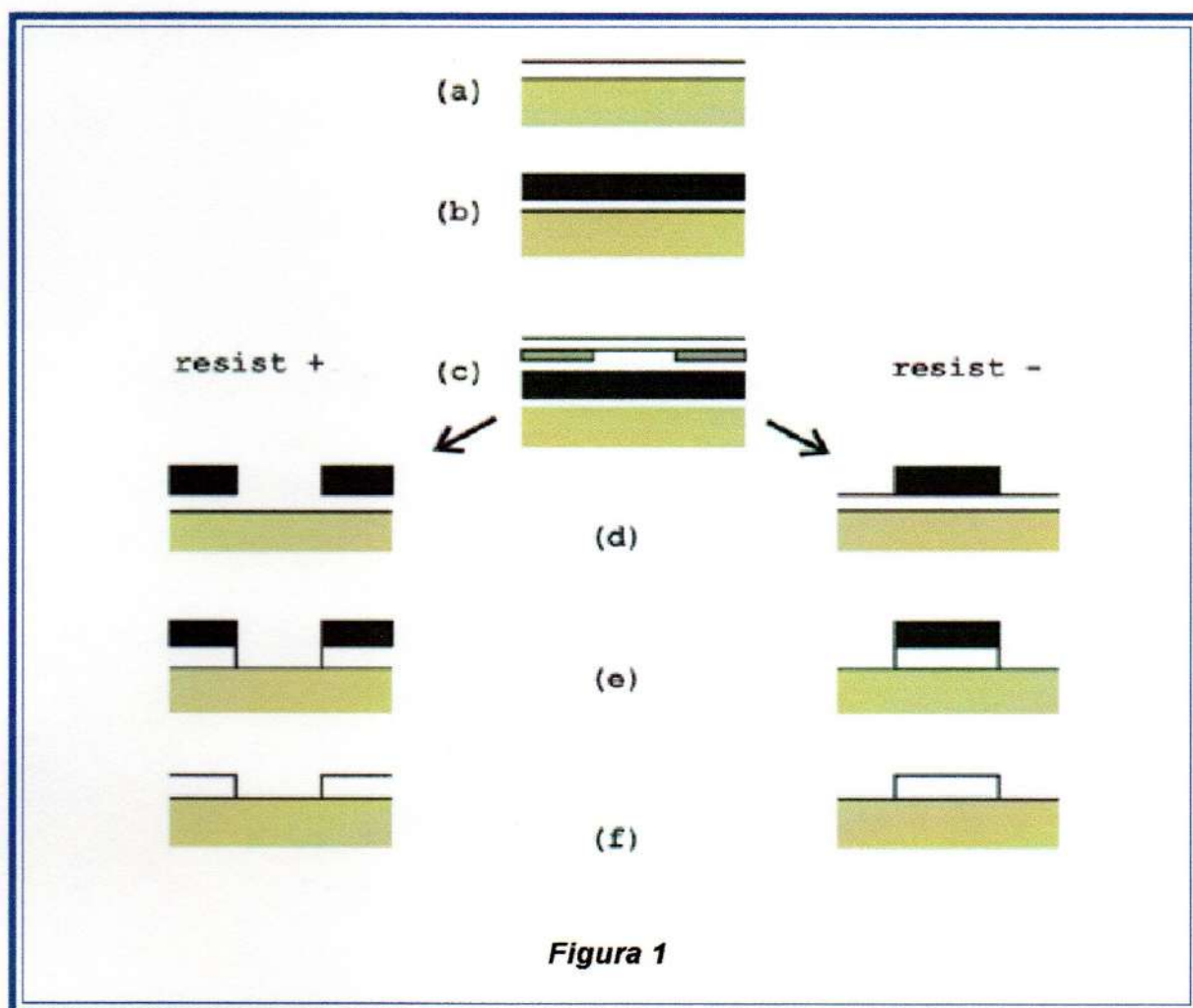


Figura 1

Una solución química (o algún otro método). es usada para remover el óxido donde estén expuestas las aberturas en el resitor (*ver figura 1e*). Finalmente el resist es eliminado, manteniendo los patrones de óxido (*ver figura 1f*).

Micromaquinado de silicio

Hay un número de técnicas básicas que pueden ser usadas para transferir patrones en películas delgadas que hayan sido depositadas sobre una oblea de silicio, y patrones sobre el mismo silicio para formar un conjunto de microestructuras básicas (micromaquinado de sustrato). Las técnicas para depositar y trans-

ferir patrones en películas delgadas pueden ser usadas para producir microestructuras sobre la superficie del silicio (micromaquinado de superficie). Las técnicas de grabado electroquímico han permitido que se incrementen las técnicas de micromaquinado, inclusive las técnicas de sellado pueden ser utilizadas para producir estructuras multicapa.

Técnicas Básicas

Hay tres técnicas básicas asociadas con el micromaquinado de silicio. Estas son el depósito de películas delgadas, la eliminación de este material mediante soluciones químicas, y la eliminación de materiales mediante técnicas de grabado en seco. Otra técnica utilizada es la introducción de impurezas en el silicio para cambiar sus propiedades eléctricas.

Películas delgadas

Hay un número de diferentes técnicas que facilitan el depósito o formación de películas muy delgadas (del orden de micrómetros o menores). de diferentes materiales sobre una oblea de silicio (u otro substrato adecuado). Estas películas pueden adquirir patrones geométricos usando técnicas fotolitográficas y adecuadas técnicas de grabado. Los materiales comunes son dióxido de silicio (óxido), nitruro de silicio (nitruro), silicio policristalino (poly) y aluminio.

Existen otras técnicas para depositar metales nobles, como el oro, aunque este último contamina los circuitos microelectrónicos y originan su falla. Por eso, cualquier oblea de silicio con metales nobles se procesa con equipo especializado para ese propósito. A menudo los metales nobles adquieren patrones geométricos usando un método conocido como *"lift off"*, en lugar de grabado seco o húmedo.

A menudo el fotorresist no es suficientemente duro para resistir el grabante requerido. En estos casos una película delgada de un material resistente (óxido o nitruro) es depositada y fotolitográficamente definida. El óxido/nitruro actúa como protección durante el grabado del material inferior (*"underlying"*). Cuando este último es completamente grabado, la película de protección es eliminada. (28).

Grabado Húmedo

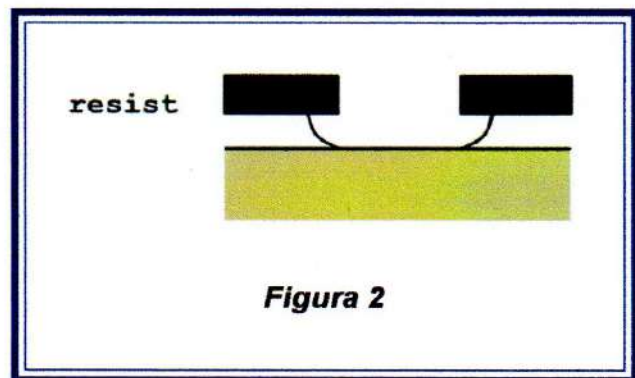
El grabado húmedo se refiere a la remoción de materiales mediante la inmersión de la oblea en una solución que contiene el grabante químico. Los grabantes húmedos caen dentro de dos categorías: grabantes isotrópicos y anisotrópicos.

Los primeros remueven el material en todas direcciones a la misma velocidad, mientras que los últimos atacan al silicio a diferentes velocidades en dife-

rentes direcciones, lo que permite tener mejor control de las dimensiones y las geometrías. Algunos grabantes atacan al silicio a diferentes velocidades dependiendo de la concentración de impurezas.

Los grabantes isotrópicos son comunes para el óxido, nitruro, aluminio, poly, oro y silicio. Algunos de estos grabantes atacan el material horizontalmente bajo la máscara a la misma velocidad que ataca al resto del material. Esto es ilustrado para una película delgada de óxido sobre una oblea de silicio en la figura 2, usando HF (ácido fluorhídrico). (56).

Esto ilustra el grabado húmedo isotrópico de un film de material. La photoresist es negra y el sustrato amarillo. El film es grabado a través y continua para el cortado de la máscara.

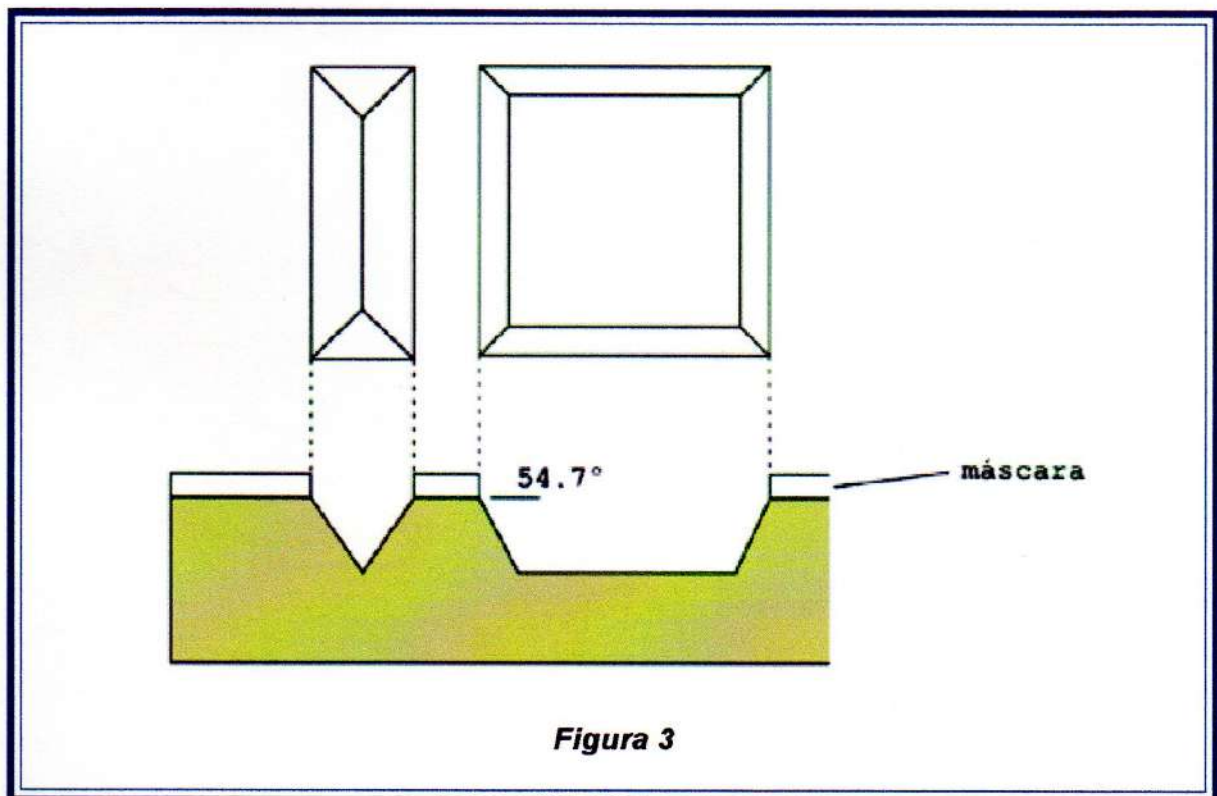


Los grabantes anisotrópicos atacan diferentes planos cristalográficos en silicio a diferentes velocidades. La solución más popular es el hidróxido de potasio (KOH).

Cabe señalar que las obleas de silicio son rebanadas obtenidas de un largo lingote que fue crecido de una semilla cristalina. Por lo tanto, los átomos de silicio están arreglados en una estructura cristalina, y la oblea que resulta es silicio mo-

nocrystalino. Cuando se adquieren obleas de silicio, el fabricante especifica cuál es el plano del cristal paralelo al corte de obtención de la oblea.

Las estructuras más simples que pueden ser formadas con KOH al grabar una oblea de silicio con orientación cristalina (100). se muestran en la figura 3. Estos son canales en forma de V, o cavidades cuyas paredes forman un ángulo respecto a la superficie del silicio.



Tanto el óxido como el nitruro se graban lentamente en KOH. El óxido puede ser usado como máscara si el grabado en KOH es por periodos cortos de tiempo. Para periodos largos, el nitruro es la máscara de protección que se graba más lentamente en soluciones de KOH.

Grabado dependiente de la concentración de impurezas. Altas dosis de boro en silicio reducen la velocidad de grabado por varios órdenes de magnitud.

Los átomos de boro son introducidos en obleas de silicio por un proceso conocido como difusión. Una máscara de óxido grueso se forma sobre la oblea y se transfieren los patrones, de manera que la superficie del silicio esté expuesta a la introducción de boro (*ver figura 4a*). En la práctica, la oblea es colocada en un horno en contacto con una fuente de difusión de boro. Conforme transcurre el tiempo los átomos de boro migran hacia el interior del silicio. Una vez que se completa la difusión, la máscara de óxido es eliminada (*ver figura 4b*).

Una segunda máscara puede ser usada para transferir un patrón antes que la oblea sea introducida en una solución de KOH. Esta solución graba el silicio que no está protegido por la máscara, y ataca alrededor del silicio dopado con boro (*ver figura 4d*).

Los átomos de boro pueden ser introducidos en las obleas de silicio tan profundamente como 20 μm , por periodos de 15 a 20 horas. Sin embargo, es deseable mantener el tiempo en el horno tan corto

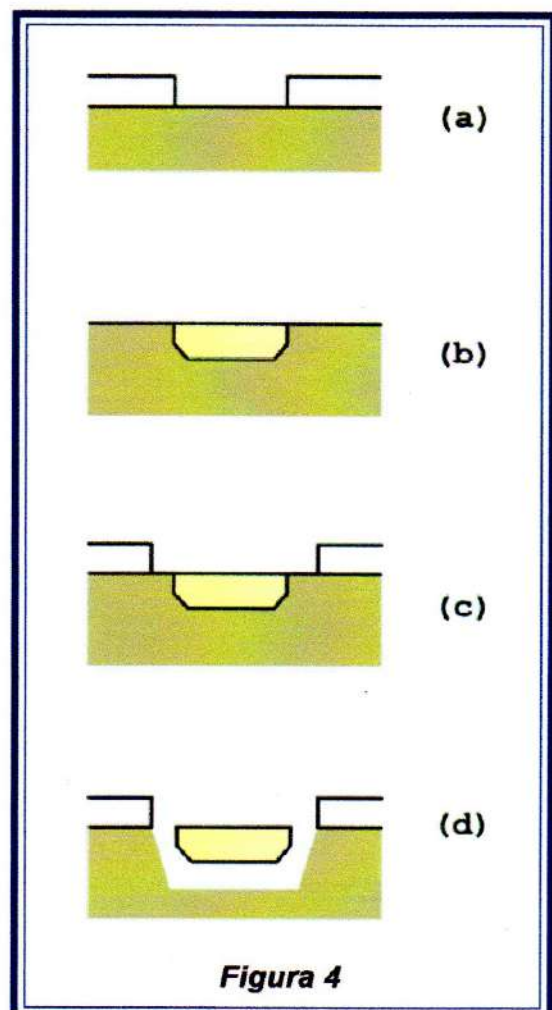


Figura 4

como sea posible. El grabado de la oblea con KOH por la parte superior puede ser un problema para grabar los planos del cristal que están debajo del silicio p+. En esos casos la oblea puede ser grabada por la parte posterior, aunque esto implica grandes tiempos de grabado. Usar altas concentraciones de boro implica que los circuitos microelectrónicos no pueden ser fabricados directamente sobre la región altamente impurificada. (56).

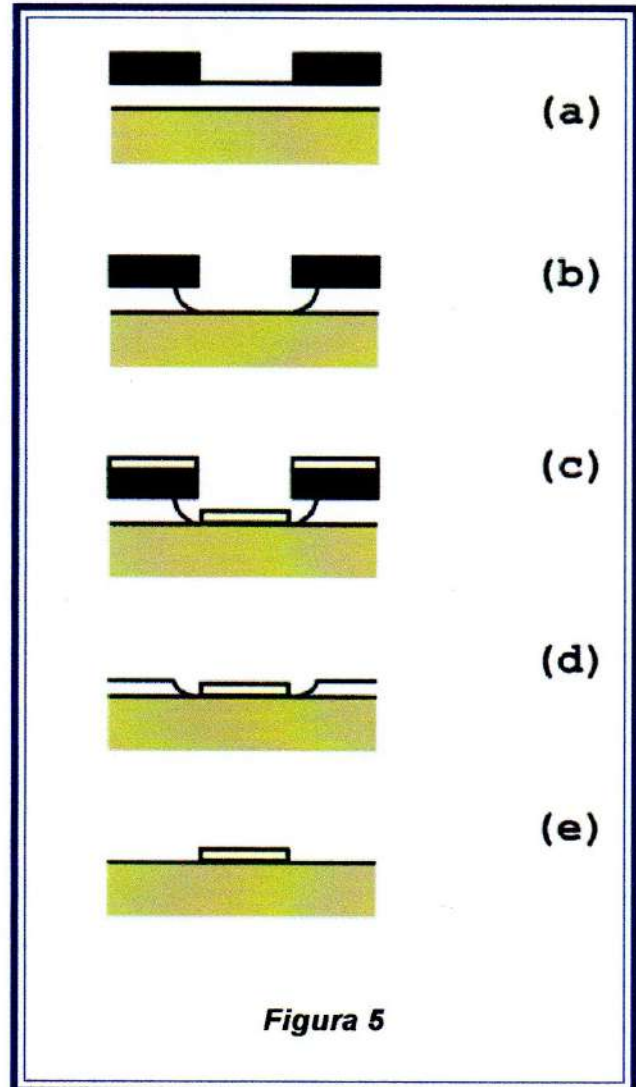
Grabado Seco

La técnicas de grabado seco más común es la que usa iones reactivos (Reactive Ion Etching). En esta técnica los iones son acelerados hacia los materiales a ser grabados, y la reacción grabante es mejorada en la dirección de viaje del ion. RIE es una técnica de grabado anisotrópico, con la que profundos canales y cavidades (mayores a 10um). de formas arbitrarias con paredes verticales pueden ser fabricadas en una variedad de materiales que incluyen al silicio, óxido y nitruro. A diferencia del grabado húmedo anisotrópico, el grabado con RIE no está limitado por los planos cristalográficos del silicio. (59).

Lift off

Esta es una técnica usada a menudo para transferir patrones en metales nobles.

Para ilustrar esta técnica, considerar el depósito de una película auxiliar (p.e. óxido). Una capa de resist es depositada sobre el óxido y mediante fotolitografía se define el patrón deseado (ver figura 5a). Luego el óxido es grabado con una solución húmeda, de manera que se elimine parte del óxido que está debajo del resist (ver figura 5b). El metal se deposita mediante evaporación (figura 5c) y el patrón de metal es efectivamente definido por las regiones sin resist (figura 5d), el cual es removido con el metal no deseado. Finalmente la película auxiliar es eliminada, obteniendo el patrón de metal requerido (figura 5e). (59).



Hay técnicas lift off en el cual sólo se requiere de fotoresist, mientras que en la técnica lift off asistida se usa una capa intermedia para asegurar un limpio "levantamiento" y un patrón bien definido de metal. Cuando se depositan metales nobles es deseable depositar una película delgada de un metal activo (como Cromo) para asegurar una buena adherencia.

Estructuras Básicas

Una de las más simples y obvias estructuras, es el aislamiento de conductores eléctricos. Una posible aplicación podría ser el uso de campos eléctricos para manipular celdas individuales.

El grabado con KOH puede formar fácilmente canales V o cavidades con paredes estrechas en el silicio (ver figura 3 y figura 6).

Usando soluciones de KOH también se pueden producir estruc-

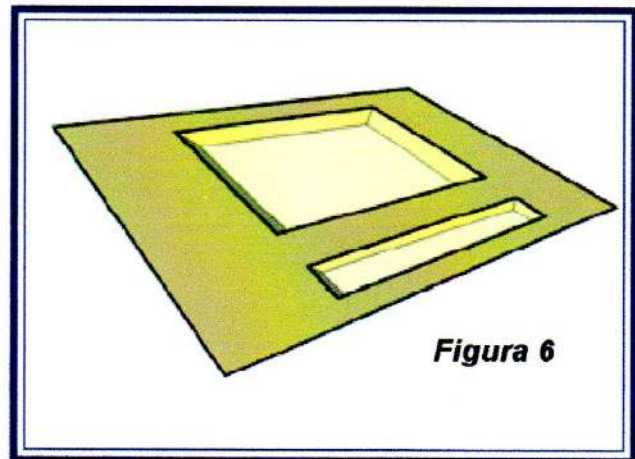


Figura 6

turas como las que se muestran en la figura 7. Cuando se construyen estas estructuras, las esquinas pueden resultar biseladas (ver figura 7b). en lugar de esquinas rectas. Para compensar este defecto, las mascarillas se diseñan para incluir estructuras adicionales. Esas estructuras de compensación son diseña-

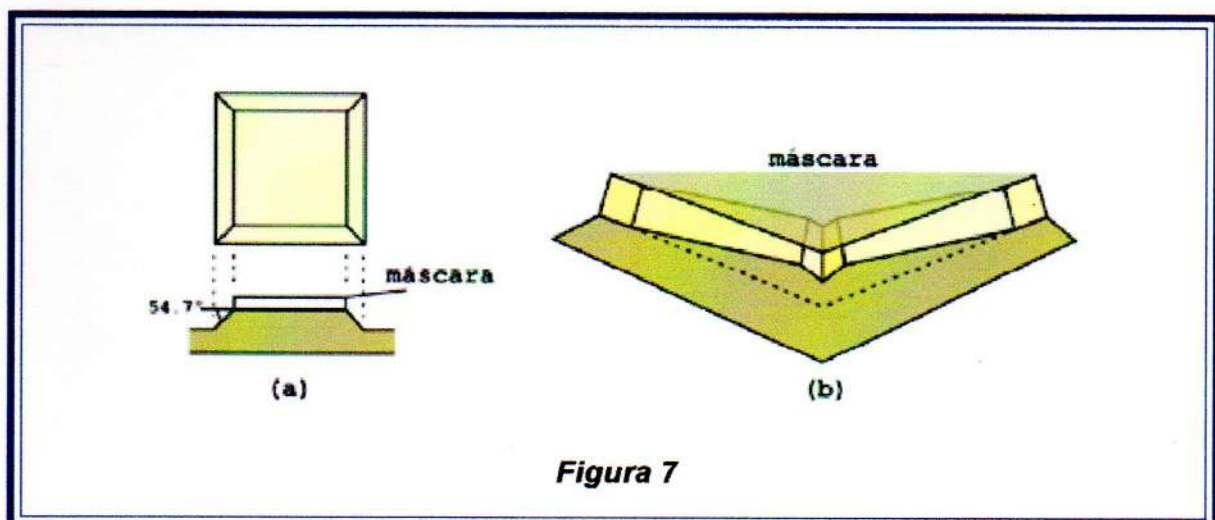


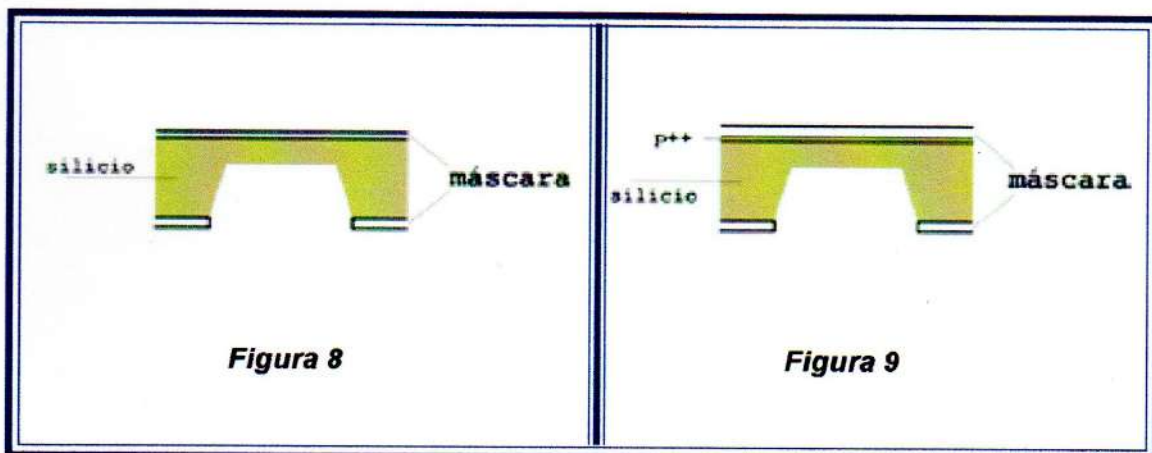
Figura 7

das de manera que éstas sean grabadas hasta donde la estructura básica forma un ángulo de 90°. El problema de usar estas compensaciones para formar ángulos rectos es que éstos ponen un límite sobre el mínimo espaciado entre las estructuras básicas. (60).

Los diafragmas de silicio de 50um de grosor, o mayores, pueden ser hechos grabando la parte posterior de la oblea con soluciones de KOH (ver figura 8). El grosor del diafragma se controla con el tiempo de grabado. En la práctica, se tiene siempre un error en el grosor final del diafragma.

Para diafragmas más delgados, alrededor de 20um, se puede usar boro para detener el proceso de grabado con KOH (ver figura 9). En esta técnica, el grosor del diafragma es dependiente de la profundidad a la cual el boro fue introducido en el silicio.

La aplicación básica de los diafragmas de silicio es la fabricación de sensores de presión. El cual puede ser adaptado para ser usado como sensor de aceleración. (60).



El grabado dependiente de la concentración también puede ser usado para construir puentes angostos, o trampolines. La figura 10.a muestra un puente definido por una difusión de boro tendida sobre una cavidad que fue grabada por la parte posterior de la oblea con KOH. Un trampolín construido por el mismo método se muestra en la figura 10.b.

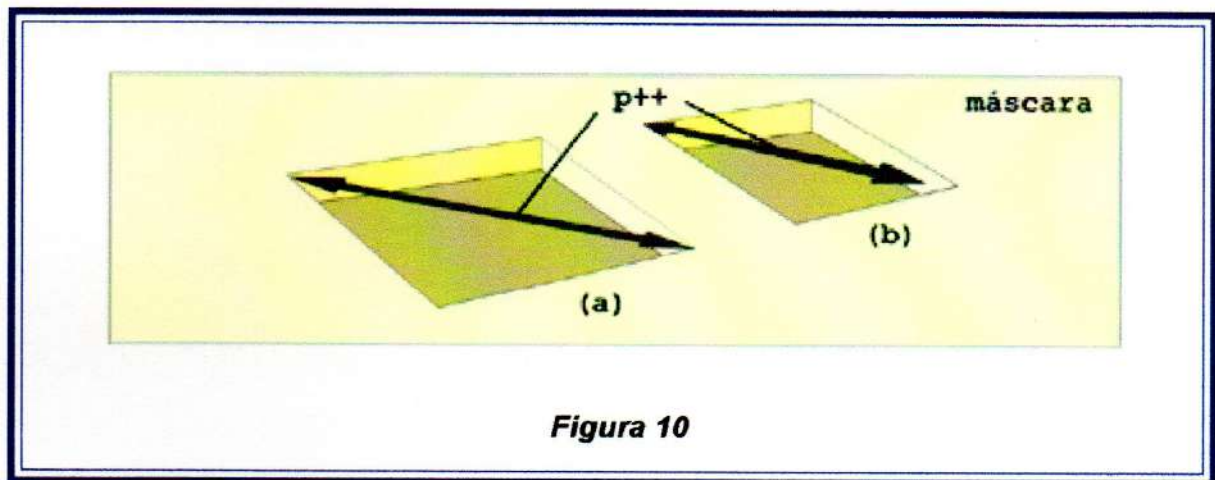


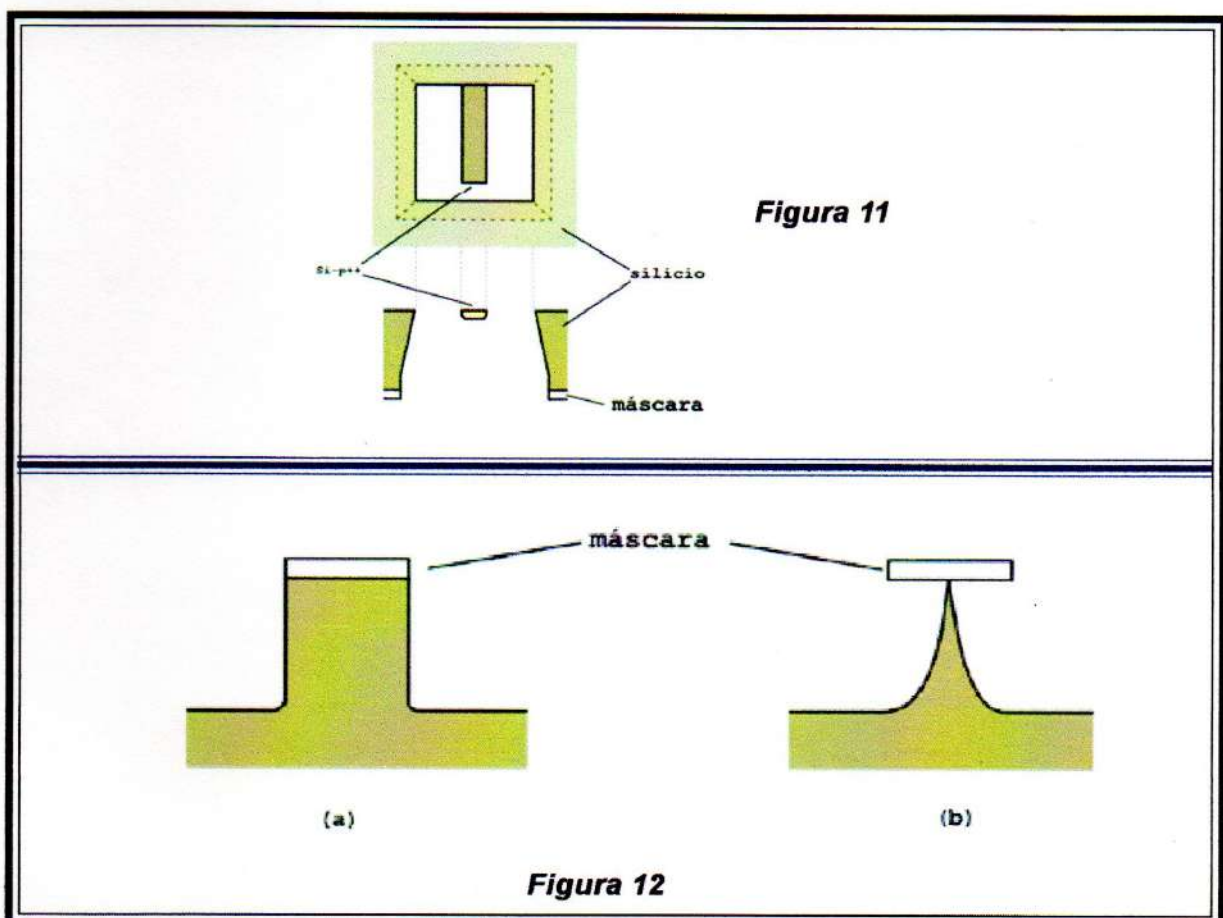
Figura 10

El puente y trampolín se proyectan sobre la diagonal de la cavidad para asegurar que no serán grabados por el KOH. Estructuras más complejas pueden ser diseñadas con esta técnica, y más cuidados se deben tener al usar KOH.

Si se desea construir micropuentes o trampolines de una orientación diferente, la oblea puede ser grabada por la parte posterior para asegurar que la estructura esté suspendida del silicio (*ver figura 11*). Durante el grabado es necesario que el frente de la oblea esté adecuadamente protegida del ataque del KOH. Otra opción es fabricar un diafragma, y construir el puente o trampolín usando grabado seco (RIE).

La aplicación directa de trampolines y micropuentes es como resonadores. La estructura puede ser puesta a vibrar a su frecuencia fundamental, y cualquier influencia externa que cause un cambio en la masa, longitud, etc., se manifiesta como un cambio en frecuencia. En estos diseños se debe asegurar que sólo las cantidades a ser medidas, provoquen un cambio significativo en la frecuencia.

Una combinación de grabado seco y grabado húmedo isotrópico puede ser usado para formar puntos muy agudos. Primero una columna de lados verticales es grabada usando RIE (ver figura 12a), luego un grabante húmedo elimina el material que está debajo del enmascarante hasta formar una punta muy fina (ver figura 12b). En un paso posterior, es eliminado el enmascarante.



Puntas muy delgadas pueden ser fabricadas sobre el extremo de un trampolín para ser usados como prueba en microscopía de fuerza atómica. Esta técnica puede ser usada para producir agujas y pequeñas navajas. (60).

Micromaquinado de Superficie

El grabado anisotrópico húmedo y las técnicas de grabado dependientes de la concentración, son conocidas como técnicas de micromaquinado del cuerpo. Este nombre es debido a que se graba el substrato de silicio hasta obtener la estructura deseada. Las técnicas de grabado superficial se refieren a la obtención de estructuras, una vez que se graban diferentes películas sobre la superficie de la oblea de silicio (u otro adecuado substrato).

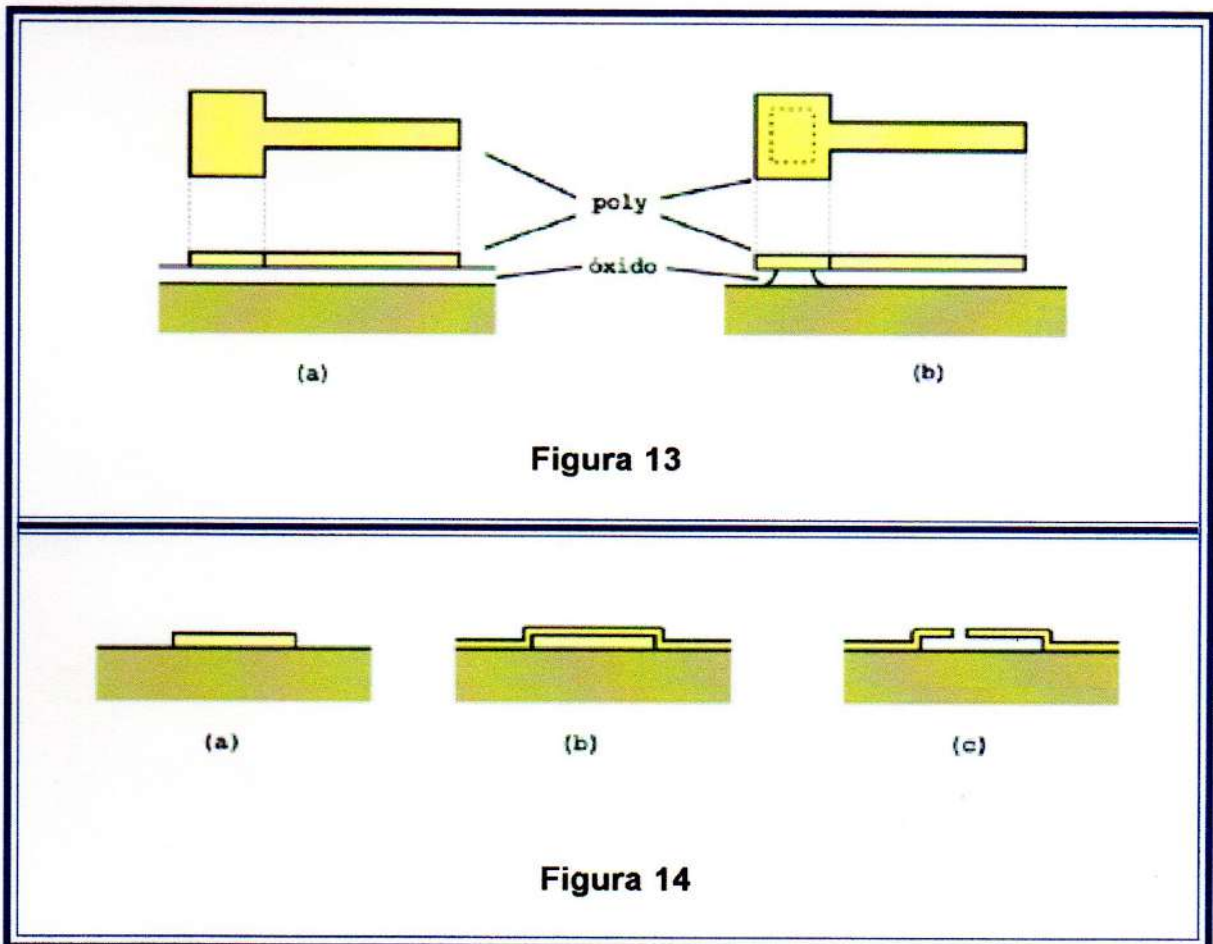
Esta técnica usa dos películas de diferentes materiales, un material estructural y otro llamado de sacrificio. Estos materiales son depositados y grabados (usando técnicas de grabado seco). en una secuencia establecida. Finalmente, el material de sacrificio es removido (usando un grabado húmedo). hasta obtener la estructura deseada.

Como ejemplo considerar el trampolín que se muestra en la figura 13. Una película de óxido de sacrificio es depositada sobre la superficie de la oblea. Luego, una capa de polisilicio se deposita, y se define un patrón usando RIE (ver figura 13a). La oblea es entonces introducida en una solución para remover el

óxido bajo el trampolín. En este proceso, la oblea es sacada de la solución antes de que todo el óxido sea removido.

Una variedad de diferentes cámaras pueden ser fabricadas sobre la superficie del silicio usando micromaquinado superficial. En la figura 14 la cámara es definida por un volumen de óxido de sacrificio (ver figura 14a). Al depositar una película de polisilicio, con RIE se abre una pequeña ventana a través de la cual, una solución grabante remueve el óxido (ver figura 14c).

Superficies micromaquinadas pueden producir potencialmente estructuras tan complicadas tales como pinzas microingenieriles y trenes de engranajes. (61).



Grabado electroquímico del silicio

Una de las técnicas de grabado electroquímico del silicio es la denominada técnica de pasivación.

En esta técnica una oblea con una determinada concentración de impurezas es usada, y otra impureza diferente es difundida o implantada. Esto forma un diodo de unión, y es la unión la que limita la estructura a ser diseñada. Cuando un potencial eléctrico se aplica a la unión, la oblea es introducida en una solución grabante (como KOH). Esto es realizado de tal forma que cuando la solución alcanza la unión, una capa de óxido (película de pasivación) se forma para proteger al silicio de futuros grabados.

Esta es otra técnica de micromaquinado del cuerpo y es similar a la técnica de grabado dependiente de la concentración. La ventaja de esta técnica electroquímica es que requiere muy bajas concentraciones de impurezas, y las estructuras que resultan son más compatibles con la fabricación de circuitos microelectrónicos. (61).

Sellado de Obleas

Hay un número importante de métodos para sellar obleas de silicio micromaquinadas con otros substratos.

Una de estas técnicas es el sellado anódico (sellado electrostático), donde la oblea de silicio y un substrato de vidrio son puestas en contacto y sometidas a alta temperatura. Luego un campo eléctrico intenso es aplicado en la unión y se genera un fuerte enlace entre los dos materiales. La figura 15 muestra una placa de vidrio sellada a una oblea de silicio micromaquinada para formar un canal, a través del cual un fluido puede circular.

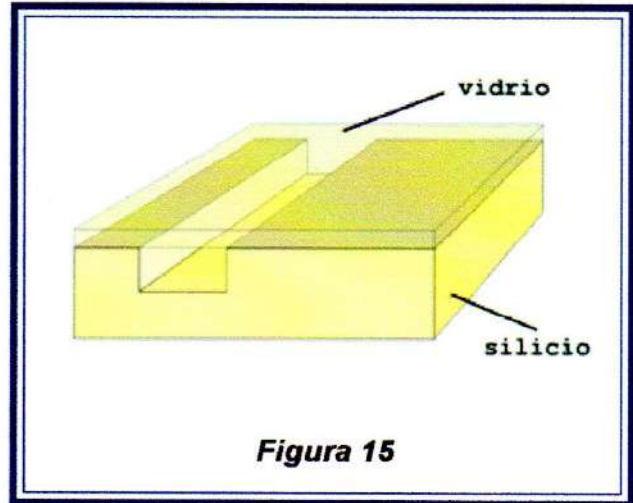


Figura 15

Es posible sellar obleas de silicio directamente usando una moderada presión bajo el agua (sellado directo de silicio).

Otras técnicas de sellado incluyen el uso de adhesivos o fotorresist. Aún cuando el sellado anódico y el sellado directo forman uniones muy fuertes, presentan la desventaja de requerir superficies muy planas y limpias.

Las técnicas de sellado de obleas pueden ser combinadas con algunas estructuras micromaquinadas básicas para formar válvulas y/o bombas de algún sistema de microfluídos.

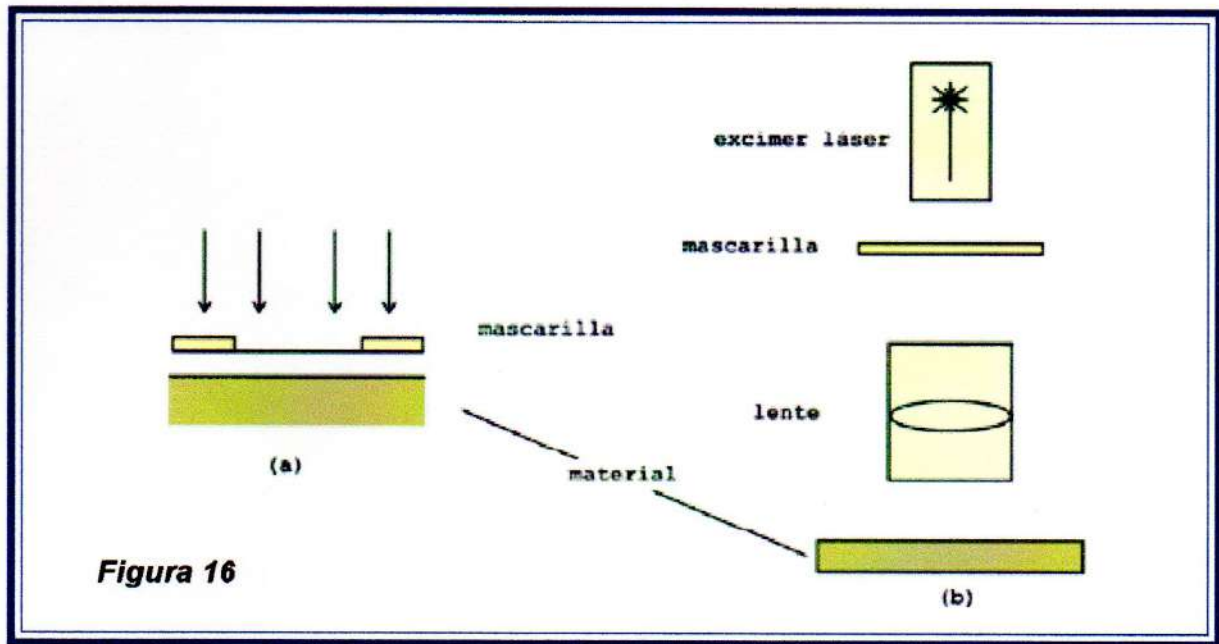


Micromaquinado usando láser “Eximer”

La aplicación de estos láseres es en el micromaquinado de materiales orgánicos (plásticos, polímeros, etc). La razón es que este láser no remueve el material por calcinamiento o evaporación, como otros láseres, de manera que el material adyacente al área maquinada no es alterada o malformada por efectos de calentamiento.

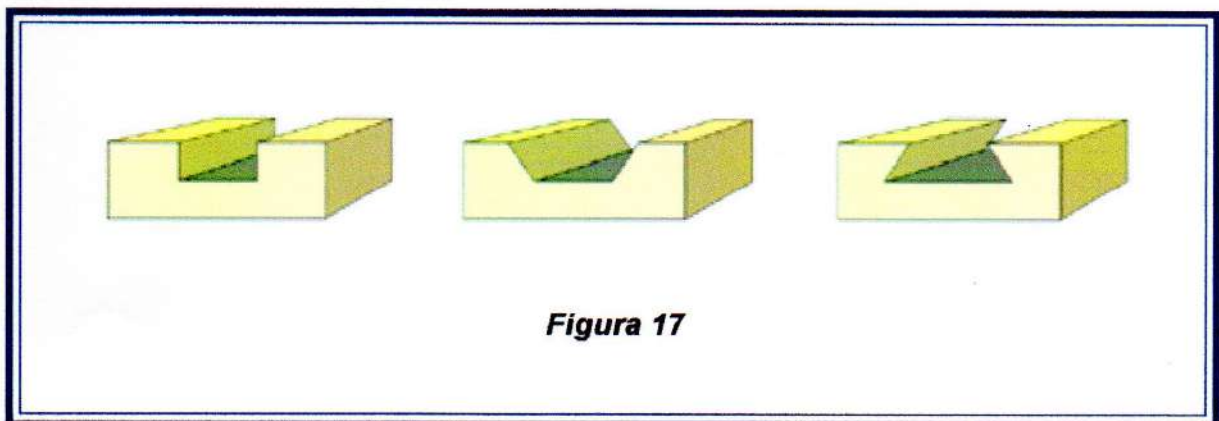
Cuando se maquina un material orgánico el láser es pulsado, removiendo material en cada pulso. La cantidad de material que se elimina es dependiente del tipo de material a maquinar, del ancho del pulso y de la intensidad (mayor a un umbral I_r). de la luz del láser. Para intensidades menores a I_r y dependiendo del material, la luz del láser no afecta. Y cuando la intensidad se incrementa arriba del umbral, la profundidad del material que se remueve por pulso aplicado también se incrementa. Esto permite tener control de la profundidad del corte mediante el conteo del número de pulsos. (57).

La forma de las estructuras que se producen se controla usando como sobre cuarzo, como las máscaras producidas para fotolitografía. En el sistema más simple, la máscara es colocada con el material a ser maquinado, y la luz del láser es dirigido hacia aquel (*ver figura 16a*). Un método versátil y más sofisticado, involucra proyectar la imagen de la máscara hacia el material (*ver figura 16b*). Este último es removido selectivamente una vez que la luz incide sobre él.



Esta técnica permite construir estructuras de paredes verticales y ajustando la óptica, se pueden producir estructuras con paredes inclinadas (ver figura 17).

El láser excímer tiene más aplicaciones que las mencionadas en este documento. Una aplicación es el maquinado de la córnea del ojo para cambiar sus propiedades ópticas.



LIGA

Es un acrónimo alemán y es usado para definir el proceso Lithographie, Galvanoformung, Abformung. Esta técnica es capaz de producir estructuras muy bien definidas (mayores a 1 mm).

Este proceso, como originalmente se diseñó, usa fotolitografía de rayos X para transferir patrones en películas gruesas de fotorresist. Los rayos X, de una fuente de sincrotrón, son dirigidos a través de una mascarilla especial hacia la gruesa película de resist (sensible a rayos X), la cual cubre un sustrato (ver figura 18b).

El patrón formado es galvanizado con metal (ver figura 18c), y esta estructura metálica puede ser el objetivo final. Sin embargo, es posible producir un molde metálico (ver figura 18d), el cual puede ser llenado con un material adecuado, p.e. un plástico (figura 18e), y entonces obtener la estructura final (figura 18f).

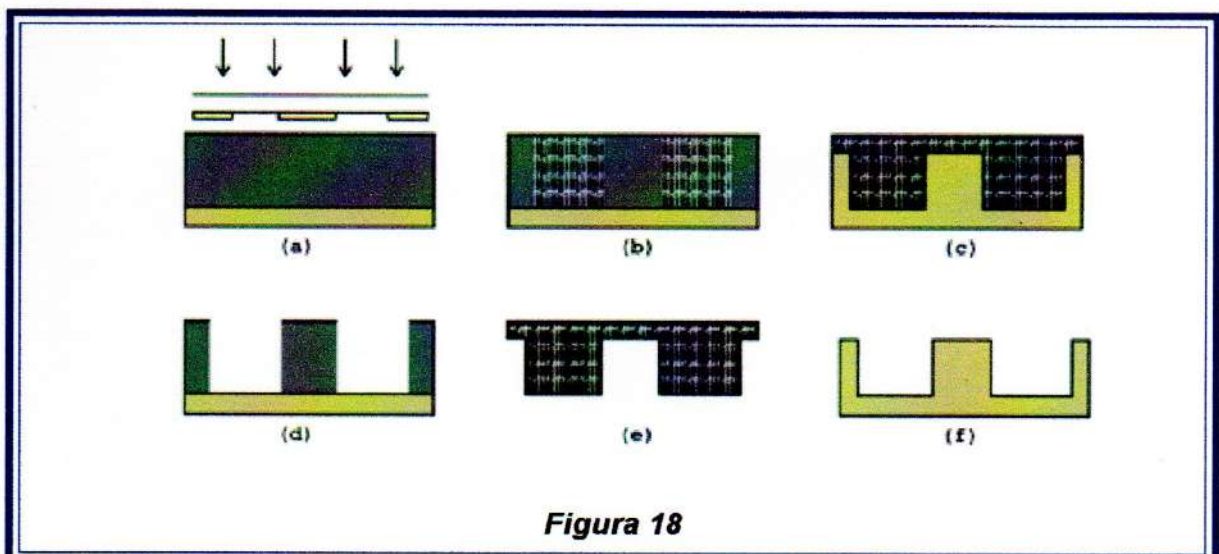


Figura 18

Como la fuente de sincrotrón hace al proceso LIGA caro, procesos alternativos han sido desarrollados como litografía de haz de electrones de alta tensión (éste puede ser usado para producir estructuras del orden de 100um de alto), y láseres excimer con capacidad para construir estructuras con alturas de varias centenas de micrómetros. (57,58).

SENSADO

En nuestro medio estamos rodeados de una serie de sistemas electrónicos que efectúan operaciones automáticas de acuerdo a una serie de parámetros físicos. En la detección de estas variables físicas (temperatura, luminosidad, peso, etc.) se utiliza una gran variedad de sensores cuyos principios de funcionamiento cambian de acuerdo a las necesidades de las aplicaciones.

Pero antes de hablar de sensores se debe definir lo que es un transductor. Un *transductor* es un dispositivo que convierte de una cantidad física a otra. El cambio en el índice de refracción de algún cristal bajo un campo magnético aplicado es un ejemplo (efecto magneto-óptico). La deformación de un cristal piezoeléctrico por la aplicación de un campo eléctrico es otro ejemplo. Los sensores son tipos especiales de transductores. En este contexto, un sensor es un dispositivo que convierte una cantidad física o química a una cantidad eléctrica. Por ejemplo, una termocupla, produce una tensión proporcional a la temperatura a la cual esta sometida. (62).

Podemos tener así una gran variedad de sensores, de acuerdo a la variable o cantidad física o química a sensar. Entre otros podemos mencionar:

- Sensores Térmicos
- Sensores Radiactivos
- Sensores Magnéticos
- Sensores Químicos
- ISFET
- Sensores Mecánicos
- Sensor piezoeléctrico
- Sensor capacitivo
- Sensores ópticos
- Sensores resonantes
- Acelerómetro
- Sensor de presión

Dentro de estos los sensores radiativos son de especial interés en este caso, por lo que se hará una descripción sobre algunos diferentes tipos.

Sensores Radiativos

Hay una variedad de sensores radiativos para diferentes tipos de fuentes radiantes, que incluye radiación nuclear así como luz visible, infrarroja y ultravioleta. Entre los más comunes tenemos:

- 1) El fotodiodo y el fototransistor
- 2) El dispositivo de acoplamiento de carga (CCD)
- 3) Los sensores piroeléctricos

Espectro Óptico y relaciones de energía

La opción de los detectores y emisores ópticos esta fuertemente influenciada por la longitud de onda de la señal de luz requerida. Algunos detectores, por ejemplo, no responden a todas las longitudes de onda por lo que permiten una mayor selectividad de acuerdo a la fuente de emisión. Casi todos los detectores ópticos se basan en un efecto cuántico, en el cual la liberación de energía en forma de fotones es un parámetro muy importante. La energía del fotón esta dada por:

$$E_p = ch / \lambda$$

Donde:

h es la constante de Plank = $6,62 \times 10^{-34}$ J s,

λ es la longitud de onda de la señal de luz

c es la velocidad de la luz = 3×10^8 m / s.

Es conveniente expresar la energía del fotón como electrón - volt (eV) y a la longitud de onda en nanómetros (nm). La constante ch es igual a 1240 eV / nm.

La figura 19 nos muestra el espectro de la luz.

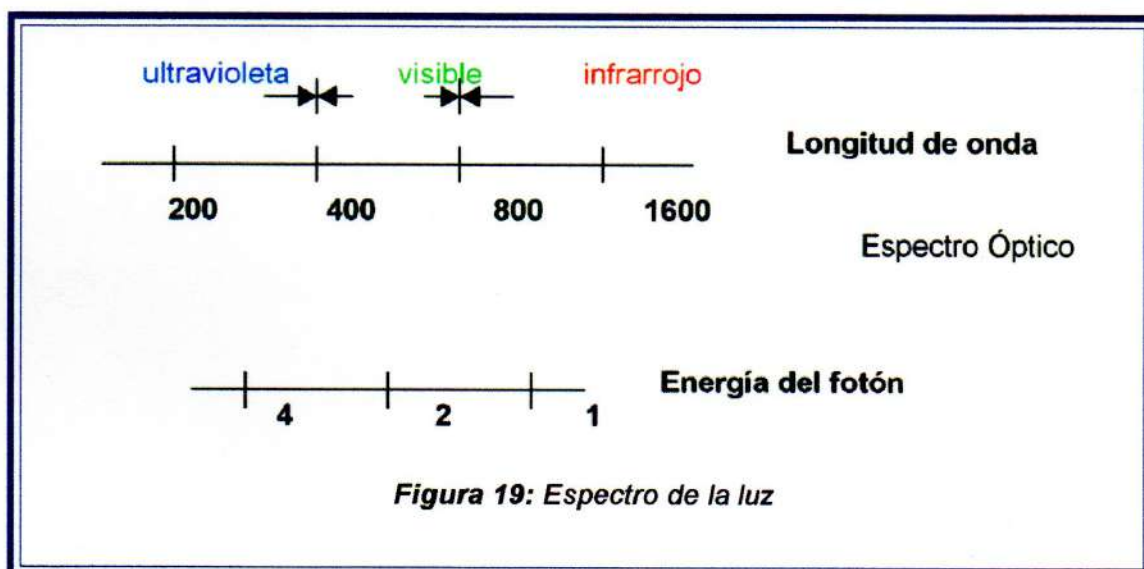


Figura 19: Espectro de la luz

Fotodiodo

El más simple fotodiodo es una unión p-n polarizada inversamente. Cuando la luz no incide sobre el dispositivo sólo una pequeña cantidad de corriente fluye (corriente de oscuridad). Cuando la luz incide, se generan portadores y fluye una mayor corriente eléctrica.

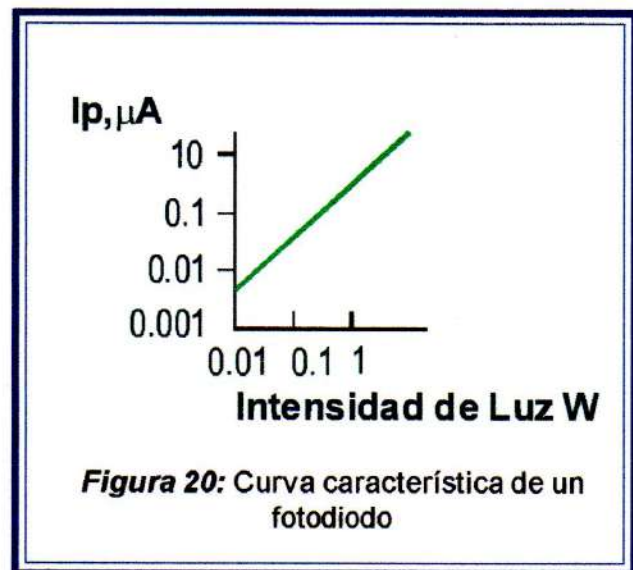
Un fotodiodo típico trabaja en la región del infrarrojo cercano. Son dispositivos de alta impedancia y operan a bajas corrientes (corriente de oscuridad de 10 uA y hasta 100 uA con iluminación). (63).

Estos dispositivos presentan una respuesta lineal que se incrementa con la iluminación, y generalmente presentan una muy rápida respuesta en el tiempo.

Los efectos netos son que el i_p , corriente inversa del fotodiodo es proporcional a la intensidad de luz W ; eso es:

$$i_p = K_s W$$

donde, K_s es un factor de sensibilidad (Figura 20).

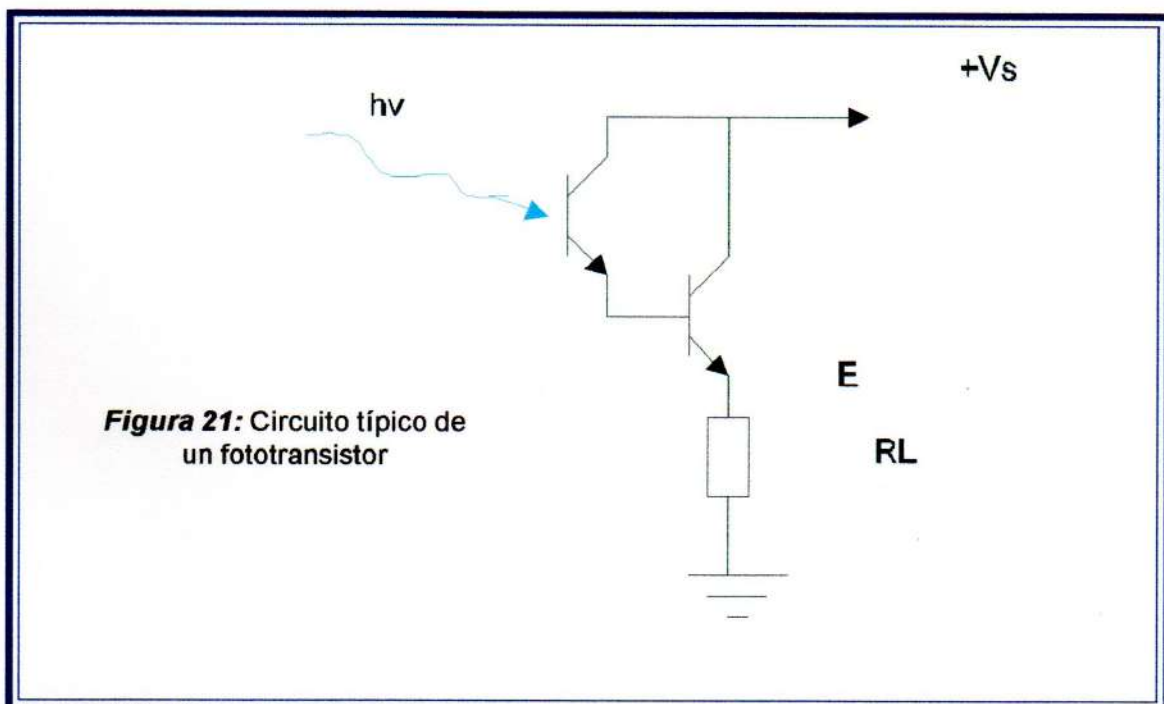


Fototransistor

Este dispositivo presenta mayor corriente que un fotodiodo, para niveles comparables de iluminación. Sin embargo, no operan tan rápido como un fotodiodo (aproximadamente 10 kHz es el límite superior), y presentan altas corrientes de oscuridad.

El fototransistor es básicamente un transistor con la corriente de base generada por la iluminación de la unión base-colector. La operación normal del transistor amplifica la pequeña corriente de base que se genera a partir de la iluminación del fotodiodo de la base, por lo tanto la corriente de salida del fototransistor será: $I_p = b I_d$, con I_d la corriente del diodo. Típicamente el valor de I_p es 100 veces mayor a I_d . La alta ganancia va acompañada por una alinealidad, a consecuencia de la variación de b con I_e . Por eso la respuesta en el tiempo es baja. Por eso el fototransistor no es bueno respecto al fotodiodo cuando la linealidad y velocidad son importantes (62,64).

Existen distintos tipos de fototransistores como el fotodarlington, el cual esta formado por dos y hasta tres transistores en cascada, con lo que obtenemos una gran amplificación de la corriente de salida (Figura 21).



Dispositivo de acoplamiento de carga (CCD).

Los dispositivos de acoplamiento de carga pueden ser construidos como grandes arreglos lineales o bidimensionales. Estos últimos son a menudo usados en pequeñas cámaras de video. Estos dispositivos consisten de una gran cantidad de electrodos (o compuertas) en un substrato semiconductor. (66).

Entre los electrodos y el substrato se deposita una delgada película dieléctrica. La operación de un CCD se muestra en la figura 22. El substrato se impurifica para obtener una corriente eléctrica debida a portadores positivos (denominados huecos). Al aplicar un voltaje positivo a cada tercer electrodo (V_1), los portadores mayoritarios son repelidos de la región inferior (*ver figura 22a*) y se crean «pozos». Cuando la luz incide sobre los dispositivos, portadores de carga adicionales son generados (como con fotodiodos). Los portadores positivos son repelidos y los portadores negativos atraídos hacia la compuerta, llenando los pozos (*ver figura 22b*). Después de un tiempo los portadores de carga se acumulan, y el arreglo puede ser leído mediante el corrimiento de los portadores de un pozo hacia el siguiente. En la práctica, el potencial eléctrico de las compuertas (V_2) situadas al lado de las ya polarizadas se incrementa, de manera que la carga es repartida entre los pozos situados bajo dos compuertas (*ver figura 22c*). Luego el primer potencial (V_1) es apagado y toda la carga es transferida al pozo adyacente y así sucesivamente (*ver figura 22d*). En estos dispositivos, el número de portadores existentes es proporcional a la cantidad de luz que llenó cada pozo. (67).

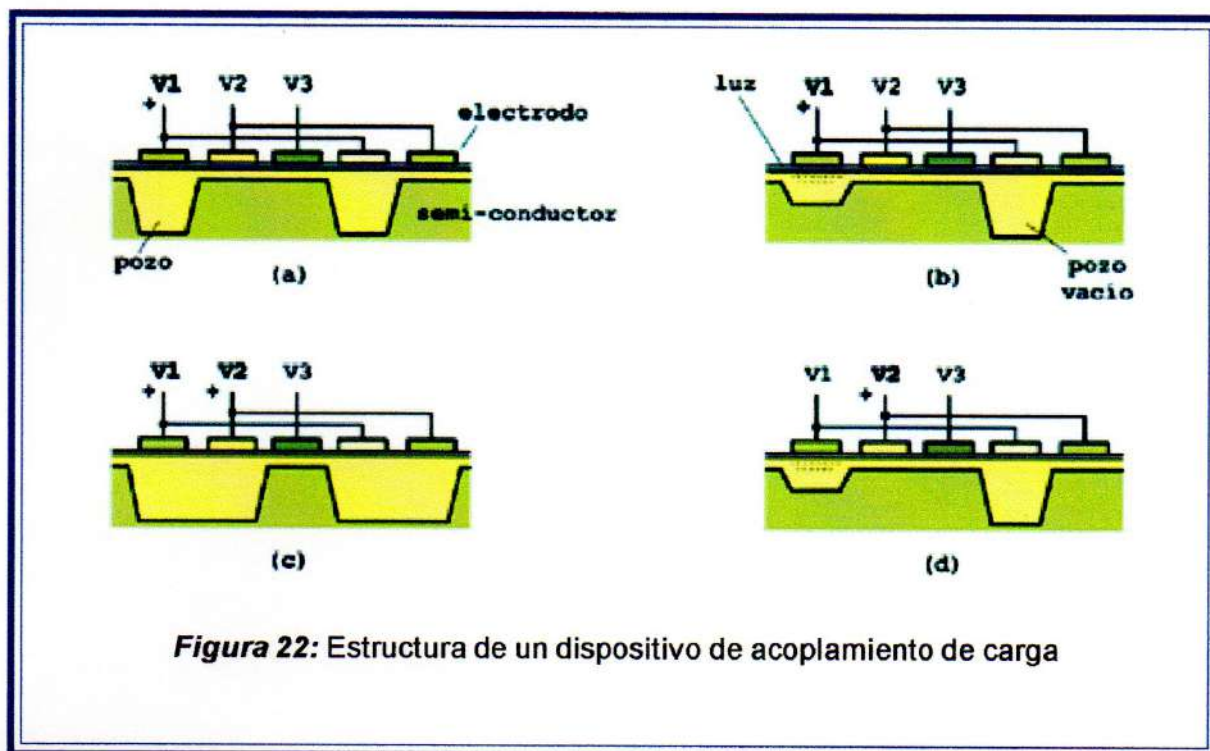


Figura 22: Estructura de un dispositivo de acoplamiento de carga

Sensores piroeléctricos

Esos dispositivos operan sobre el efecto piroeléctrico en cristales polarizados (como en ZnO). Estos cristales tienen un nivel de polarización interconstruido que cambia con la cantidad de energía térmica incidente.

Son dispositivos de alta impedancia que son manejados por transistores de efecto de campo. Pueden ser hechos para no responder a temperatura ambiente, y sólo responder ante rápidas fluctuaciones. Sin embargo, un grave problema de estos cristales es que exhiben también efecto piezoeléctrico, de manera que los sensores piroeléctricos requieren ser diseñados para evitar tensión en el cristal. (68).

Una aplicación común de estos dispositivos es en la detección de movimiento (alarmas contra intrusos). En estos sistemas, una lente corta el campo «visible» del sensor en varias secciones. Conforme alguien se mueve y cruza el campo visible, la radiación térmica del cuerpo incide sobre el sensor, lo que resulta en pulsos discretos conforme la persona se mueve de una parte del campo visible a la siguiente. Es posible construir detectores de movimiento a bajo costo, inclusive éstos pueden ser entonados para responder a una particular razón de movimiento.

Óptica integrada

No se puede pasar por alto el tema de la óptica integrada cuando se habla de los sensores radiativos.

El uso de la óptica integrada permite el análisis de datos adquiridos ópticamente (usualmente de sensores de fibra óptica). En estos dispositivos, las fibras ópticas son alineadas sobre la superficie del chip a través de canales maquinados en el sustrato. Los componentes pasivos incluyen:

- dobladores
- acopladores
- espejos
- multiplexores divisores de longitud de onda
- polarizadores



Mientras que los componentes activos incluyen:

- diodos láser
- fotodiodos
- interruptores ópticos

Diodos emisores de luz

El principio de funcionamiento del LED (Light Emitting Diode) es inverso al del fotodiodo. Cuando la juntura es polarizada directamente, los portadores de carga fluyen para recombinarse con los portadores mayoritarios y descarga energía en forma de fotones, donde la energía del fotón es comparable con la energía de la banda de huecos. Los semiconductores que poseen una alta energía de huecos resultan con una alta energía de fotones, emitiendo luz con una corta longitud de onda. (68).

En los diodos de silicon, la máxima longitud de onda es aproximadamente 900 nm, con valores cercanos a la gama del infrarrojo. En los semiconductores con una alta energía de huecos la emisión es en la región visible. Corrientemente los LEDs son rojos, naranjas, amarillos, verdes, y (raramente) azules (Gráfico 2).

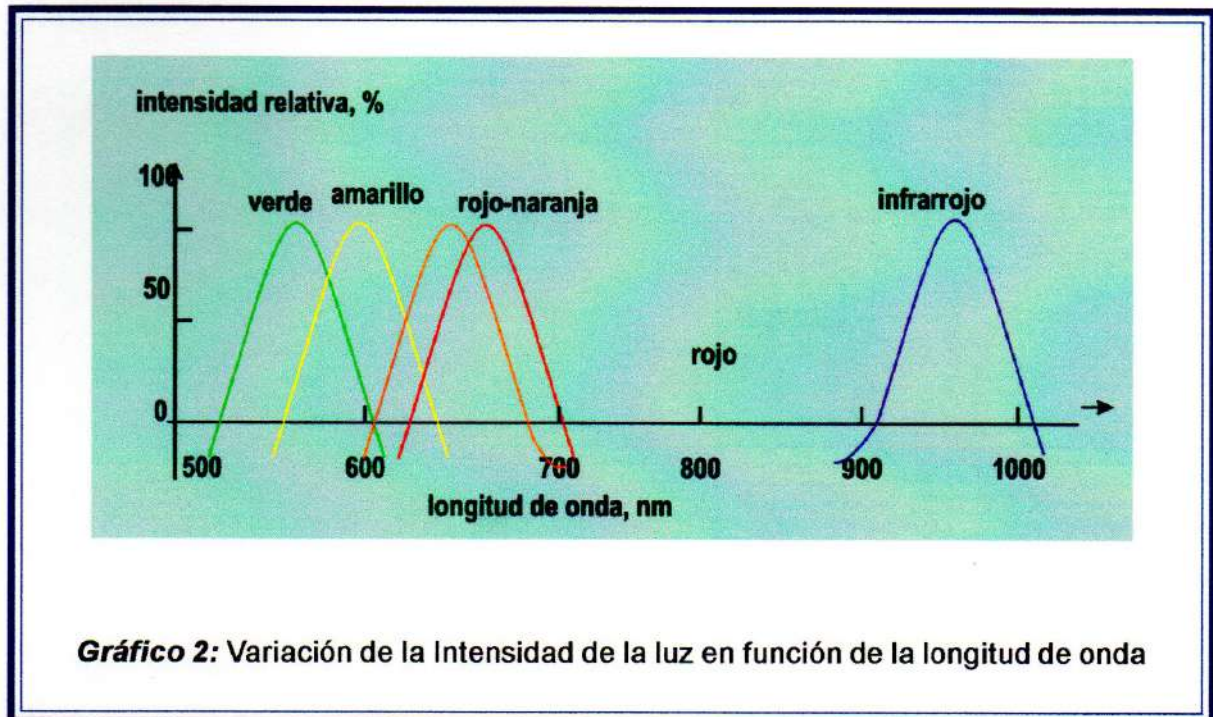


Gráfico 2: Variación de la Intensidad de la luz en función de la longitud de onda

La salida de luz tiene un incremento lineal respecto a la corriente, pero algunas alinealidades se presentan cuando tenemos niveles altos y bajos de corriente.(69).

Puede operarse en el modo pulsado tal que la potencia media no supere el máximo impulso de dispersión del dispositivo. Los picos máximos permisibles de corriente alcanzan normalmente es 5 a 20 veces la media directa de corriente que es el típicamente 10 a 50mA. La eficacia cae con la temperatura creciente, incluso el levantamiento de temperatura debido a la calefacción interior. La característica tensión - voltaje de los LEDs es similar a la de cualquier diodo polarizado directamente, excepto que esa corriente apreciable no fluye a través del LED visible hasta que 1.4 a 2.7 V son aplicado (tensión de umbral de conducción y la

energía1 fotón aumenta con la energía de banda-hueco). Para limitar el flujo actual a un valor seguro, se requiere una resistencia en serie (R_s) . La conexión a una fuente de voltaje fija puede destruir el diodo. La tensión inversa también es bastante pequeña, típicamente de 3 a 10 V. (69,70).

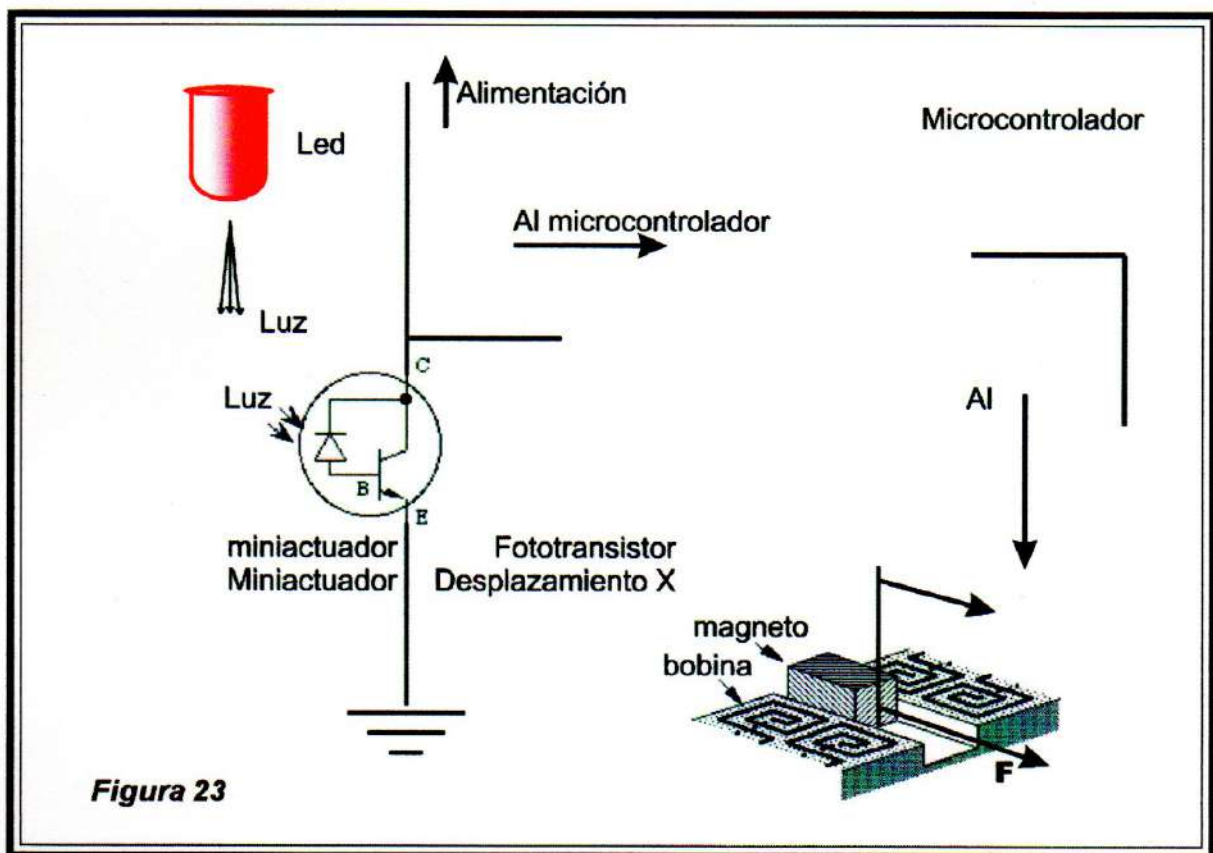
Sistema de control remoto utilizando luz visible

Un sistema de control remoto puede utilizar ondas de radio, luz infrarroja o bien luz visible.

El primero es especialmente adecuado para grandes distancias en espacios abiertos y/o con obstáculos, tales como paredes o puertas cerradas. Estos sistemas, en general, son complejos y caros.

La luz infrarroja es, por el contrario, el sistema más comúnmente utilizado. Su uso está limitado a lo que podamos divisar a nuestro alrededor, pudiendo alcanzar un par de metros más o menos. Una ventaja de los sistemas de infrarrojos es que la posibilidad que sus radiaciones puedan causar interferencias es relativamente muy pequeña, lo que evita tener que tomar medidas contra este fenómeno. El tercer sistema es el que utiliza luz visible como medio de transmisión. Esto tiene la desventaja de que la luz ambiente no tiene efecto alguno sobre la transmisión y consecuentemente la distancia que alcanza es más bien corta. Como para nuestro propósito la distancia de utilización es muy corta (20 a 30 cm aprox.),

podemos utilizar este último sistema perfectamente, lo que nos brinda la ventaja de ser más económico y de construcción más simple, permitiendo en un futuro una mejor integración. Otra ventaja es que con luz visible podemos ver perfectamente lo que sucede, particularmente en la semioscuridad de la boca, el haz de luz es completamente visible y además nos permite tener una indicación del estado de la batería.



Diseño

El sistema consta de un controlador (emisor) y un receptor. El controlador es alimentado por una pequeña batería (3V) y tiene como salida un led de alta luminosidad. El receptor se ubica en el sistema actuador que va colocado en la



dentadura y es alimentado por la fuente general del conjunto. La entrada es un fototransistor y su salida se aplica al controlador que maneja el miniactuador. La señal entre el emisor y el receptor está formada por un tren de pulsos de luz a 3,2 KHz. El emisor genera este tren de pulsos a través del led. El fototransistor del receptor detecta los pulsos discretos y los envía al microcontrolador donde se procesa la señal.

El emisor

La generación de los pulsos esta basada en el CI555. Este integrado esta dispuesto en su aplicación estándar como un multivibrador astable. Genera una señal a la frecuencia de 3,2KHz, la cual es determinada por R12,R13 y C13. Para asegurar una señal cuadrada (factor de trabajo del 50%) en la salida, se puentea R13 con un diodo Schottky D4. También podríamos haber bajado el valor de R12, pero esto incrementaría el consumo de corriente y reduciría la vida de la batería. Hemos elegido una onda cuadrada en vez de rectangular, porque esta produce la mayor frecuencia fundamental y nos da el nivel de señal más alto en el receptor. La señal de salida se usa para atacar directamente el LED. Como se requiere la máxima intensidad de luz posible, este diodo es del tipo superluminoso (3cd a 20mA). (71,72,73).

El pulsador S1 es el botón de envío: es el único control de operación en el sistema. El controlador cuando esta emitiendo consume unos 10mA y esta provisto de una pila de 3V de litio-magnesio. Como la señal de operación es invariable y de corta duración, la batería tendrá una larga vida útil.

Cálculo de los componentes para obtener una frecuencia de 3,2KHz

Las resistencias R1 y R2 y el capacitor C1 se obtienen a partir de las expresiones del tiempo de carga y de descarga del capacitor C1. Así tenemos:

$$T_{\text{carga}} = T_c = 0,693(R_1+R_2)C_1$$

Durante el tiempo de carga, la salida del circuito (pin 3) es de nivel **alto**. El tiempo que demora C1 en descargarse desde 2/3 de Vcc hasta 1/3 de Vcc se denomina tiempo de descarga (Td) y se calcula mediante la siguiente fórmula:

$$T_{\text{descarga}} = T_d = 0,693R_2 C_1$$

Durante el tiempo de descarga, la salida del circuito (pin 3) es de nivel **bajo**. El tiempo de descarga es siempre más rápido que el de carga porque depende únicamente de los valores de R2 y C1. La suma de los tiempos de carga y descarga define el período (T) de la señal de salida. Por lo tanto:

$$T = T_c + T_d = 0,693(R_1 + 2R_2)C_1$$

La inversa del período es, por definición, la frecuencia, es decir el número de pulsos por segundo. (43,45) Por consiguiente:

$$f = 1/T = 1/(0,693(R_1 + 2R_2)C_1)$$

Para una frecuencia de 3,2KHz seleccionamos R1=R2=4,7 KW tendremos que C1 es:

$$C_1 = 1/(0,693(R_1 + 2R_2)f) = 1/(0,693(4700 + 2 \cdot 4700) \cdot 3200) = 3,19814 \times 10^{-8} = 32\text{nF}$$



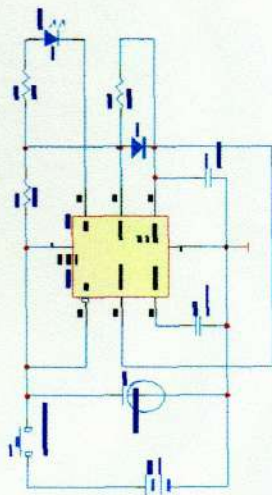
El receptor

El receptor está formado por un fototransistor, al cual se le carga el colector con dos transistores, T1 y T2, que actúan como una fuente de tensión directa a muy baja frecuencia. Sin embargo, a mayor frecuencia, el lazo de realimentación creado por R1 y R2 es negado por C1, por lo que el circuito se comporta como una impedancia alta. Esto significa que a la frecuencia de transferencia (3,2 KHz), el fototransistor trabaja con una alta impedancia, por lo que tiene una alta amplificación. El resultado es que los pulsos de luz se detectan perfectamente, mientras que las señales que se interfieren a baja frecuencia no tienen efecto alguno. Conectamos el fototransistor al microcontrolador a través de un amplificador de corriente tipo Darlington de manera de elevar el nivel de la señal. También colocamos un capacitor C2 de manera que junto a la impedancia de entrada del microcontrolador formen un filtro pasa alto con una frecuencia de corte de 170 Hz. Este filtro asegura la supresión adecuada de algunas interferencias de componentes de 100Hz. (74).

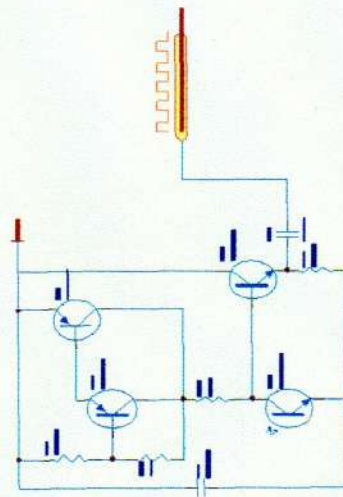
Circuitos

A continuación se detallan el circuito de emisión y de recepción de señal.

Circuito de Emisión de Señal



Circuito de Recepción de Señal



MICROACTUADORES

El desarrollo de tecnología de naves espaciales ha producido históricamente abundantes cambios de acciones comerciales. Irónicamente, la nave espacial futura puede confiar en muchas tecnologías ahora bajo el desarrollo de los mercados comerciales. El médico, automotor, robótica, y los mercados de la instrumentación han estimulado los grandes adelantos en el campo de sistemas micro-electro-mecánicos (MEMS). Los productos de MEMS comerciales hoy incluyen sensores químicos, acelerómetros y transductores de presión, y válvulas microscópicas. De hecho, muchos de estos dispositivos son tan pequeños que ellos se observan mejor con la ayuda de un microscopio.

Un actuador es un dispositivo que transforma la energía eléctrica o térmica en movimiento controlable.

Las Fuentes de Energía eléctricas son:

- La captura de fotones solares o estelares como en las células solares.

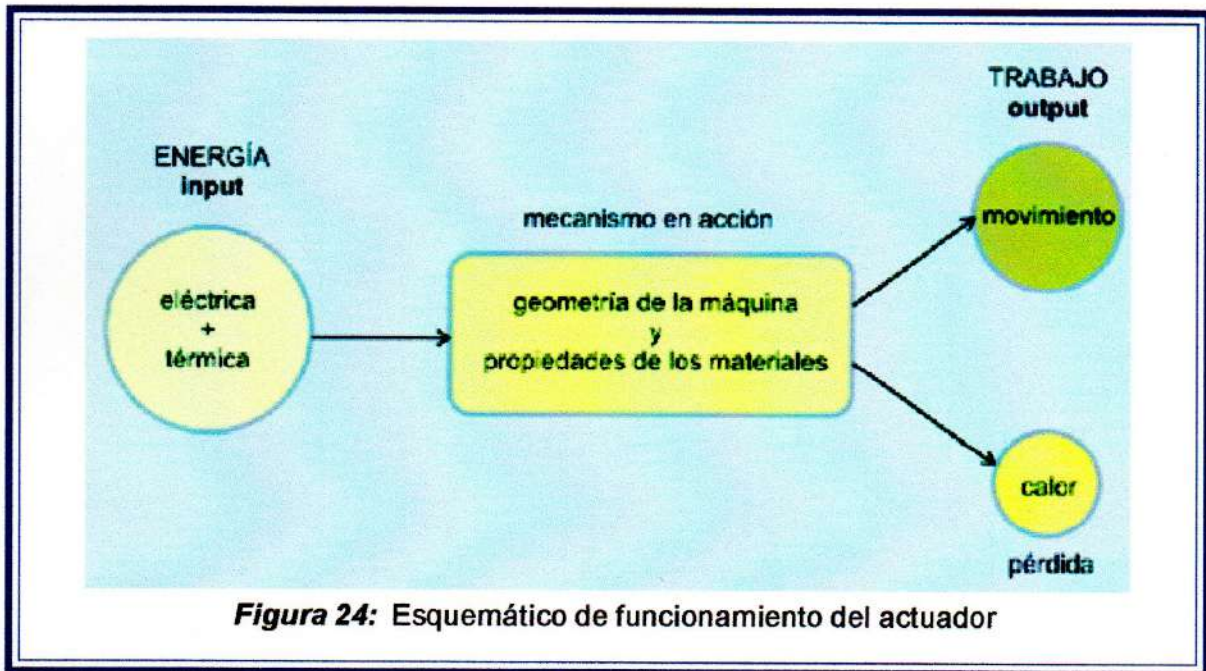


Figura 24: Esquemático de funcionamiento del actuador

- Las reacciones electroquímicas como en las baterías y células de combustible.
- Las reacciones nucleares termoeléctricas, incluso Peltier unión generadores operados por el decaimiento de isótopos radiactivos.

Las Fuentes de energía térmicas son:

- La radiación termal solar o estelar capturada.
- La calefacción de resistencia eléctrica.
- La calefacción de decaimiento radiactiva.
- La calefacción de viga de partícula.
- La reacción química exotérmica.
- La fricción mecánica.

Adicionalmente, el actuador manejado térmicamente (incluso termomecánico, cambio de la fase y métodos de memoria de forma) requiere refrescarse para invertir su acción. Esto puede ocurrir a través de la radiación térmica pasiva, o vía los sistemas refrescantes activos, eléctrico y mecánico.

Diez métodos de transformar la energía en movimiento

● **Electromagnético**

El electromagnetismo se genera a partir de la circulación de una corriente eléctrica a través de un material conductor. Las fuerzas atractivas o repulsivas se generan adyacente al conductor y son proporcionales al flujo de corriente. Pueden construirse las estructuras a partir de concentrar y enfocar las fuerzas electromagnéticas, obligando a estas a crear el movimiento.

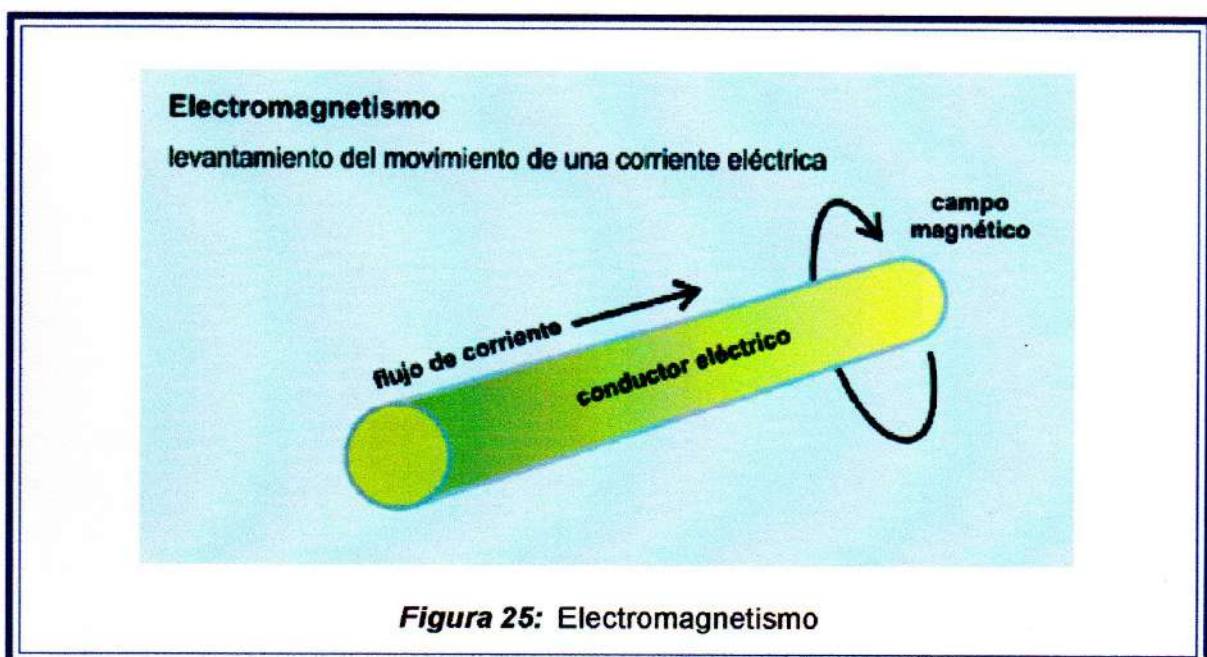


Figura 25: Electromagnetismo

Un ejemplo de micro fabricación de un actuador electromagnético es una válvula microscópica desarrollada en Japón que usa un rollo electromagnético pequeño arrollado alrededor de la estructura de la válvula de silicón micromaquinado. (35, 74).

Beneficios / Inconvenientes:

Los dispositivos electromagnéticos han encontrado aplicaciones de gamas muy variadas. Sin embargo, al disminuir la escala de actuadores electromagnéticos al reino del micro y del nano puede limitarse su uso debido a la dificultad de fabricar arrollamientos electromagnéticos pequeños. Además, la mayor parte de los dispositivos electromagnéticos requieren perpendicularidad entre el conductor de corriente y el elemento a movilizar, mientras normalmente presentan una dificultad por las técnicas de fabricación planar usadas para hacer los dispositivos de silicón.

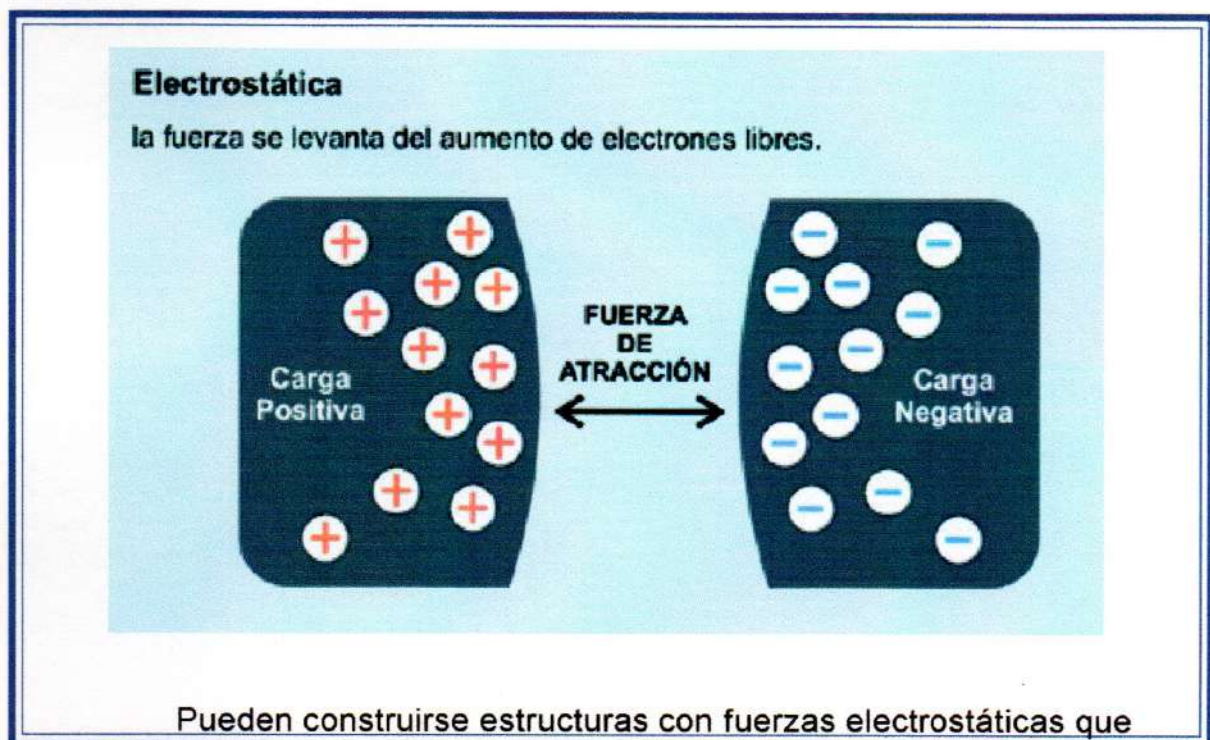
Una ventaja importante de dispositivos electromagnéticos es su alta eficacia en el dominio macroscópico por convertir la energía eléctrica en el trabajo mecánico. Esto se traduce en un menor consumo de corriente de la fuente de poder. Sin embargo, desgraciadamente esto no se cumple al disminuir mucho el tamaño. Las fuerzas electromagnéticas son desfavorables en escalas pequeñas. Los motores electromagnéticos son una mala idea en la nanoscala, y los motores electrostáticos son mucho mejores. Esto también se ve en el micromun-

do. Se han construido muchos más motores electrostáticos que electromagnéticos.

● Electrostático

Las cargas electrostáticas se levantan de una figura a déficit de electrones libres en un material que puede ejercer una fuerza atractiva en los objetos opuestamente cargados o una fuerza repulsiva en los objetos igualmente cargados.

Figura 26: Fuerza Electrostática



obliguen a crear el movimiento. El generador de Van de Graaf produce una gran carga electrostática que literalmente produce el posicionamiento de un pelo en el



extremo. Frotando un globo inflado o caminando por una alfombra en una fecha seca pueden desarrollar un cargo pequeño pero notable.

Como en el caso de los campos electromagnéticos, los campos electrostáticos se levantan también y desaparecen rápidamente. Tales dispositivos demuestran igualmente una velocidad de funcionamiento muy rápida, y es poco afectado por la temperatura ambiente.

Las recientes investigaciones han producido muchos ejemplos de dispositivos miniatura que usan la fuerza electrostática para los actuadores. Una categoría incluye un micromotor de silicón diminuto que tienen los rotores en el orden de 100 micrómetros en el diámetro, operación de 25 a 36 V a las velocidades de 2,500 a 15,000 RPM, y cuplas de 13 pN-m.

Otros ejemplos incluyen motores microscópicos (75) de silicón más grandes, motor microscópicos tipo de tambaleo (76), válvulas microscópicas de silicón electrostáticamente manejadas (77), y un nuevo juego de pinzas microscópicas de 200 micrómetros de longitud y 2.7 micrómetros de ancho. (75).

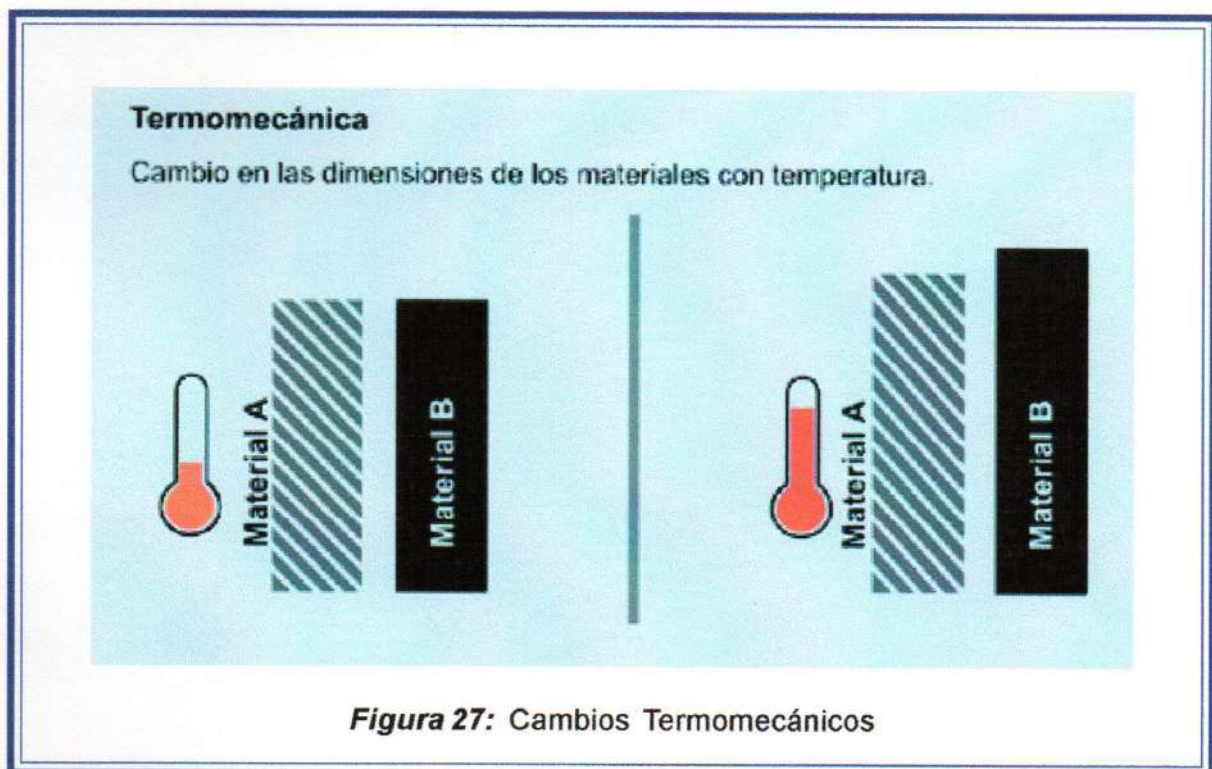
Beneficios / Inconvenientes:

Los campos electrostáticos pueden ejercer grandes fuerzas, pero generalmente a distancias muy cortas. Cuando el campo eléctrico debe actuar a distancias más grandes, se exigirá un voltaje más alto para mantener una fuerza dada.

El consumo de corriente sumamente bajo está asociado con la construcción de los dispositivos electrostáticos para una alta eficiencia de actuación.

● Termomecánico

Los sistemas termomecánicos usan la expansión o reducción física que ocurre en los materiales cuando sufren los cambios de temperatura dentro de su fase (sólido, líquido o gaseoso).



Pueden construirse estructuras que se basan en las fuerzas que se ejercen por el cambio físico en la dimensión. Los ejemplos típicos incluyen elementos de

termostatos bimetalicos usados en la regulaci3n de temperatura en el hogar y mecanismos de tostadores. Estos dispositivos usan las diferentes proporciones de la expansi3n de dos materiales distintos, que se unen para producir un desplazamiento.

Los actuadores termomecánicos generalmente exigen al levantamiento de energía de calor, restablecer la condici3n anterior. Porque se relaciona la dispersi3n de calor directamente al volumen a ser refrescado, el ciclismo térmico ocurre mucho más rápido en los dispositivos microsc3picos que en los dispositivos del macromundo.

Varios dispositivos han demostrado la utilidad y velocidad de cambio dimensional térmico en los dispositivos microsc3picos. El micro actuador modill3n bimetalico que usa oro en silic3n con una longitud de la viga de 500 micrómetros produce desviaciones de a 100 micrómetros, usando aproximadamente 200 mW de poder. (62).

Un modill3n 200 micrómetros de viga activada térmicamente y hecho solamente de silic3n, óxidos de silic3n o silic3n drogado fosforoso - los elementos normales de CMOS-tipo los circuitos electr3nicos - produjo un desplazamiento de 4 micrómetros y oper3 a una frecuencia de encima de 1 kHz. (78).



Beneficios / Inconvenientes:

Los actuadores termomecánicos son, por su misma naturaleza, afectados por los cambios de temperatura. Por consiguiente, se relacionará la actuación y el consumo de energía de estos dispositivos directamente a la temperatura circundante.

Pueden inducirse los cambios de temperatura usando resistencias que calienten a voltajes bajos, térmicamente, radiactivamente, o en forma ultrasónica. Los actuadores térmicos pueden requerir sistemas refrescantes activos o pasivos, para su transformación inversa. Ellos se comportan en un modo lineal con respecto a la temperatura.

Cambio de Fase

Los sistemas de Cambio de Fase usan los cambios dimensionales (la expansión y reducción) eso ocurre en los materiales cuando ellos sufren cambios entre las fases (sólido, líquido y gas).

Los actuadores puede construirse aplicando las fuerzas ejercidas por los cambios de fase, los cuales generalmente presentan una completa reversibilidad.

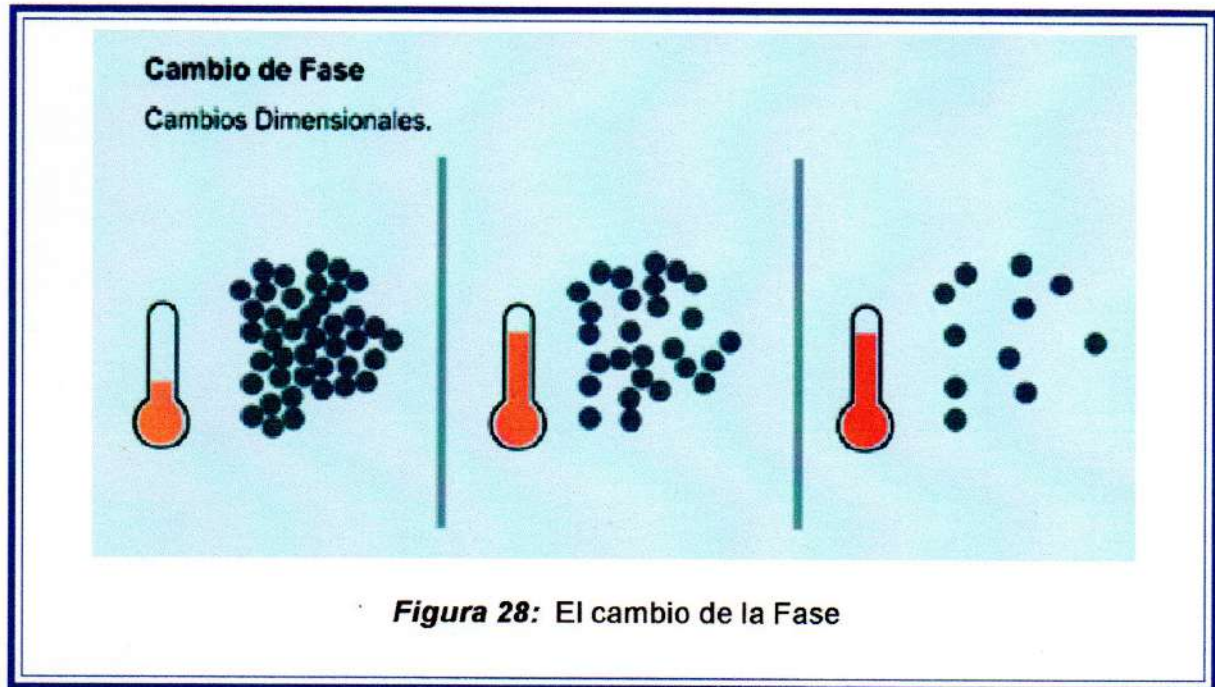


Figura 28: El cambio de la Fase

Dependiendo del material, un cambio de la fase puede inducirse eléctricamente, térmicamente, o ultrasónicamente, y puede presentar una amplia gama de velocidades y presiones.

Beneficios /Inconvenientes:

Las transformaciones de cambio de fase son, por su misma naturaleza, muy influenciadas por la temperatura circundante y presión. Los sistemas de cambio de fase requieren refrescarse para sufrir su transformación inversa, de este modo los actuadores pueden requerir consideraciones especiales para la disipación de calor.

Los materiales que generalmente sufren los cambios de la fase ejercen una fuerza muy alta por su masa, y es completamente reversible si el material activo es retenido por el dispositivo. Cuando el cambio de fase es una propiedad del cuerpo del material del actuador, los dispositivos serán difíciles de reducir a la nanoescala, porque la conducta del cuerpo se reemplaza cada vez más por las propiedades de ensamblajes moleculares.

● Piezoeléctrico

El movimiento piezoeléctrico se genera de los cambios dimensionales generados en ciertos materiales cristalinos cuando son sometidos a un campo eléctrico o a una carga eléctrica.

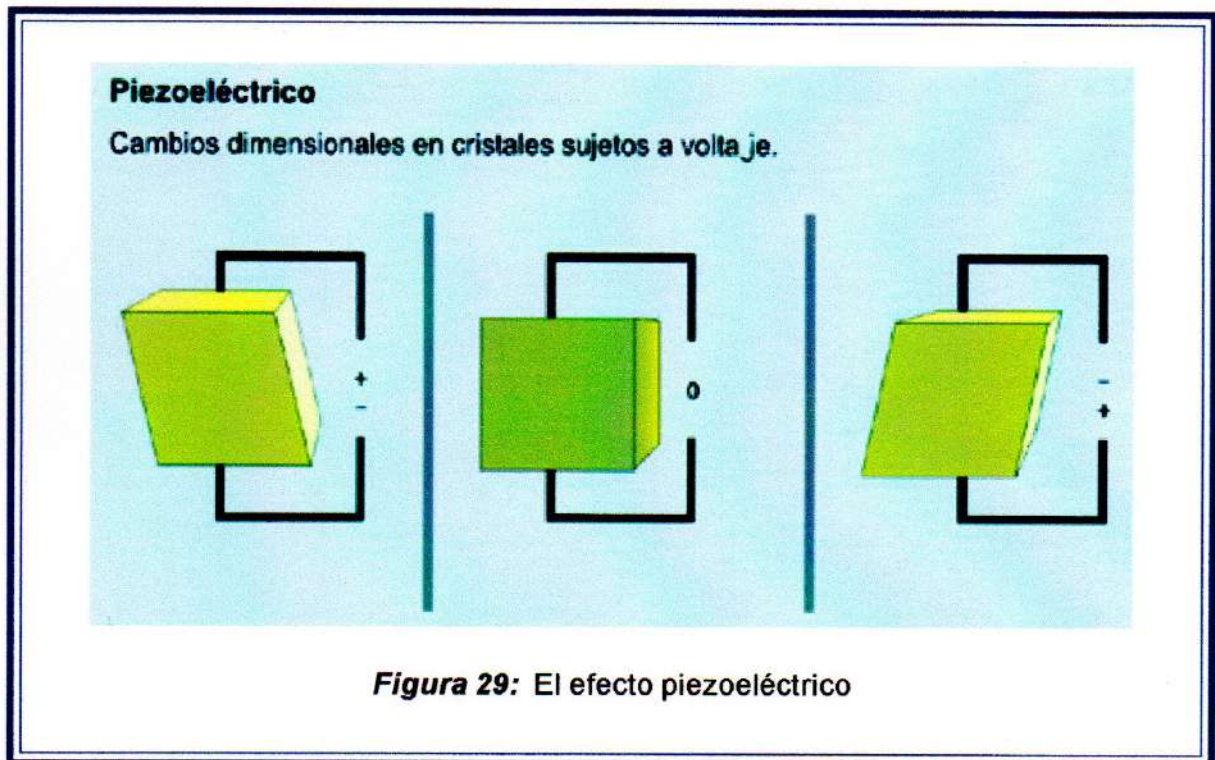


Figura 29: El efecto piezoeléctrico



Pueden construirse las estructuras concentrando y enfocando la fuerza de los cambios dimensionales, y obligándolos a crear el movimiento.

Los materiales piezoeléctricos típicos incluyen cuarzo (SiO_2), titanato de zirconato (PZT), niobate de litio, y especialmente los polímeros como el fluoruro de polyvinylidene (PVDF).

Los materiales piezoeléctricos responden muy rápidamente a los cambios en los voltajes. Ellos pueden ser acostumbrados a generar movimientos precisos con oscilaciones repetibles, como el cuarzo, que cronometra cristales usados en muchos dispositivos electrónicos. Los piezo materiales también pueden actuar como sensores, convirtiendo tensión o condensación de fatiga en voltajes.

Normalmente se encuentran los materiales piezoeléctricos en los transductores ultrasónicos (sonar, rango, hallador, cámaras), el beepers del reloj digital, y algunos speakers de audio pequeños.

En micro escala, se han usado materiales piezoeléctricos en orugas lineales de dispositivos de conducción (79), y en bombas microscópicas (80).

Beneficios / Inconvenientes:

Los piezo materiales operan con alta fuerza y velocidad, y vuelven a una posición neutra cuando se quita la energía. Ellos exhiben golpes muy pequeños (bajo 1 por ciento). Las corrientes eléctricas alternadas producen la oscilación en

el piezo material, y el funcionamiento a la frecuencia resonante fundamental de la muestra produce el alargamiento más grande y la eficacia de poder más alta. (49).

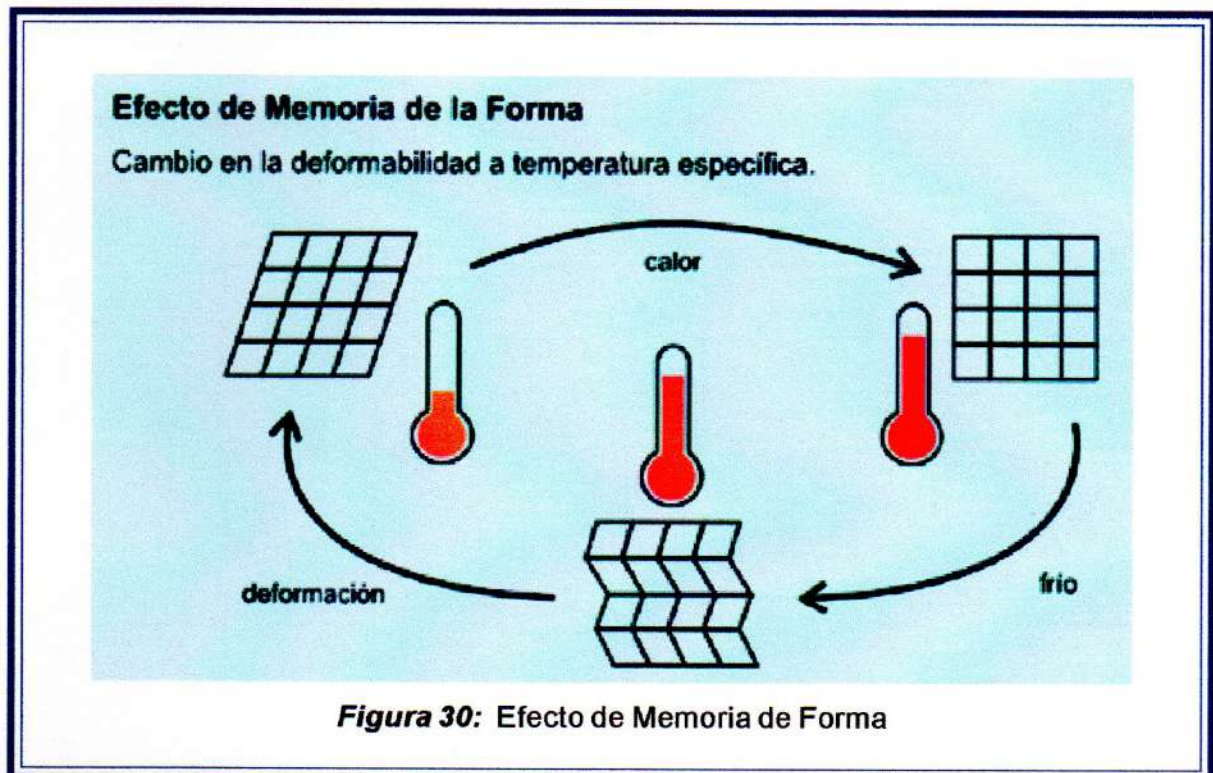
Aleación de Memoria de forma (SMA)

Los actuadores de memoria de forma usan un cambio en las propiedades materiales conocido como el Efecto de Memoria de Forma (SME) que se produce en algunas aleaciones de metal cuando el ciclo pasa por sobre o por debajo de una «temperatura de transición» específica.

La transformación de SME involucra cambios en la fuerza del material, deformabilidad, Módulo Joven, así como la habilidad del material de volver a una forma física previamente entrenada.

Los efectos de cambio de forma generalmente son mucho mayores y ocurren encima de un rango de temperatura mucho más pequeño que aquéllos de expansión o reducción térmica.

Las aleaciones de Memoria de Forma típicas (SMAs) incluyen combinaciones de elementos de metal como NiTi («Nitinol») y CuZnAl. Cuando los materiales conducen electricidad, puede generarse internamente cambios en la temperatura por el calentamiento de resistencias, o inducido por una fuente de calor externa.



Pueden construirse las estructuras a partir de la propiedad de cambio de forma y pueden usarse para crear movimiento. Se forman SMAs típicamente en alambres, ramas, vigas torsionadas, así como tubos y vacío depositando películas delgadas.

Los cambios de Memoria de forma pueden ocurrir encima de una amplia gama de velocidades, y es generalmente reversible en el levantamiento de energía de calor del material y con la aplicación de una fuerza de perjuicio externa pequeña (típicamente 10 a 30 por ciento de la fuerza disponible cuando está caliente). (81).

Sin embargo, la actuación es muy dependiente en la temperatura circundante y la conducción de calor condiciona, así como el nivel de tensión en el material, entrenamiento anterior, ciclismo e historia de tensión. (82, 83, 84).

Beneficios /Inconvenientes:

Los cambios de Memoria de Forma son afectados y son muy dependientes de las condiciones de temperatura circundantes. Los actuadores SMA requieren que sean refrescados para sufrir su transformación inversa, por lo que los actuadores pueden requerir consideraciones especiales para la dispersión de calor.

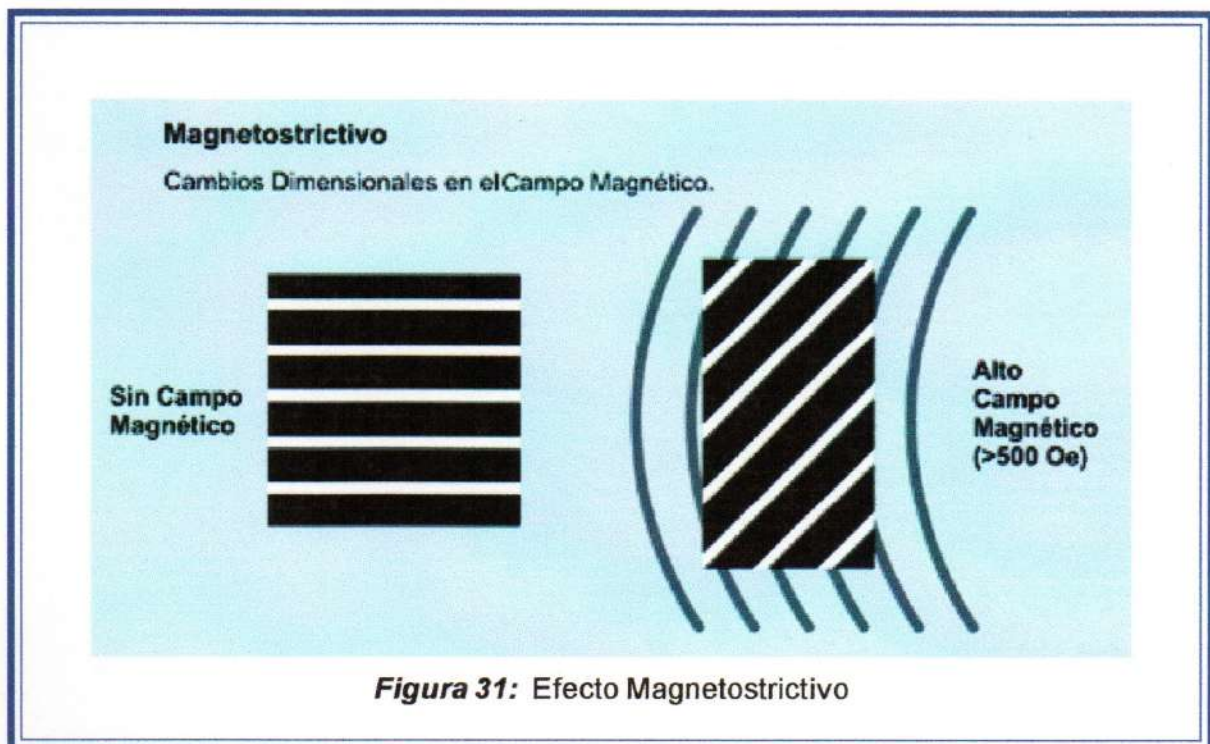
Los materiales de SMA generalmente ejercen una fuerza muy alta por su masa, pero tiene una eficacia baja convirtiendo la energía eléctrica en movimiento. Las estructuras SMA sub-micrométricas deben exhibir las mismas conductas generales como los materiales a granel. (73). Sin embargo, como el Efecto de Memoria de Forma es una propiedad de los granos del material, yendo hacia estructuras más pequeñas, del orden de los nanómetros, serán muy difíciles de conservar, ya que los límites de grano del material son alcanzados.

● **Magnetostrictivo**

Los materiales magnetostrictivos exhiben muy pequeños cambios de forma, pero estos son fuertes cuando se exponen a campos magnéticos. Los des-

plazamientos ejercen altas fuerzas pero por encima de los cambios dimensionales pequeños, típicamente menos de 1 por ciento. Los dispositivos pueden encauzar estas altas fuerzas obligando a crear los mecanismos de movimiento.

Los materiales magnetostrictivos típicos incluyen combinaciones de elementos de tierras raras con hierro como TbFe («Terfenol») y TbDyFe («Terfenol-D»). Ellos se activan a menudo por un campo magnético externo semejante a una herida del arrollamiento alrededor del centro del cambio de forma.



Los materiales magnetostrictivos operan sumamente rápido, y siguen la presencia o ausencia del campo magnético. Su actuación generalmente disminuye con las temperaturas más altas. Algunos de los materiales más fuertes sólo



operan a las temperaturas criogénicas (debajo de 150 Kelvin), mientras otros lo realizan tan alto como a 400 ° C.

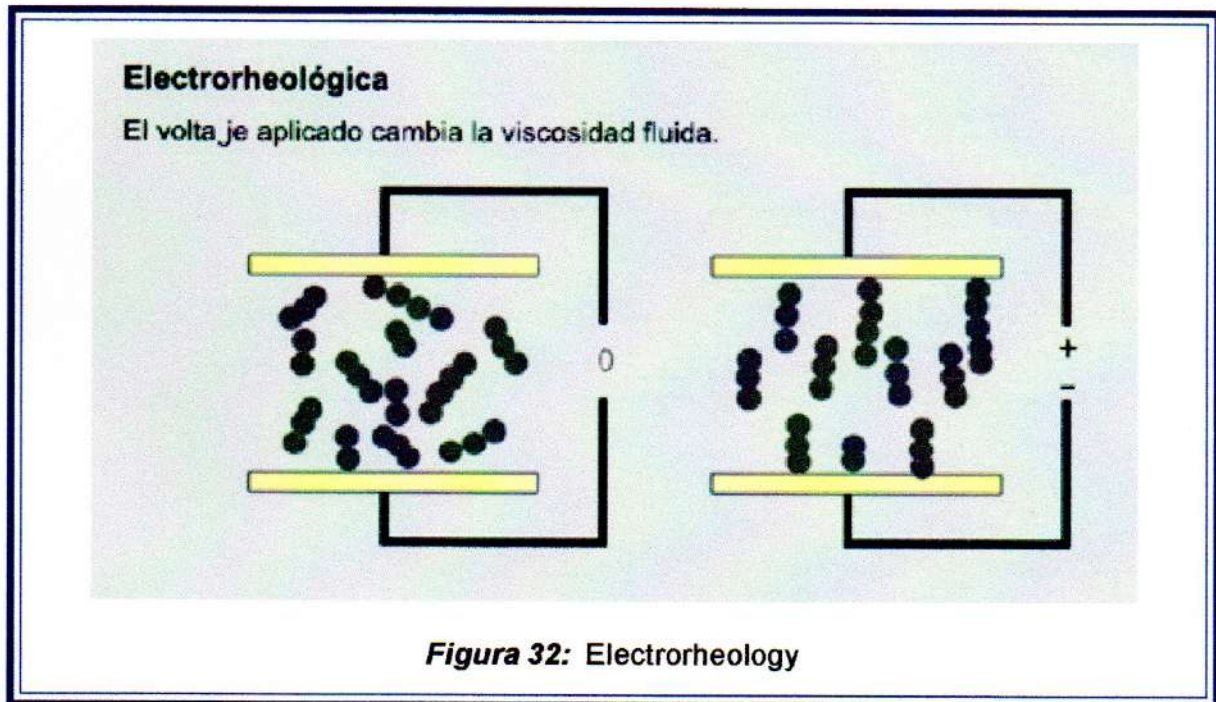
Dispositivos demostrados incluyen el motor oruga geométrica lineal miniatura (85), frecuencia baja, transductores de sonar de alta energía, velocidad baja para motores de torque alto (86), y dispositivos activos amortiguados. (87).

Beneficios /Inconvenientes:

El manejo de los dispositivos Magnetostrictivos requiere características magnéticas altas para el funcionamiento, y puede operar a voltajes bajos. La generación de corriente de los materiales exhibe desplazamientos pequeños (0.1% a 0.5%), pero con rendimiento de trabajo muy alto por unidad de masa. Los materiales Magnetostrictivos generalmente son muy quebradizos, difíciles de mecanizar y desarrollar. Debe disiparse el calor durante el funcionamiento para prevenir el daño del actuador. (88).

● **Electrorheological**

Ciertos fluidos sometidos a un campo eléctrico crean un cambio en su viscosidad o proporción de flujo (su rheology). Pueden construirse dispositivos utilizando los cambios de «rheology» controlar o generar el movimiento del fluido, y activar componentes mecánicos como con los sistemas hidráulicos.



Los fluidos del electrorreológico típicos consisten en un polvo fino suspendido en un fluido no conductor. Cuando son sometidas a un campo eléctrico, las partículas pueden reaccionar en el rango del milisegundo alineándose y haciendo que el fluido se ponga más espeso o incluso que no sea más fluido.

Demostrado principalmente en la macro escala, los dispositivos del electrorreológico incluyen los embragues y transmisiones que tienen alguna parte móvil (80), amortiguadores variables que proporcionan control de vibración (89), y un sistema de actuador hidráulico sofisticado para dirigir las superficies del vuelo en las aplicaciones aeroespaciales. (84).

Beneficios / Inconvenientes:

La conductancia a granel del fluido del portador puede presentar una dificultad para el uso de energía, los verdaderos fluidos no conductivos trabajan mejor.

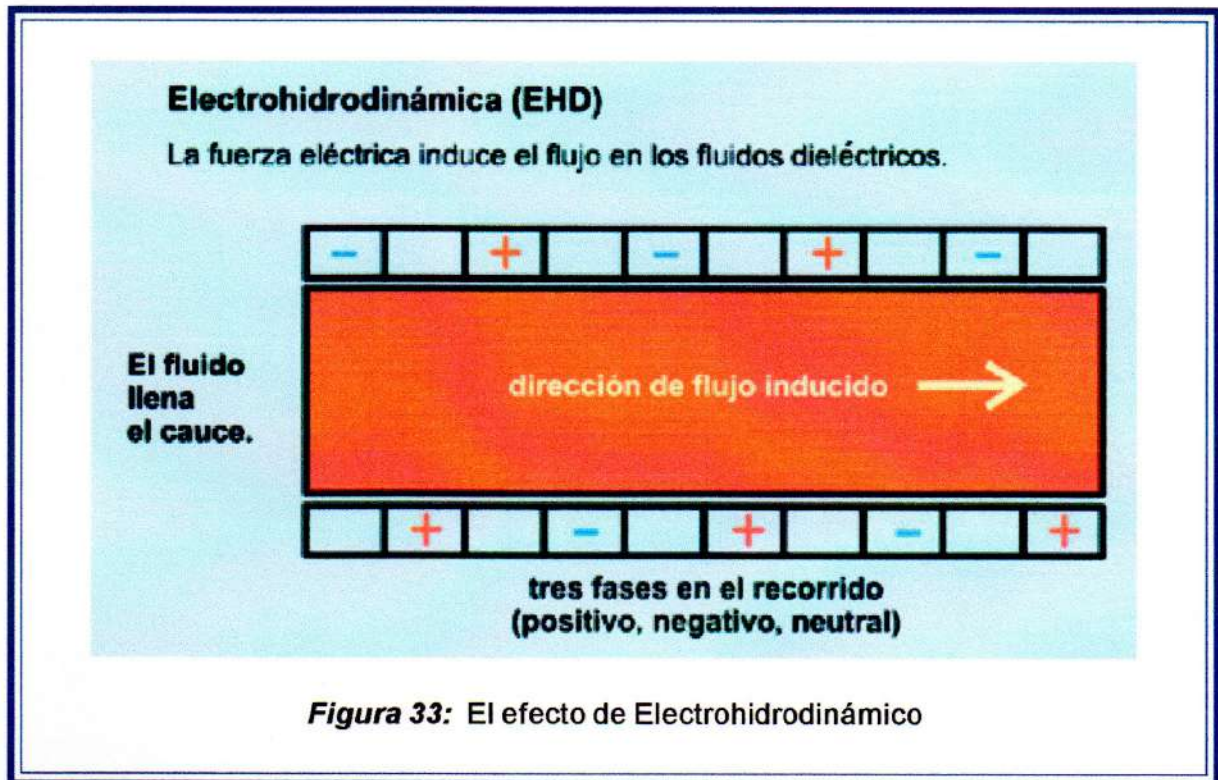
Los problemas con la separación de fluido y partículas debido a la evaporación, sedimentación, fuerzas centrífugas, y electroforesis (la separación por inducción eléctrica) pueden llevar a los fracasos del dispositivo. (67).

La abrasión debido al uso de partículas en el fluido también puede ser causa del fracaso del dispositivo. Los fluidos de Electrorheological tienen una alta sensibilidad a las temperaturas ambientes. Los fluidos basados en agua pueden desarrollar problemas clandestinos térmicos si no son adecuadamente refrescados, las tensiones térmicas pueden secar por fuera el fluido activo, y las temperaturas bajas también causan problemas, sobre todo alrededor del punto de congelamiento del fluido. (68).

● **Electrohidrodinámico**

El movimiento electrohidrodinámico (EHD) se genera cuando se someten las moléculas de un fluido polar a un fuerte campo eléctrico. El movimiento resultante puede usarse para generar una presión fluida, y crea flujo o la circulación fluida.

Una bomba de etanol microscópica ha demostrado que desarrolla una presión por encima de 2480 Pa a 700 Voltios y una proporción de flujo por encima de 14 ml/min. (69).



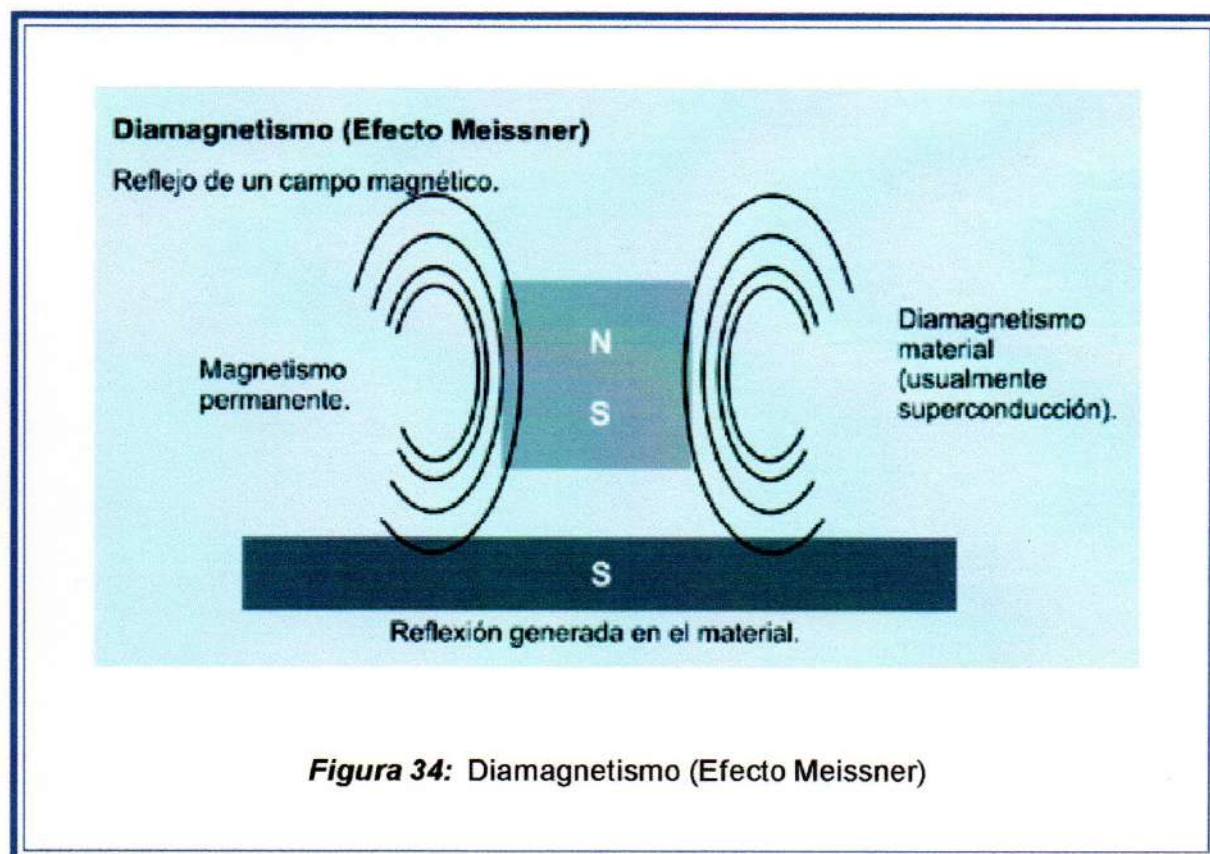
Beneficios /Inconvenientes:

Los dispositivos electrohidrodinámicos tienen un plan inherentemente simple, proporcionando la conversión directa de electricidad al flujo de fluido. Ello produce el movimiento fluido fuera de partes móviles que pueden pegarse o pueden llevarse. Ellos requieren los voltajes de operación altos, pero con corrientes bajas. Su funcionamiento depende en gran medida de las propiedades eléctricas del fluido activo. Ellos pueden producir un volumen alto de flujo comparado con la piezoelectricidad o térmica, pueden manejar las bombas, y tiene el potencial para actuar como conductores de las bombas para mover otros tipos de fluidos impropios para el flujo de EHD directo.

● Diamagnetismo (Efecto Meissner)

Los materiales superconductores exhiben el diamagnetismo: la habilidad de reflejar un campo magnético externo. Un imán que flota firmemente sobre una muestra de superconductor representa una imagen común del Efecto de Meissner al trabajo.

Sorprendentemente, algunos materiales de no superconductores, como el bismuto, grafito y silicio, también poseen esta habilidad, pero a niveles muy bajos. Pelrine ha demostrado que estos materiales diamagnéticos pueden usarse para generar el efecto Meissner en los dispositivos mecánicos microscópicos. (82).





Los materiales diamagnéticos pueden levitar imanes en contra de la gravedad, mientras operan debajo de temperaturas específicas. Fuera de su rango de operación de temperatura, los materiales generalmente pierden su campo de habilidades.

Beneficios /Inconvenientes:

Los dispositivos de levitación que usan el efecto diamagnético no requieren ninguna lubricación, y permanecen en funcionamiento mientras las condiciones de temperatura apropiada existan. Las fuerzas generalmente son muy débiles por unidad de masa, y los materiales diamagnéticos son muy susceptibles a las impurezas.

Varias tecnologías existen en el presente para los sistemas de actuadores microscópicos. Investigadores diversos están haciendo actualmente esfuerzos significativos para miniaturizarlos para propósitos científicos y comerciales. Muchos dispositivos micromecánicos comerciales existen, incluso los termostatos microscópicos, válvulas, bombas, y posicionadores. Adicionalmente, investigadores están estudiando muchas nuevas tecnologías.

Varios métodos esperan aplicaciones apropiadas. El magnetostrictivo puede proporcionar densidad de rendimiento de trabajo sumamente alta y eficacia de energía justa. Electrorheological y técnicas del electrohidrodinámico proporcionan maneras de manipular los fluidos directamente y pueden proporcionar gran-

des economías de masa reduciendo las partes de apoyo que se necesitan para los sistemas neumáticos e hidráulicos. Materiales de superconductividad que exhiben el efecto de Meissner deben encontrar un amplio uso en aplicaciones especiales donde las bajas temperaturas de operación se produzcan rápidamente.

Adicionalmente, las combinaciones apropiadas de varios métodos deben llevar a ganancias sinérgicas. Por ejemplo, el efecto de Meissner puede encontrar la aplicación reduciendo la fricción en la escala micro de los dispositivos electromagnéticos y electrostáticos, aumentando su actuación y eficacia. Se esperan muchas combinaciones más beneficiosas como el adelanto de las técnicas.

Como en los últimos veinte años, grandes adelantos se han visto en la electrónica microscópica, los próximos veinte deben traer un progreso similar en los dispositivos electromecánicos microscópicos. Las perspectivas comerciales para las tecnologías exploradas aquí deben continuar manejando investigación y esfuerzos de desarrollo, lo que llevara a un número más grande de sistemas de micro y nano actuadores.

ACTUADOR MAGNÉTICO

Función de transferencia y diagrama de bloques

Un actuador magnético esta constituido por dos sistemas interactuantes: Un sistema electromagnético y un sistema mecánico. El primero esta formado por una bobina a través de la cual circula una corriente eléctrica que genera un campo magnético. Este campo magnético es el que proporciona la fuerza con la que se acciona el dispositivo mecánico, produciendo un desplazamiento lineal en el mismo.

La ecuación del sistema eléctrico sería:

$$E(t) = R i(t) + L di/dt \quad (1)$$

Las ecuaciones de un sistema mecánico lineal se establecen construyendo primero el modelo del sistema que contenga elementos lineales interconectados, para luego escribir las ecuaciones, aplicando la ley de movimiento de Newton al diagrama de cuerpo libre.

La ecuación del sistema mecánico sería entonces:

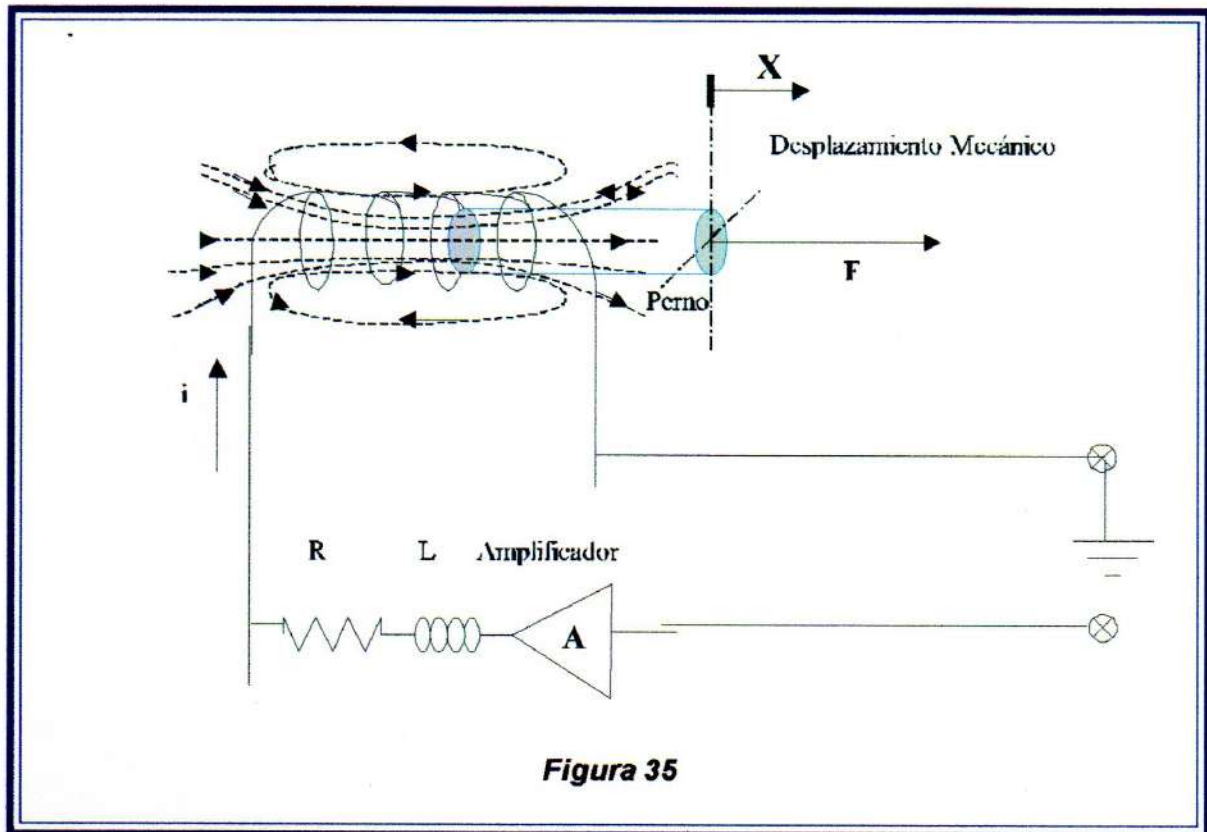


Figura 35

$$F(t) = M \cdot \frac{d^2 X(t)}{dt^2} + f \cdot \frac{dX(t)}{dt} \quad (2)$$

donde M es la masa del cuerpo a desplazar y f es el coeficiente de fricción entre el cuerpo y la superficie sobre la cual se desplaza.

Aplicando la transformada de Laplace a la ecuación (1) nos queda:

$$E(s) = i(s) \cdot (sL + R) \quad \text{p} \quad i(s) = E(s) / (sL + R) \quad (3)$$

Aplicando la transformada de Laplace a la ecuación (2) nos queda :

$$F(s) = (M s^2 + f \cdot s) \cdot X(s) \quad (4)$$

La interacción entre (3) y (4) la podemos hallar a partir de la siguiente expresión :

$$F(s) = K \cdot i(s)$$

donde K es una constante de proporcionalidad y surge del hecho de que la fuerza proporcionada por el campo magnético guarda una proporción directa con la corriente que circula por la bobina. Entonces :

$$F(s) = K \cdot i(s) = K \cdot V(s) / (sL + R) = X(s) \cdot (M \cdot s + f \cdot s)$$

De esta forma :

$$X(s)/V(s) = K / \{(sL + R) \cdot (Ms + f \cdot s)\}$$

Y si consideramos la entrada E obtenida a partir de la amplificación de E_i (tensión de entrada) tal que :

$$E = A \cdot E_i$$

donde A es una constante de amplificación.

La función de transferencia del sistema será :

$$X(s) / E_i = K \cdot A / \{(sL + R) \cdot (M \cdot s + f \cdot s)\}$$

A partir de esta función de transferencia se puede hacer el diagrama de bloques del actuador, el cual sería :

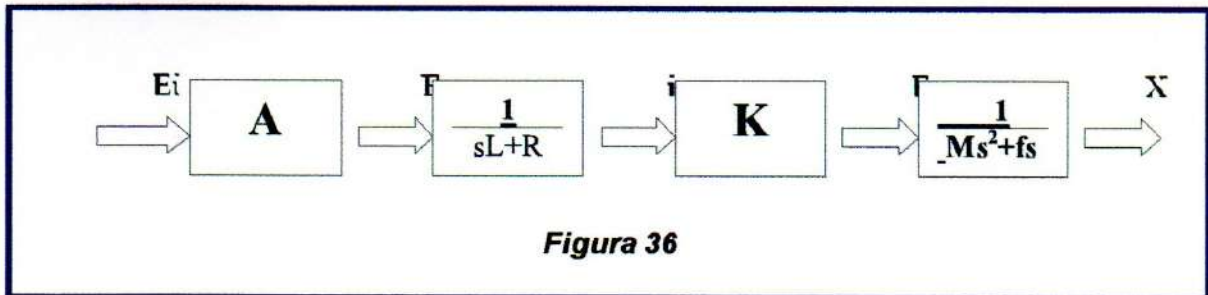


Figura 36

Modelo matemático del sistema

Los modelos matemáticos más comunes son el de la Función de Transferencia, que se obtuvo en el punto anterior, y el de las Ecuaciones de Estado, que es el modelo que se analiza en este punto. El primero sólo es válido para los sistemas lineales invariantes con el tiempo, mientras las Ecuaciones de Estado, que son ecuaciones diferenciales de primer orden, pueden utilizarse para sistemas lineales y no lineales. Como los sistemas físicos reales nunca son completamente lineales, para poder usar la función de transferencia y las ecuaciones de estado lineales, primero es necesario linealizar el sistema, o bien limitar su intervalo de operación a un dominio lineal.

Para la formulación de las ecuaciones de estado de un sistema dinámico, primero se debe comenzar con el enfoque de las *variables de estado*, es decir las



variables mínimas que permitan conocer en cualquier instante el estado del sistema en un tiempo $t > t_0$.

En este caso la red eléctrica esta formada por una resistencia y una bobina, por lo que la ecuación de esta parte del sistema será:

$$e(t) = R i + L \frac{di(t)}{dt}$$

Como la selección de las variables de estado esta ligada a los elementos que almacenan energía, se elige como variable de estado a la corriente $i(t)$ que circula por la bobina (la cual es un almacén de energía cinética). Entonces :

Tensión a través de L:

$$L \frac{di(t)}{dt} = e(t) - R i(t)$$

La ecuación de estado se escribirá entonces:

$$\left[\frac{di(t)}{dt} \right] = \left[-R/L \right] * \left[i(t) \right] + \left[1/L \right] * e(t)$$

Las ecuaciones de estado del sistema mecánico (movimiento de traslación) se formulan en forma directa o indirecta a partir de las ecuaciones de la ley de Newton.

La ecuación diferencial que representa al movimiento lineal es:

$$F(t) = M a = M \frac{dv(t)}{dt} = M * \frac{dX(t)}{dt}$$

donde $F(t)$ es la fuerza generada por el campo magnético, M es la masa del cuerpo a desplazar, $v(t)$ es la velocidad de desplazamiento, $a(t)$ es la aceleración y $X(t)$ es el desplazamiento que realiza el cuerpo. Cuando se produce el desplazamiento existe una fuerza que se opone al mismo. Esta fuerza se llama Fricción y tiene una relación lineal con la fuerza aplicada y con la velocidad y la representamos como:

$$f(t) = f \, dX(t)/dt$$

En el actuador, se podría representar al desplazamiento lineal a través de la siguiente ecuación diferencial:

$$F(t) = M \, dX(t)/dt + f \, dX(t)/dt$$

Esta ecuación diferencial de segundo orden puede descomponerse en dos ecuaciones de estado de primer orden.

Si se hace $X_1 = X$ y $X_2 = dX/dt$ las variables de estado, la ecuación anterior se transforma en:

$$dX_1(t)/dt = X_2(t)$$

$$dX_2(t)/dt = -f/M * X_2(t) + 1/M * F(t)$$

MATERIALES PARA EL ACTUADOR

Características Principales

Las paredes que componen el actuador electromagnético tienen como función principal la de conducir el flujo magnético del campo producido por la bobina y orientarlo para que se pueda cerrar a través del vástago que efectúa la acción de atracción y repulsión. Por lo tanto, el material que compone al actuador deberá ser un material magnético blando, ya que se requieren las siguientes propiedades: (90)

- Transporte eficiente del flujo magnético
- Baja coercitividad
- Alta permeabilidad
- Elevada inducción de saturación
- Biocompatible

Materiales

Algunos de los materiales que cumplen con estas condiciones son:

- Permendur (Fe-Co-V)
- Aceros inoxidable (ferríticos y austeníticos) tales como. 416, XM-27, 316L, 304
- Aleaciones magnéticas dentales (Pt-Co)

El permendur parece ser el material más conveniente, por lo tanto, puede que sea el material elegido para formar las paredes del actuador. Tiene la mas alta inducción de saturación y la máxima permeabilidad en comparación con los otros materiales antes mencionados. El mayor problema que presenta y quizás lo que limite su aplicación, es la poca resistencia a la corrosión. Utilizando este material es posible miniaturizar el dispositivo magnético, el cuál, sin lugar a dudas, deberá contar con una capa de protección contra la corrosión. El dispositivo magnético así dispuesto formará un circuito cerrado con el vástago. (91)

Otra característica importante de los materiales es la de ser biocompatible o no tóxico.

La aleación se presenta comercialmente en pequeños lingotes o tabletas para ser colada o convenientemente torneada si lo que se desea es un perno o vástago.

Los materiales más aptos para formar el vástago son los que se describen a continuación (*Tabla 1*):

Material	Permeabilidad Máxima	Fuerza Coercitiva	Inducción Magnética	Densidad
		(A/m)	(T)	(kg/dm ³)
Permendur (Fe-Co-V)	15000	48	2,45	8,15
Inox 416	800-1000	318-477	1,5	7,8
Inox XM-27	3200	80	0,99	7,67
Inox 316L	-	-	-	8
Inox 304	-	-	-	7,9
Pd-Co-Ni-Au (dental alloy)	260	438	0,76	10,5
447J1	2940	88	0,9	7,9

Tabla 1: Propiedades magnéticas de aleaciones magnéticas blandas

- Acero inoxidable ferrítico tal como ASTM XM-27, Fe-26% Cr-1.3% Mo, SHOMAC-RIVER-26, Showa Denko Co y 447J1.
- Aleaciones magnéticas dentales "casting magnetic alloy" (Pd-27%Ni-24%Co-10%Au-1%Zn).
- Aleaciones Pd-Co (60%Pd).

El esfuerzo está dirigido a encontrar un material que cumpla la función tanto del vástago como la de la cubierta del actuador.

De esta manera se evita la colocación de una capa protectora a la corrosión y se disminuyen los costos.

Se encontró en la bibliografía que la aleación 447J1 (J.I.S.) y la XM27 (A.S.T.M.) han sido utilizados a tal fin por varios investigadores. Estas aleaciones ferríticas tienen entre sí una composición química muy similar y pueden verse en la Tabla 2, que la expresa en porcentaje.

ACEROS	C	Si	Mn	P	S	Cr	Mo	Ni
447J1	0,01	0,4	0,4	0,03	0,02	28,5 a 32	1,5 a 2,5	0,6 **
XM27	0,01	0,4	0,4	0,03	0,02	25 a 27,5	0,75 a 1,5	0,6 **
A.E.S.A.	0,42	0,45	0,7	0,037	0,012	29,8	-	2,47

(**) Contienen un máximo de 0,015 % de nitrógeno y pueden contener 0,5 % de níquel con 0,20 % de cobre o 0,50 % de níquel más cobre como elementos aleantes.

Tabla 2: Aleaciones para el actuador

Realizando una búsqueda por distintas acerías y fundiciones de la zona se encontró que la empresa Aceros Especiales S.A. de la Ciudad de Jesús María estaba produciendo, una colada de una aleación de similar composición química que las 447J1 y XM27 mencionadas, sobre todo en el contenido de cromo.

Con una muestra de esta aleación, se procedió a realizar diferentes ensayos para determinar sus características. Se determinó: composición química, dureza a la penetración, análisis cristalográfico, pérdida de masa por corrosión y trazado de la curva de magnetización y lazo de histéresis.

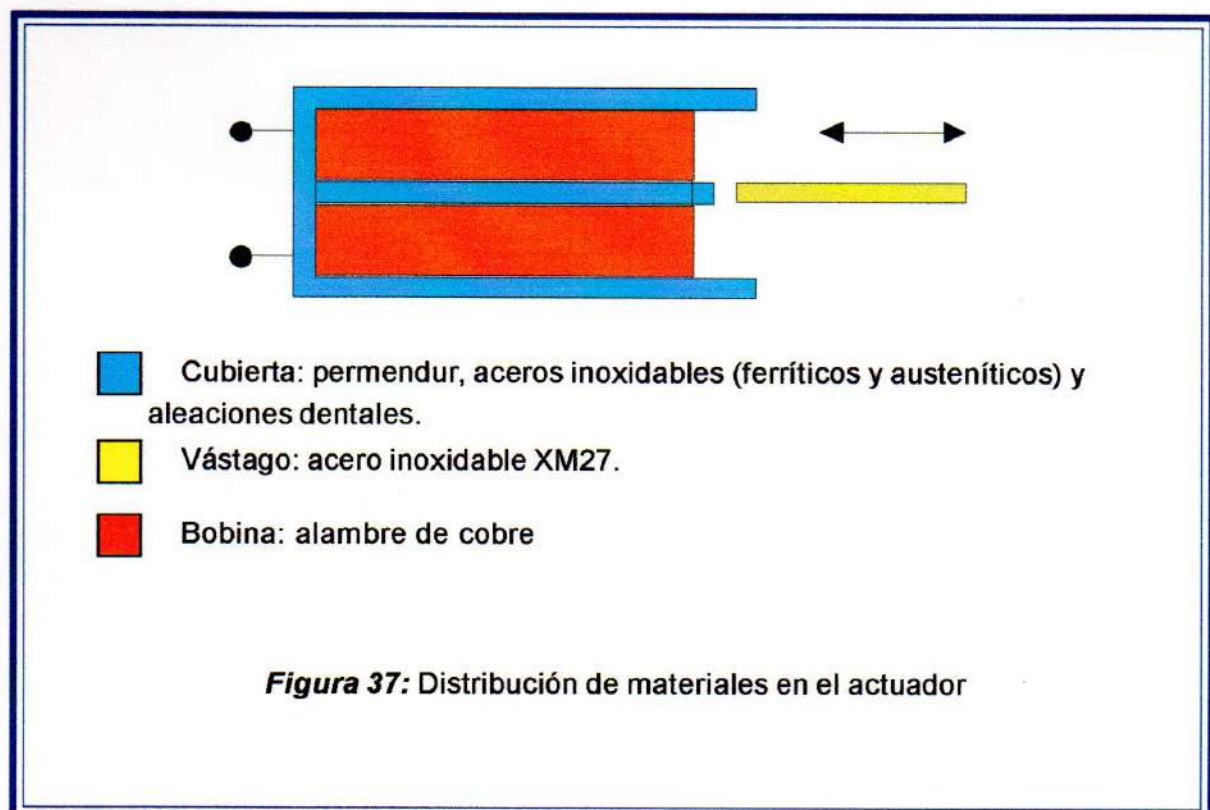
El análisis para la determinación de la composición química arrojó los valores que se observan en la Tabla 2.

La dureza determinada fue de 237 Vickers (100 gr.).

Por el análisis cristalográfico se determinó la presencia de una fase austenítica y otra ferrítica, con límite de grano de CCr.

El ensayo de pérdida de masa por corrosión se hizo según la norma A.S.T.M. G31-72, dando valores muy por debajo de los esperados.

La distribución de los materiales en el actuador se indican en la Figura 1.





DISEÑO Y DESARROLLO DE SISTEMAS DE FIJACION DE PRÓTESIS

Sistemas de accionamiento

Un sistema de accionamiento es un conjunto constituido por diferentes objetos, por las relaciones de estos objetos entre sí y por las relaciones de los atributos de estos objetos.(92)

De acuerdo al grado de control que ejerce el hombre sobre el sistema, estos pueden ser:(101,102)

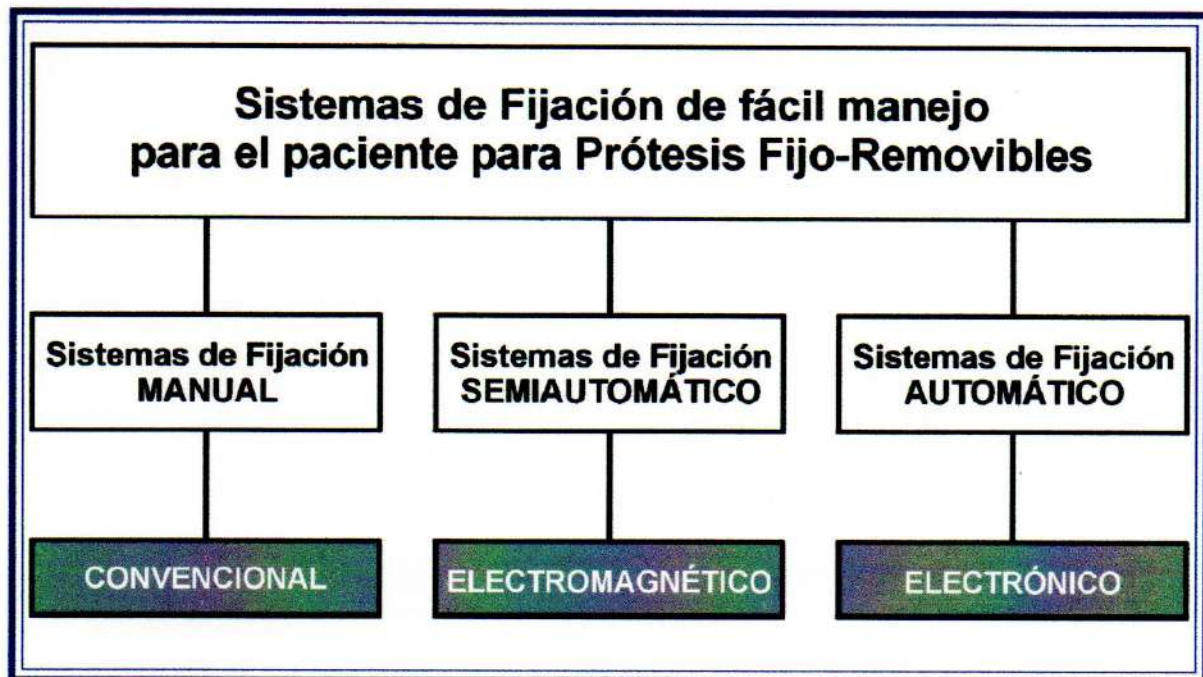
- **Manuales:** Son aquellos que se accionan utilizando la propia fuerza o actividad física del operador como fuente de energía. Pueden contar con herramientas simples para complementar la acción del usuario.
- **Semiautomáticos:** Se componen de partes físicas bien integradas, como son los diferentes tipos de herramientas mecánicas diseñadas para realizar funciones con ligeras variaciones. La energía suele ser

proporcionada por las máquinas y la función del operador es esencialmente de control.

- **Automáticos:** Son sistemas completamente automatizados, es decir, realizan todas las funciones operacionales incluyendo el sentido.

Con el objeto de facilitar el manejo de prótesis implanto soportada de tipo fijo/removible y minimizar su principal contraindicación, que es el difícil accionamiento de las trabas o cerrojos que las fijan, se diseñaron y desarrollaron diferentes sistemas de fijación de fácil manejo para el paciente, uno de accionamiento manual, al que también se lo llamó convencional, uno de accionamiento semiautomático o electromagnético y uno de accionamiento electrónico o automático.

(Cuadro 6).(97,98)

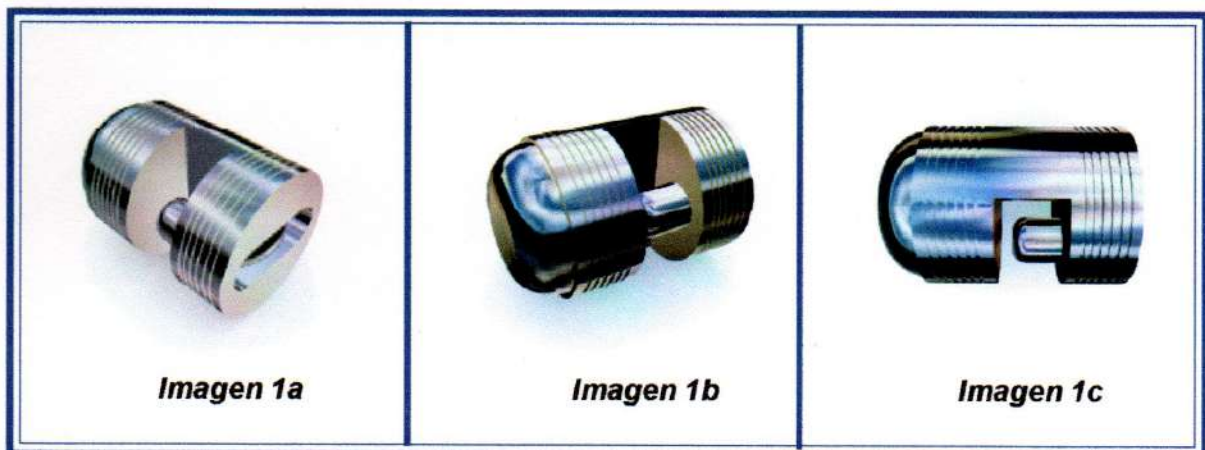


CUADRO 6

Sistema de fijación de accionamiento manual (convencional)

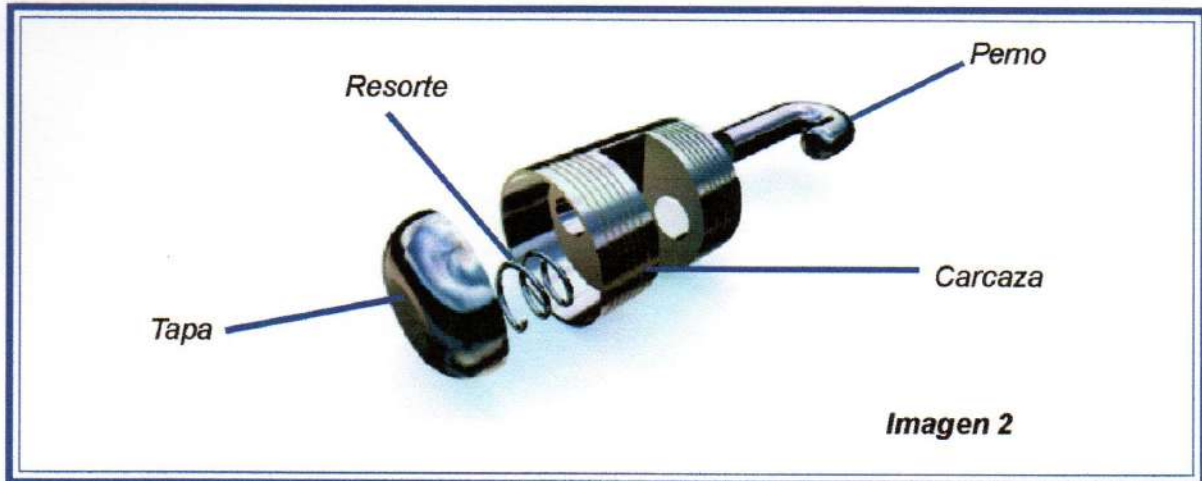
Se ha resuelto de tal modo que no requiera de elementos accesorios para su accionamiento. La simpleza ha sido el concepto a seguir tanto para su utilización como para su materialización.

Es un dispositivo de cuerpo cilíndrico dentro del cual se aloja un perno en forma de anza unido por uno de sus extremos a un botón metálico que es mantenido en posición por un pequeño resorte. (Imágenes 1a, 1b, 1c).



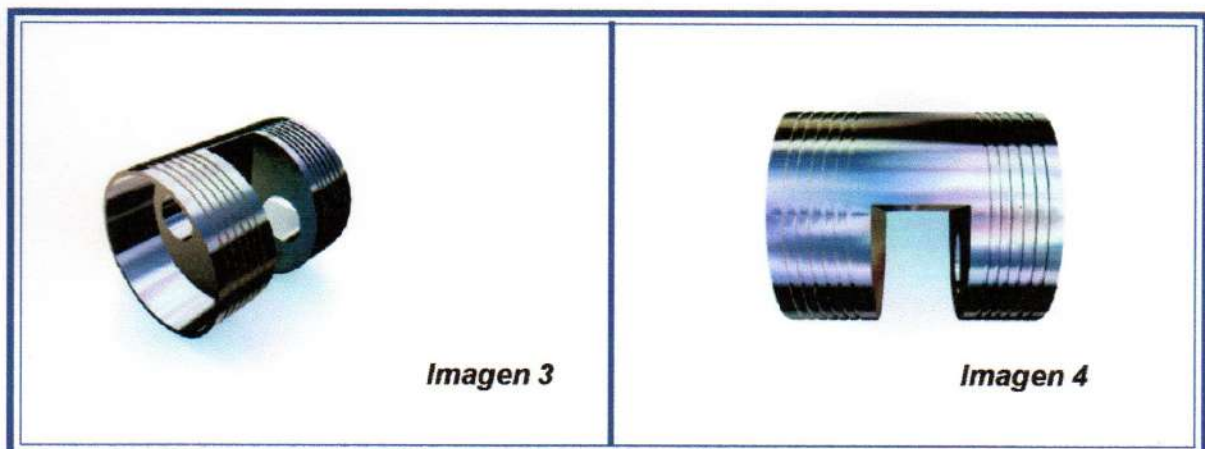
Esta formado por cuatro componentes (Imagen 2):

- Carcaza
- Perno traba
- Resorte de mantenimiento
- Botón de accionamiento



Carcaza: De configuración cilíndrica, con perforaciones internas destinadas a alojar los otros componentes (*Imagen 3*). En su parte central se le realizó un desbaste que sirve de guía para un encastre perfecto con la infraestructura. (*Imagen 4*).

Mide 6,00 mm de longitud y 4,72 mm de diámetro y fue maquinada en un torno de control numérico en acero inoxidable AISI 304 de acuerdo a las especificaciones técnicas de los *planos 1, 2 y 3*.



En su parte interna , el cilindro, es hueco en el tercio superior y en el tercio inferior y macizo en el tercio medio con una perforación lateral por donde pasa la porción más larga del perno (*Imagen 5*). En el tercio superior, se aloja el resorte y el botón de accionamiento (*Imagen 6*) y en el tercio inferior la porción curva del perno de cierre. (*Imagen 7*).



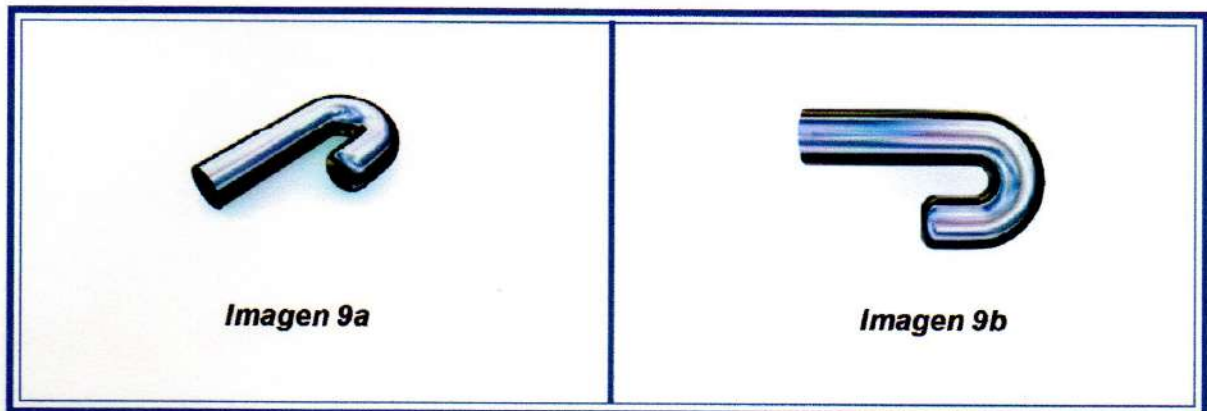
Es decir que la carcaza contiene en su espacio interior, localizado en una única posición, al perno traba que entra retraído por un resorte comprimido entre el cuerpo y el botón de accionamiento. (*Imagen 8*).



Perno traba: En forma de anza, con un extremo curvado sobre sí mismo, es la parte del sistema que se introduce en una oquedad realizada en la barra o infraestructura atornillada a los implantes, produciendo la fijación de la prótesis.

Está realizado en acero inoxidable AISI 304, que es un material que cumple con los requisitos para su utilización en el medio bucal.

Posee 1,5 mm de diámetro y 7,29 mm de longitud con un extremo curvado de 3,36 mm de longitud, según lo especificado en *planos 1 y 2*. (*Imagen 9a, 9b*).



Se lo localiza íntegramente dentro de la carcasa unido en el extremo de su porción más larga al botón de accionamiento. El extremo corto, termina libre en el desbaste central de la carcasa para encastrar con la infraestructura y fijar la prótesis. (*Imagen 10*).



Resorte: De alambre de acero inoxidable de 0,04 mm de diámetro conformando un resorte de tres vueltas con una longitud de 2,05 mm y un diámetro externo de 1,84mm, según *plano 1*. (*Imagen 11a, 11b*).

**Imagen 11a****Imagen 11b**

Tiene la finalidad de mantener en posición de cierre al perno traba. Se ubica en una posición lateral dentro del tercio superior de la carcasa entre el tercio medio, macizo del cilindro y el botón de accionamiento. (Imagen 12).

**Imagen 12**

Botón de accionamiento: Sirve también como tapa de cierre del dispositivo. Es de forma plano-convexa y mide 4,66mm de diámetro y 1,50mm de espesor, según *planos 1, 2 y 3*. (Imagen 13a).

La faz convexa se ubica hacia el exterior y es en donde el operados deberá ejercer presión digital para vencer la fuerza del microresorte, hacer deslizar el perno de cierre y destrabar el sistema.

**Imagen 13a****Imagen 13b**



La parte plana tiene labrados sendos lechos para fijar en uno al perno traba y en el otro al resorte de mantenimiento. (Imagen 13b).

Se ubica en el extremo superior de la carcaza, haciendo de tapa de contención del conjunto. (Imagen 14).



Imagen 14

Al igual que los otros componentes, el botón está maquinado en acero inoxidable AISI 304, pero existen otros materiales que cumplen con los requisitos necesarios, enunciados en el cuadro 7, para la construcción de un dispositivo que

Propiedades de los materiales	Materiales
<ul style="list-style-type: none">● Dureza elevada.● Resistencia al desgaste.● Resistencia a la corrosión.● Resistencia a los fluidos bucales.● Biocompatibilidad.	<ul style="list-style-type: none">● Aceros Inoxidables<ul style="list-style-type: none">○ ASTM XM – 27○ SHOMAC RIVER 26○ AISI 304● Aleaciones dentales.● Aleaciones de Pd-Co.● Aleaciones de Titanio.
Cuadro 7	Cuadro 8

será utilizado en el ambiente oral. Algunos de ellos están enumerados en el cuadro 8.

Estos cerrojos deben ser usados de a pares y estar ubicados uno en cada hemiarcada a nivel de premolares, con su eje largo en sentido vestibulo-lingual y con los botones de accionamiento libres hacia vestibular. (*Imagen 15*).



De esta manera, los sistemas de fijación manual pueden ser accionados digitalmente por el paciente, quien debe introducir sus dedos índice y pulgar dentro de la cavidad bucal, buscando, a ambos lados de la prótesis, los botones de accionamiento, de forma que al ser presionados, se venza la fuerza de los resortes haciendo que los pernos trabas discurran hacia lingual, produciendo el destrabe de los dispositivos para permitir la remoción de la prótesis. (*Imagen 16a, 16b, 16c, 16d*).

Para colocar la prótesis nuevamente, deberá ser tomada bidigitalmente presionando los botones de accionamiento y una vez posicionada en boca, dejar de ejercer presión de manera que los pernos se introduzcan en las perforaciones de la barra empujados por acción de los resortes. (*Imagen 17a, 17b, 17c*).

Accionamiento del sistema de fijación manual

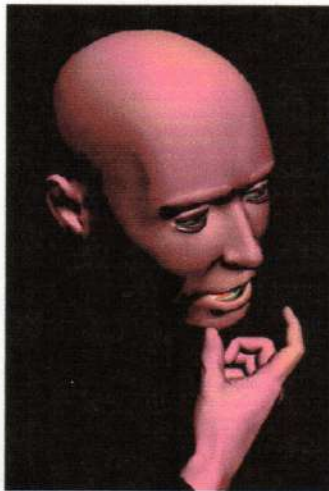


Imagen 16a

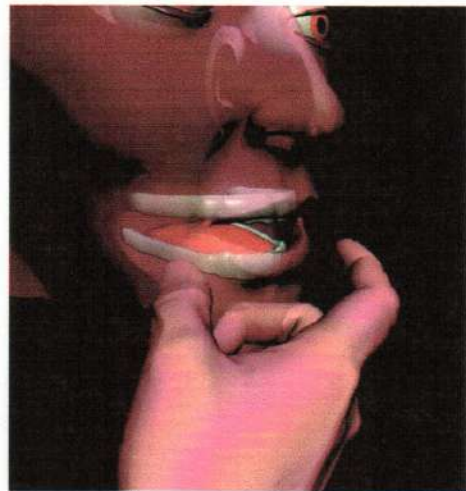


Imagen 16b

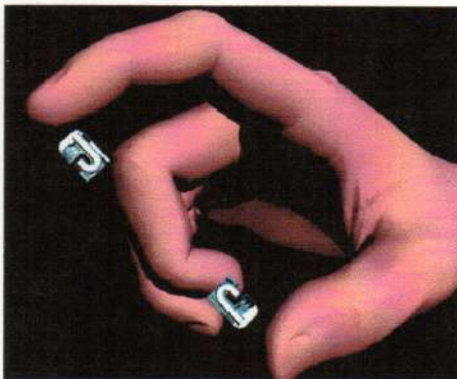


Imagen 16c

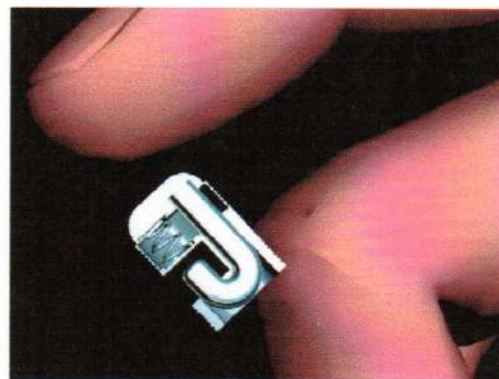


Imagen 16d

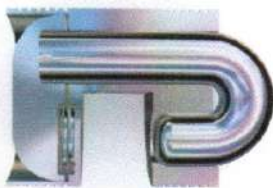


Imagen 17a: Mecanismo abierto.

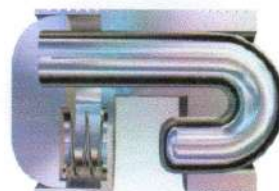


Imagen 17b: Mecanismo a medio cerrar.

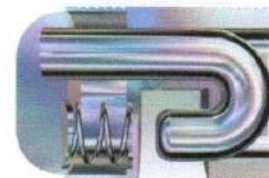


Imagen 17c: Mecanismo cerrado

Sistema de fijación de accionamiento electromagnético (semiautomático)

Este sistema está compuesto por dos subsistemas bien diferenciados

- Dispositivo de fijación
- Comando de control

El subsistema de fijación es un dispositivo cilíndrico que se ubica en el cuerpo de la prótesis. En su interior se aloja un perno recto unido a un botón metálico con propiedades magnéticas.

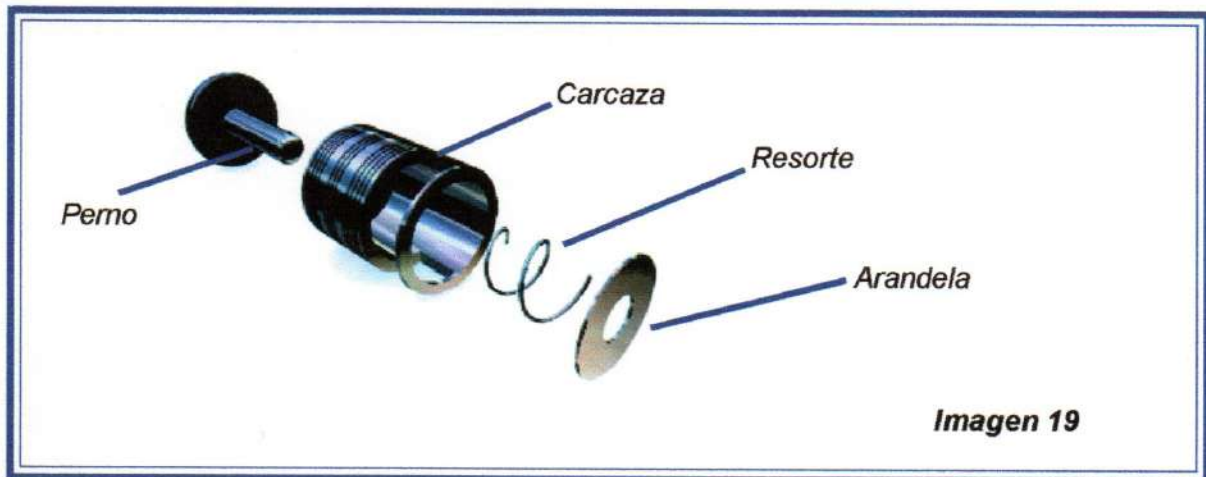
El comando de control es una herramienta extrabucal, de diseño ergonómico, que por medio de electroimanes, acciona los dispositivos de fijación. (Imagen 18).



Dispositivo de fijación

Esta compuesto por cuatro piezas (Imagen 19):

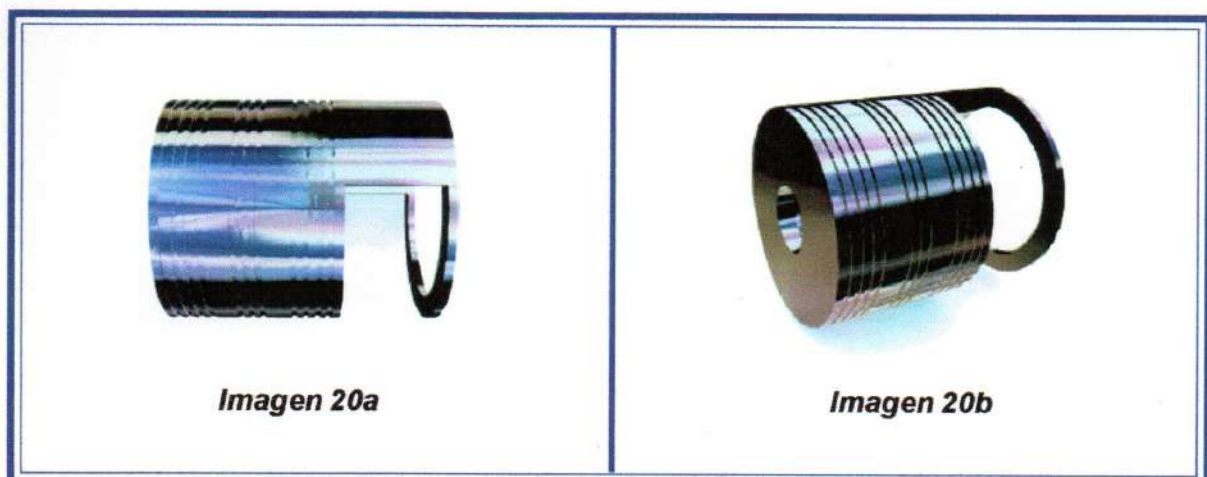
- Carcaza
- Perno magnético
- Resorte helicoidal
- Arandela de sujeción



Carcaza: Es un cilindro hueco de 6mm de longitud y 4mm de diámetro, dentro del cual se disponen los otros componentes.

Posee un desbaste lateral, hacia uno de sus extremos, de 2mm de ancho y 2mm de profundidad, para guiar el encastre con la mesoestructura. (*Imagen 20a*).

Es cerrado por una de sus bases, pero con una perforación central de 1,55mm de diámetro por donde se introduce el perno. La base opuesta es abierta completamente para facilitar el ensamblaje de los demás componentes. (*Imagen 20b*).



Los prototipos fueron maquinados en acero inoxidable AISI 304 de acuerdo a las especificaciones técnicas del *plano 4*.

Dentro de la carcaza se ubican en una posición central el perno, el resorte y la arandela de fijación. (*Imagen 21*).



Imagen 21

Perno magnético: Es un vástago cilíndrico de 1,50mm de diámetro y 7,26mm de longitud que termina en un botón plano convexo, redondo, con aristas fileteadas de 5,01mm de diámetro y 2mm de espesor. (*Imagen 22a, 22b*). (90,99,100)

Está maquinado en una sola pieza en Permendur, que es una aleación de hierro, cobalto y vanadio (Fe – Co –V) con propiedades magnéticas que cumple con los requisitos de los metales magnéticos para uso intrabucal. (*Cuadro 9*).



Imagen 22a



Imagen 22b

Propiedades de los materiales

- Dureza elevada.
- Resistencia al desgaste.
- Resistencia a la corrosión.
- Resistencia a los fluidos bucales.
- Biocompatibilidad.
- Propiedades magnéticas.

Cuadro 9

Las propiedades magnéticas son necesarias en el perno debido a que cuando se le acercan los electroimanes del comando de control estos son atraídos para destrabar el sistema por la acción de un campo magnético.

El vástago del perno se introduce por la perforación de la base ciega de la carcaza quedando en una posición central interna y el botón, externamente ubicado, para poder ser accionado. (Imagen 23).

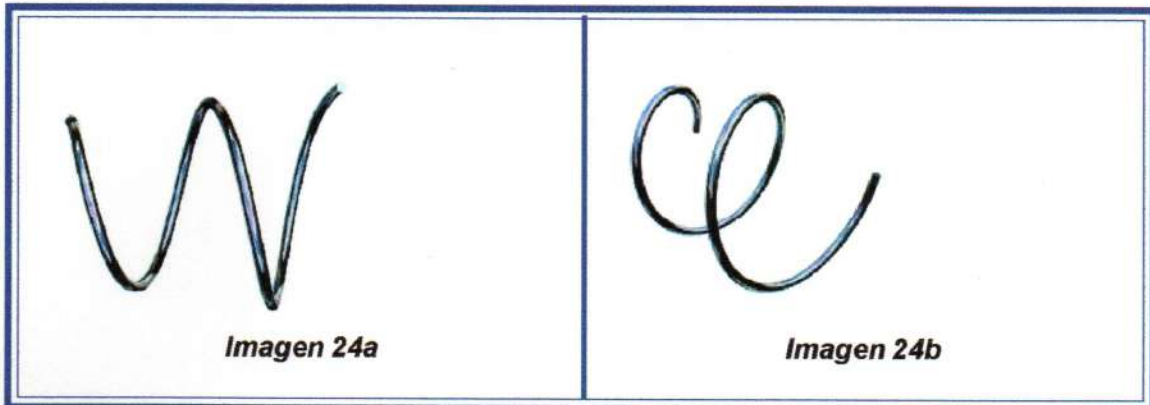


Imagen 23

Resorte helicoidal: Es un resorte de forma cónica de alambre de acero inoxidable de 0,11mm de diámetro, conformando un resorte de dos vueltas con una longitud de 3,26mm,

un diámetro inicial de 2,69mm y un diámetro final de 2,02mm, según *plano 4*.

(*Imagen 24a, 24b*).



La forma cónica del resorte tiene como objetivo el ahorro de espacio. De esta forma, al ser comprimido, cada vuelta se introduce en la anterior, de mayor diámetro, permitiéndole mayor recorrido al perno de cierre.



Figura 40

Se ensambla dentro del sistema alrededor del vástago del cerrojo, y es mantenido en posición por la pared interna de la base de la carcasa y una arandela de sujeción. (*Imagen 25*).

Arandela de sujeción: Es una arandela de 4mm de diámetro externo y 1,50 mm de diámetro interno de acero inoxidable AISI 304. (*Imagen 26*).



Imagen 26

Tiene la función de mantener al resorte en posición y permitir su compresión al ser accionado el sistema.

Se la introduce en el perno, aproximadamente a nivel de su tercio medio, al cual se fija por fricción.

(Imagen 27).

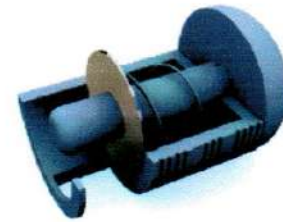


Imagen 27

Comando de control

Es un instrumento diseñado específicamente para ser sujetado con facilidad e introducirlo en la cavidad bucal. (Imagen 28a).

Está formado por un mango de silicona de líneas orgánicas con un pulsador central. De uno de sus extremos parten dos tubos, para el paso de sendos conductores negativo y positivo, que terminan en forma de copa, donde se alojan los electroimanes. (Imagen 28b).



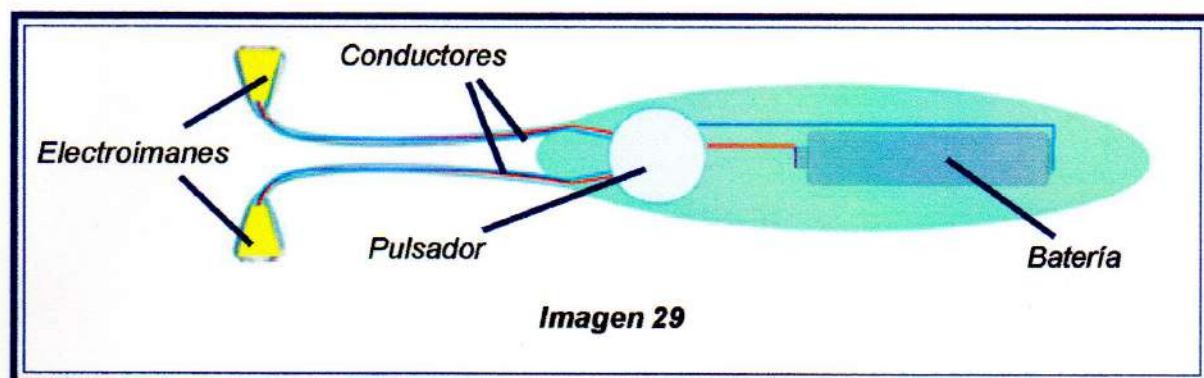
Imagen 28a



Imagen 28b

Los electroimanes están conformados por bobinas multivueeltas de alambre de cobre de 0,05mmde diámetro.

En el interior del mango se dispone una batería de 12 V y 27 A modelo 124 PB-27 A conectada por medio de conductores al pulsador, el que a su vez, se conecta a los electroimanes. (Imagen 29).



El accionamiento del pulsador permite el paso de energía de la batería a los electroimanes con la formación de un campo magnético, que cesa al desactivarlo.

Al igual que los sistemas manuales, estos cerrojos deben utilizarse idealmente de a pares, colocados uno en cada hemiarcada de la prótesis, a nivel de premolares, con el eje largo en sentido vestibulo-lingual y el botón magnético libre en lingual.

Para el accionamiento de las trabas, el paciente debe introducir el comando de control en la cavidad bucal, (Imagen 30a, 30b) aproximando sus extremos a los pestillos. (Imagen 30c).

Accionamiento del Sistema de Fijación Electromagnético

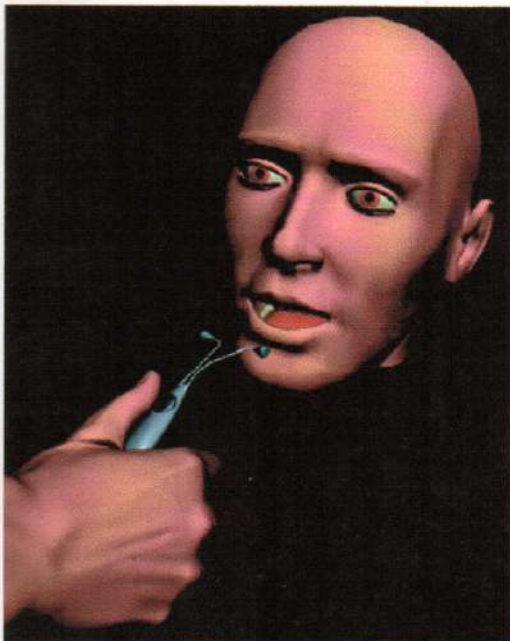


Imagen 30a

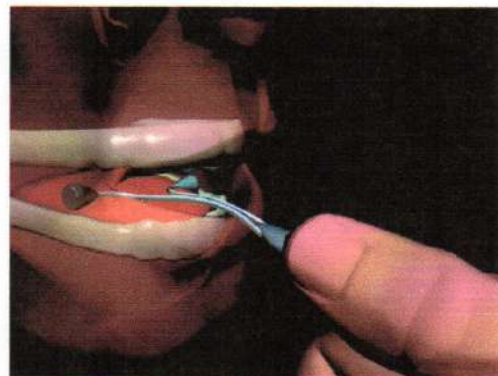


Imagen 30b

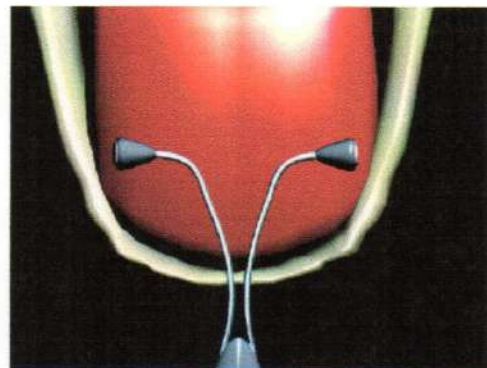


Imagen 30c

Presionando el pulsador, los electroimanes atraen los pestillos liberando los mecanismos de fijación (*Imagen 31a, 31b*), lo que permite el retiro de la prótesis unida al comando.

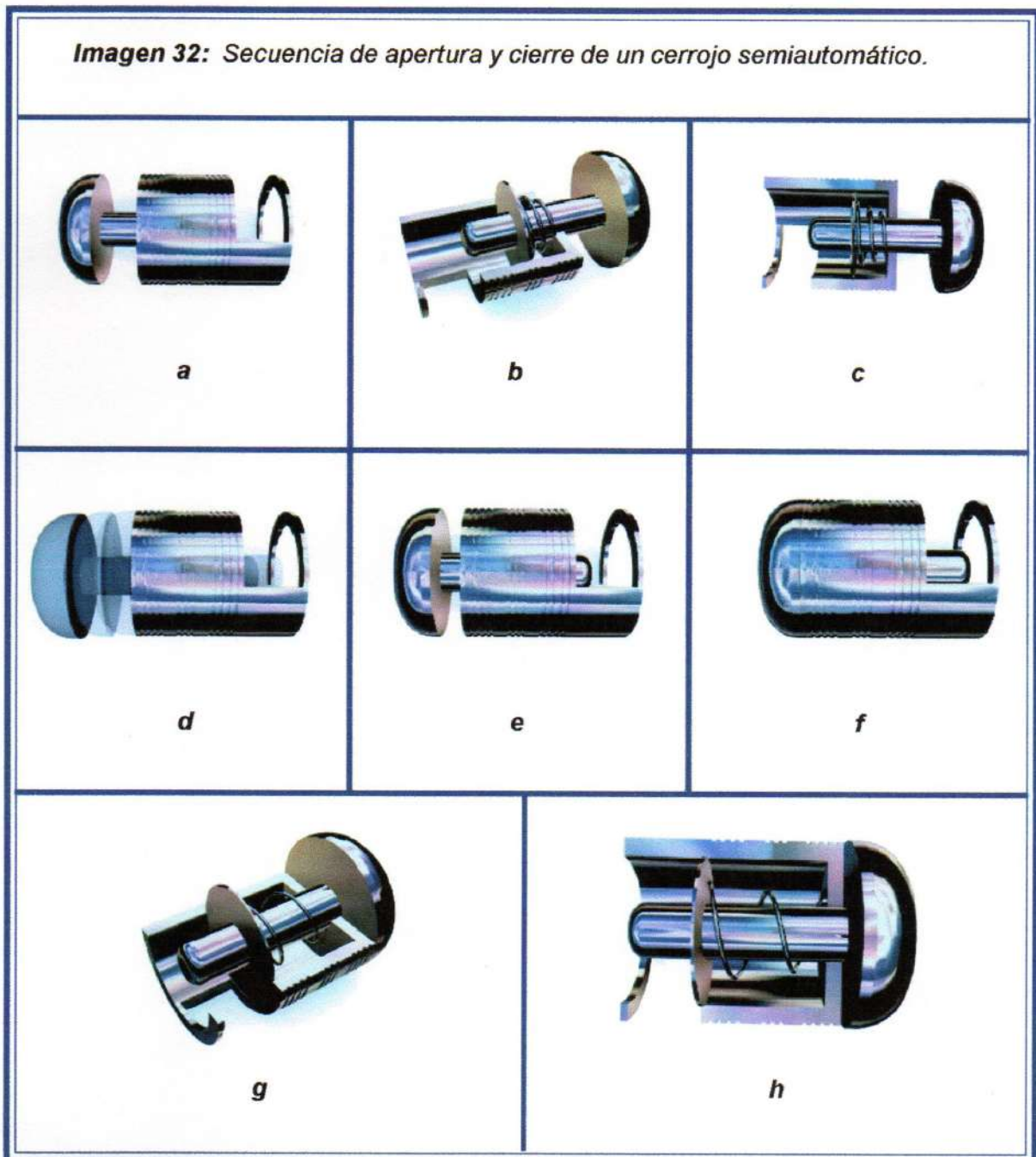


Imagen 31a



Imagen 31b

Para colocar la prótesis nuevamente en boca, los cerrojos deben estar abiertos (*Imagen 32a, 32b, 32c*) y una vez posicionada la dentadura, se debe liberar el pulsador. La desaparición de los campos electromagnéticos permite a los pernos introducirse en las oquedades de la barra por acción de los resortes. (*Imagen 32d, 32e, 32f, 32g, 32h*).



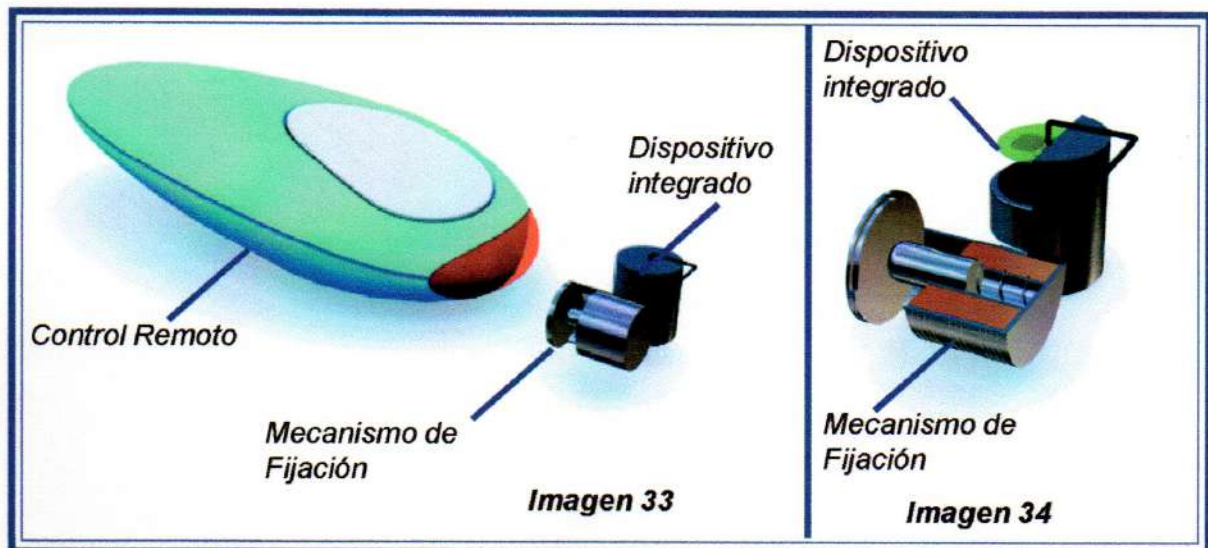
Sistema de accionamiento electrónico (automático)

El sistema automático está compuesto por tres subsistemas (*Imagen 33*):

- Mecanismo de fijación
- Dispositivo integrado
- Control remoto

El mecanismo de fijación y el dispositivo integrado se ubican en el interior de la prótesis, conectados entre sí por un tubo metálico flexible que aloja los conductores electrónicos. (*Imagen 34*).

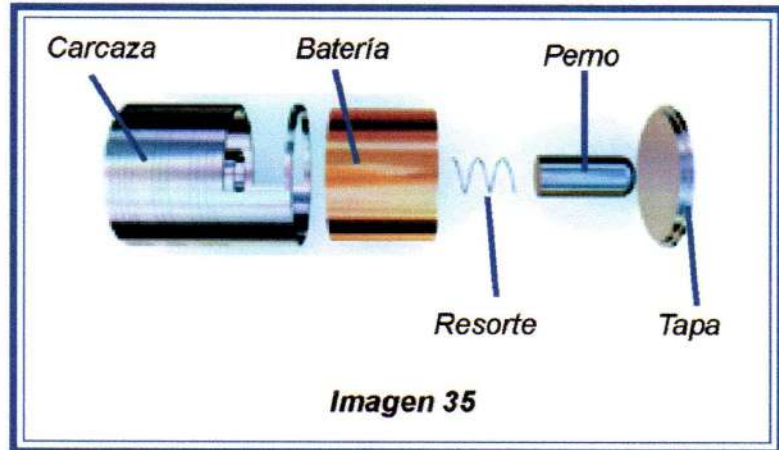
El control remoto acciona a distancia la traba de fijación.



Mecanismo de fijación

Está compuesto por cinco piezas bien diferenciadas (*Imagen 35*):

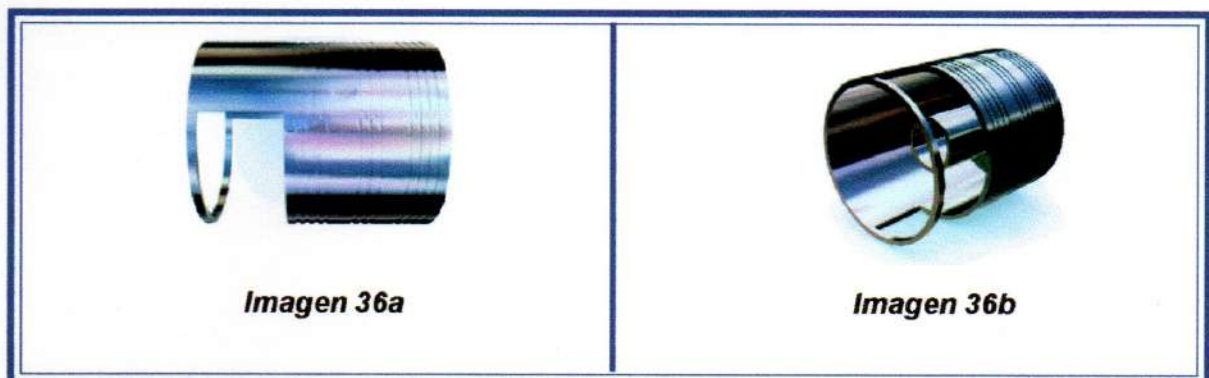
- Carcaza
- Perno
- Resorte
- Bobina
- Tapa



Carcaza: Es un cilindro exterior y otro interior conformado en una sola pieza.

El cilindro exterior mide 6,00mm de longitud y 5mm de diámetro, con una base cerrada y la otra abierta completamente para posibilitar el armado del mecanismo. En su parte lateral, en el tercio más próximo a la base abierta, posee un socavado, de aproximadamente la mitad de su contorno, que tiene la finalidad de guiar la inserción con la mesoestructura. (*Imagen 36a*).

El cilindro interno parte de la base cerrada, tiene una longitud de 3,80mm, un diámetro externo de 1,85mm y un diámetro interno de 1,52mm. Termina a nivel del desbaste lateral del cilindro mayor. (*Imagen 36b*).



La carcaza alberga los otros componentes del sistema. La bobina, entre los dos cilindros: el perno y el resorte, en el interior del cilindro menor y la tapa, en la base abierta del cilindro externo. (Imagen 37, 38).



Las paredes de este receptáculo deben conducir el flujo magnético producido por la bobina para movilizar el vástago. Esto hace necesario que sea realizado en un material magnético blando. Se eligió el Permendur para su construcción, cuyas características y propiedades fueron detalladas anteriormente.

Perno: Es la pieza móvil del mecanismo, encargada de ejercer la fijación introduciéndose en la parte hembra de la mesoestructura.

Es un cilindro macizo de 1,50mm de diámetro y 3,32mm de longitud, con una de sus bases de aristas redondeadas. (Imagen 39a, 39b).



Se lo ubica en el interior del cilindro interno de la carcaza, entre el resorte y la tapa de cierre. (Imagen 40).



Imagen 40

Debe ser maquinado en un material adecuado para uso intrabucal y que posea propiedades magnéticas, como un acero inoxidable XM-27 o aleaciones dentales magnéticas, ya que debe formar un circuito cerrado con la carcaza, para posibilitar sus movimientos.

Resorte: De alambre de acero inoxidable de 0,87mm de diámetro, conformando un resorte de dos vueltas y media y 1,26mm de diámetro, según plano 6. (Imagen 41a, 41b).

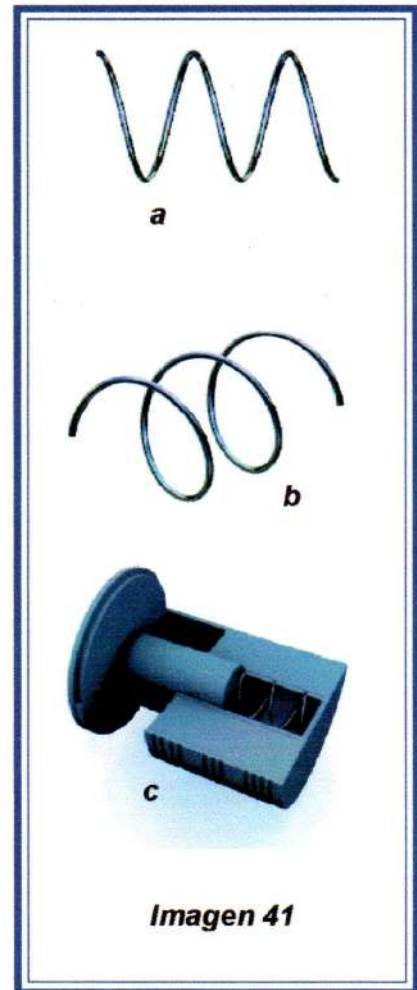


Imagen 41

Se lo ubica en el interior del cilindro interno de la carcaza, entre su base cerrada y el perno. (Imagen 41c).

Bobina: Es una resistencia multivuelta de alambre de cobre de 0,05mm de diámetro conectada al dispositivo integrado y fabricada a medida para ser insertada en el interior de la carcaza, en el espacio determinado por el cilindro interno y el externo. (Imagen 42a, 42b, 42c).



Cuando la bobina recibe energía del dispositivo integrado, se crea un campo electromagnético cerrado entre la carcasa y el perno, determinando su movimiento.

Tapa: Cierra el receptáculo una vez insertados los demás componentes.

Mide 5mm de diámetro y 0,35mm de espesor con un fresado de 0,15mm. (Imagen 43a, 43b).

Se adapta perfectamente a la base abierta de la carcasa, donde se fija por presión. (Imagen 43c).

Dispositivo integrado: Es una unidad sellada, de forma cilíndrica, dentro de la cual se aloja el circuito de recepción de señal, cuyo diseño y características fueron descritas anteriormente en deta-



lle, y una batería CR 2325, 3V, 165mAh/0,906" de diámetro, de Litio y terminales de coin cell. (Imagen 44).

Control remoto: Posee una configuración morfológica de tipo orgánica con un botón de envío, que es el único control de operación del sistema.

En su interior se localiza el circuito de emisión de señal y una pila de 3V de litio-magnesio. (Imagen 45).

Como se explicó con anterioridad, al ser accionado el pulsador del control remoto (Imagen 46), se envía una señal de radiofrecuencia que es captada y procesada por el circuito receptor, ubicado en el dispositivo integrado, que permite el pasaje de energía al mecanismo de fijación, carga la bobina electromagnéticamente, el per-

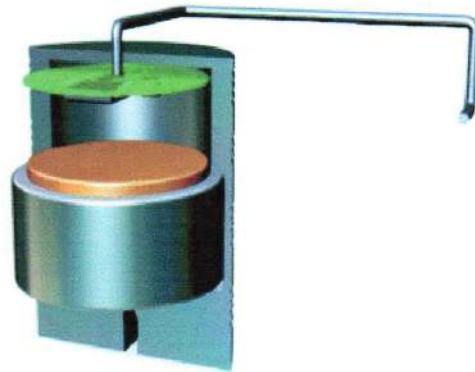


Imagen 44



Imagen 45

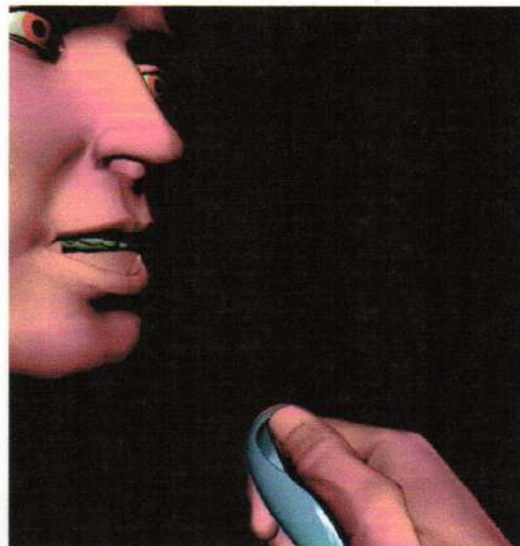
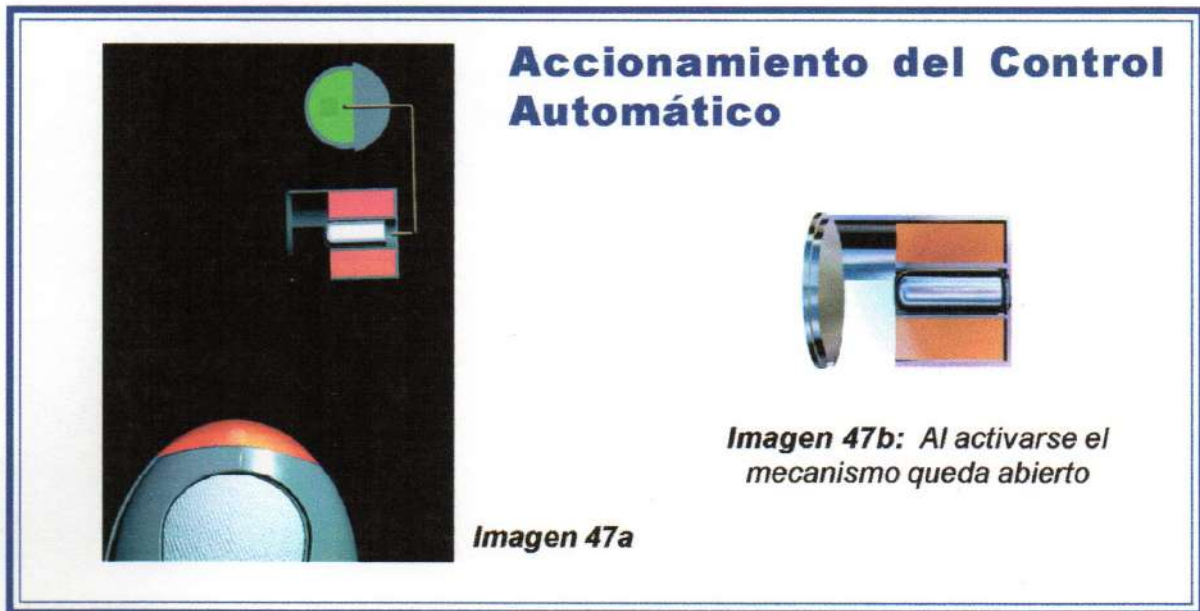
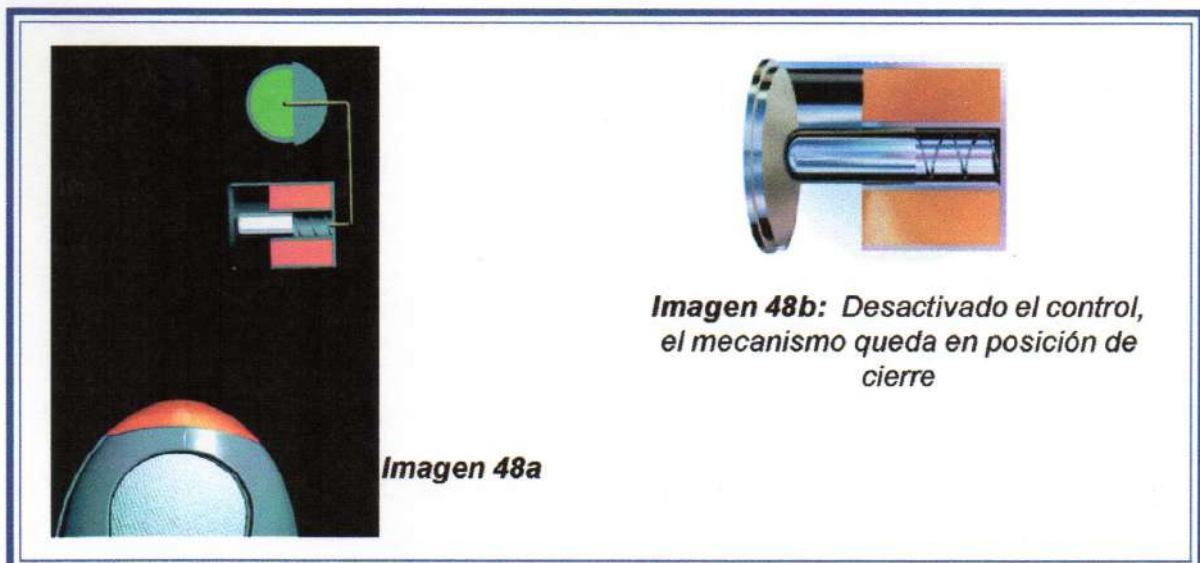


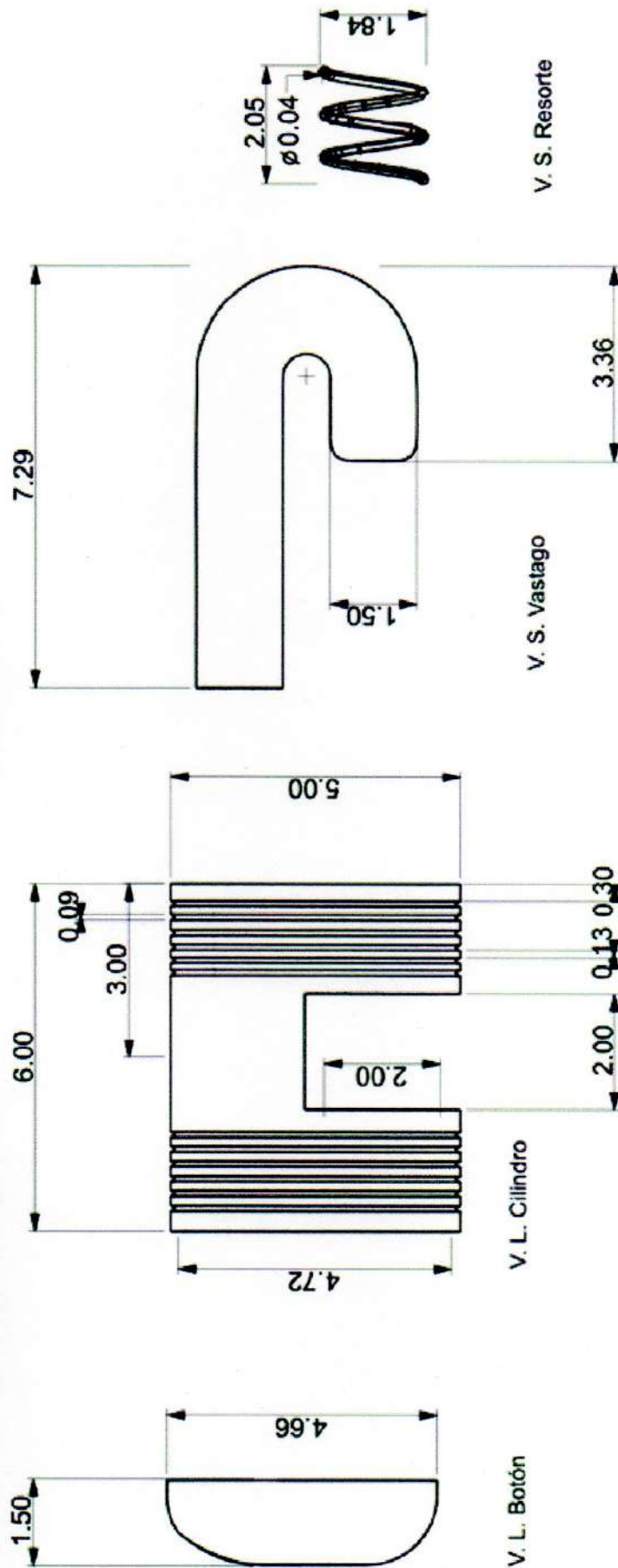
Imagen 46

no se retrae por la formación de un campo magnético cerrado y se desactiva la fijación. (Imagen 47a, 47b).



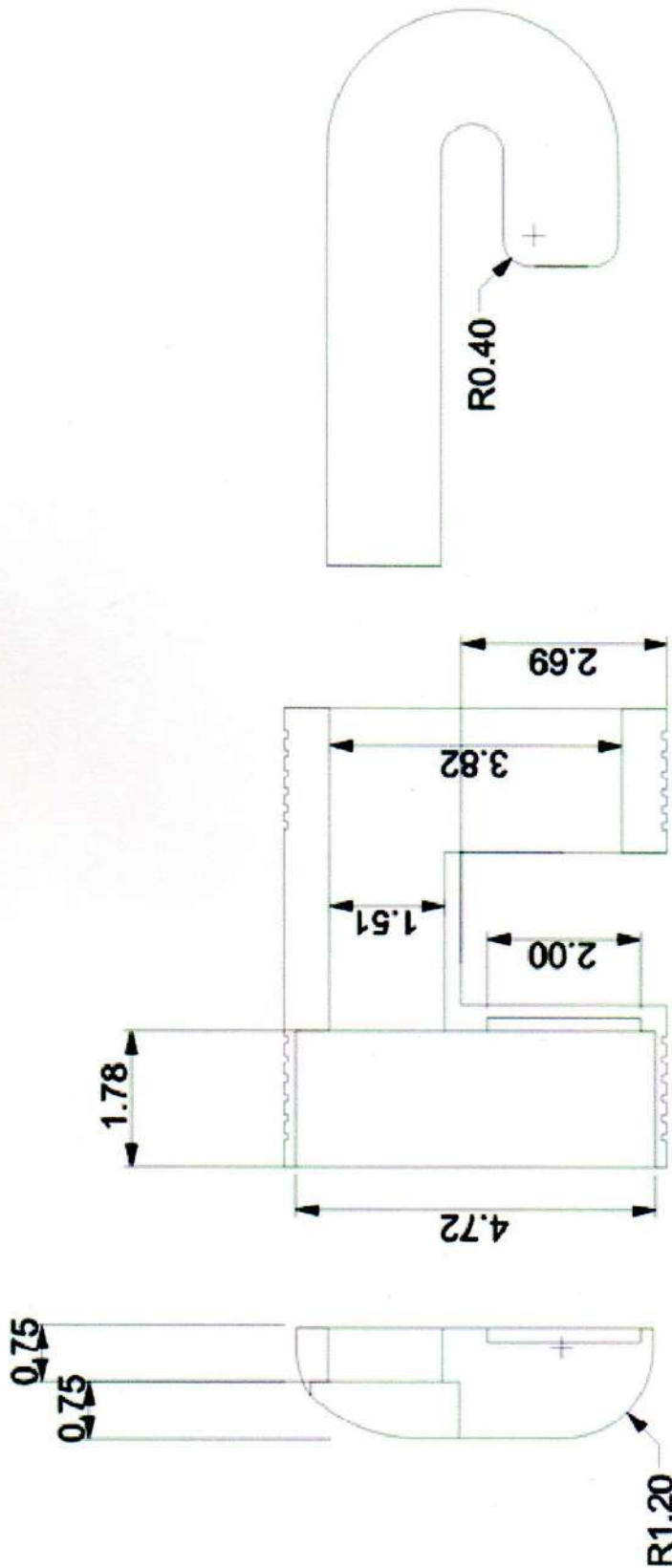
Al ser desactivado el control, se interrumpe la señal de envío y el flujo de energía de la batería a la bobina. Al desaparecer el campo magnético, el perno es empujado por el resorte a una posición de cierre, activándose la fijación. (Imagen 48a, 48b).





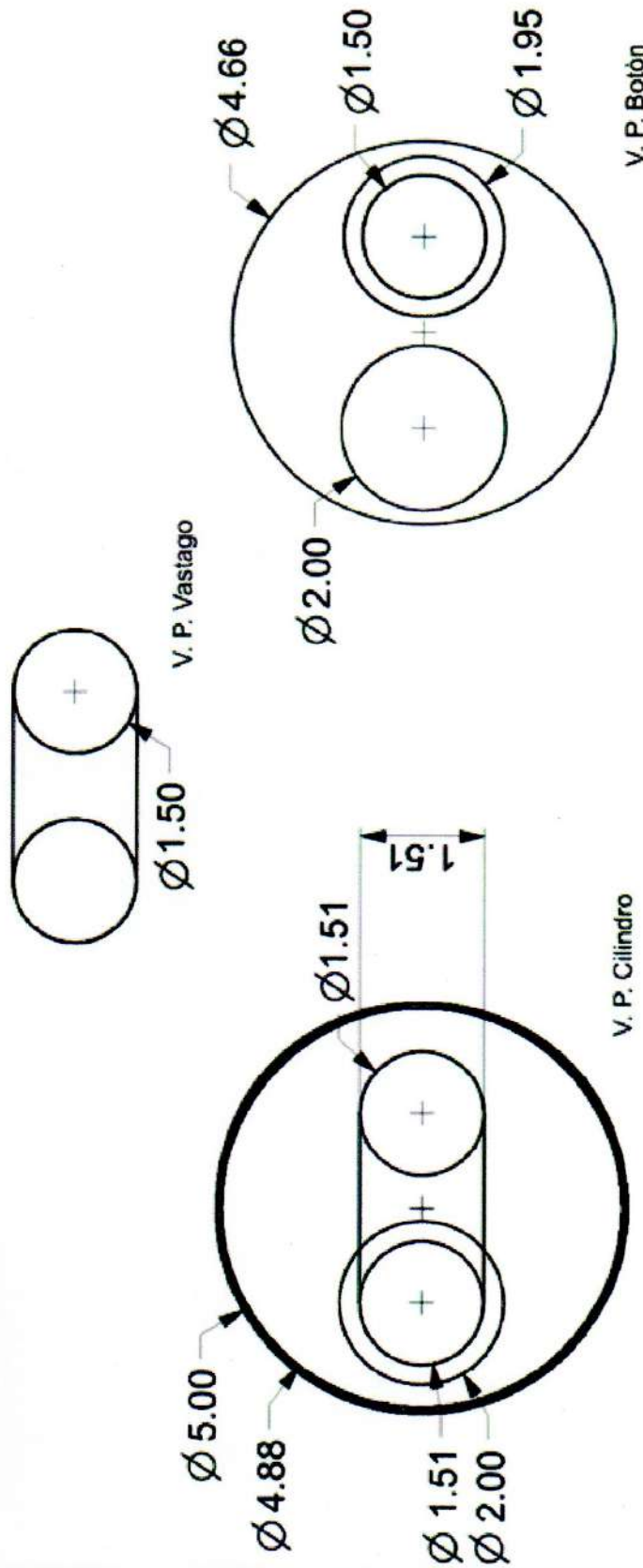
Plano Sistema de fijacion manual
medidas en mm.

Plano 1



Plano Sistema de fijación manual
vistas en corte
medidas en mm

Plano 2

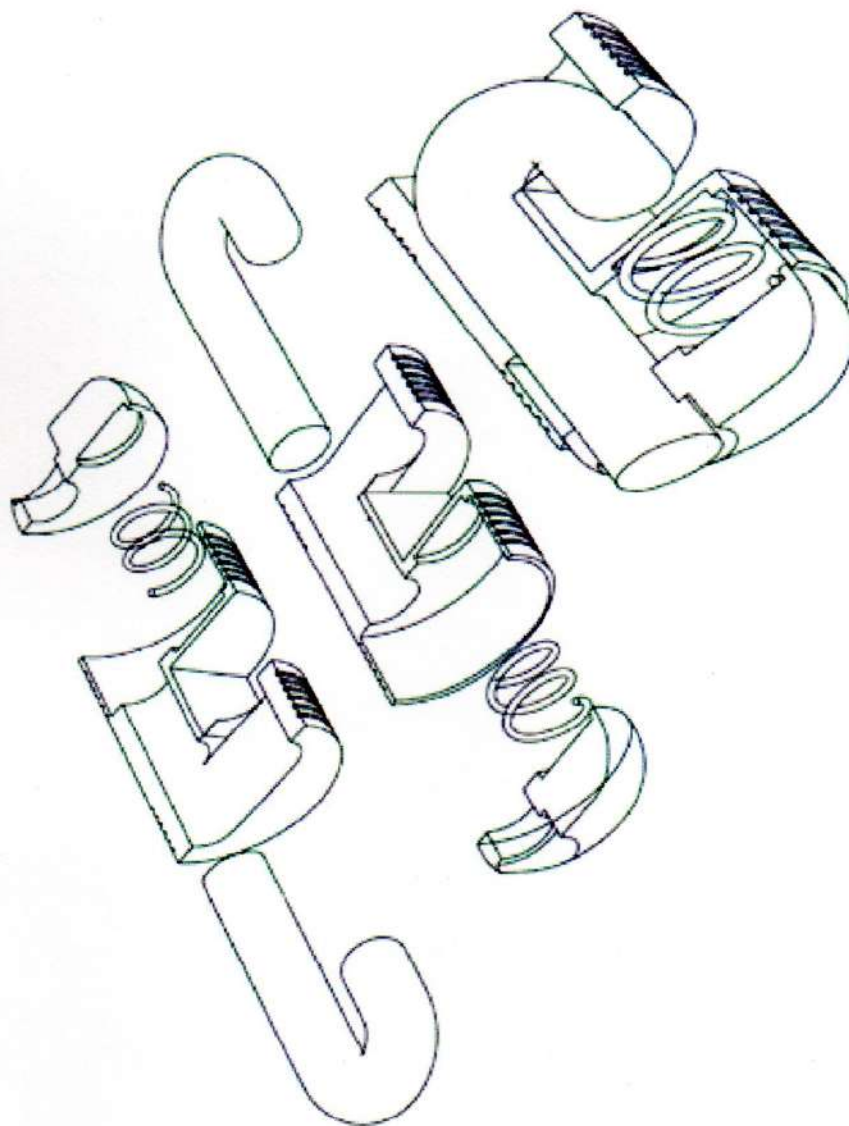


V. P. Botón

V. P. Cilindro

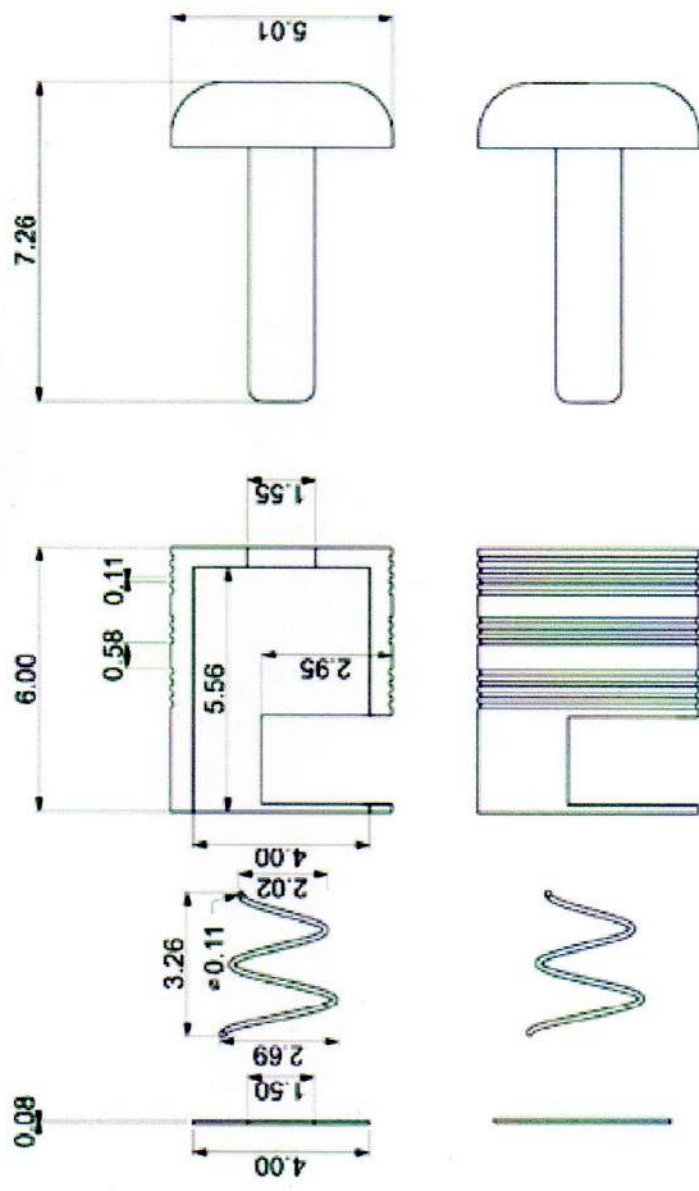
Plano Sistema de fijación manual
medidas en mm.

Plano 3



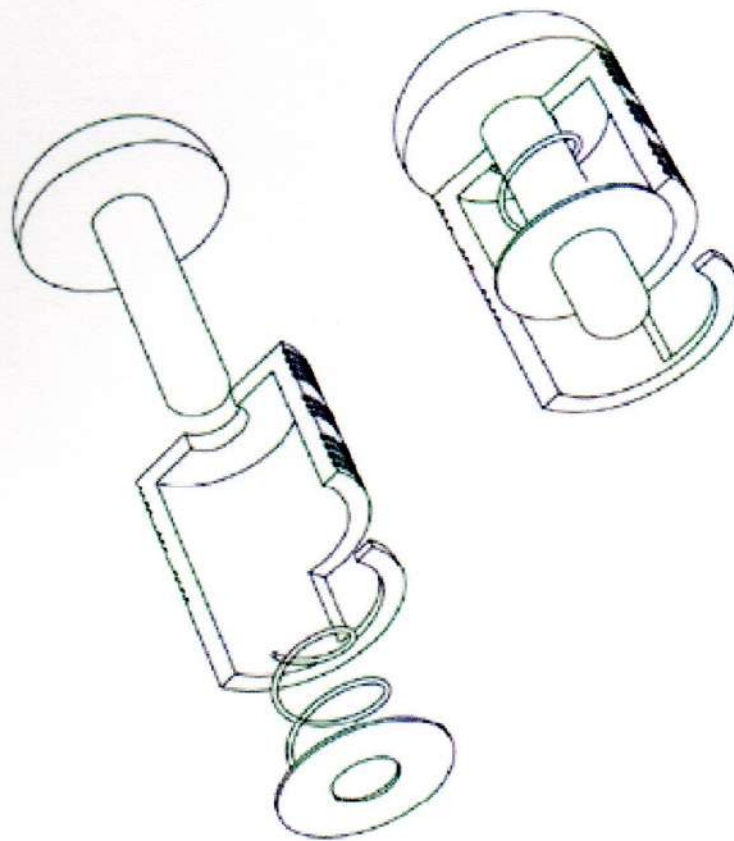
Sistema de fijación manual

Plano 4



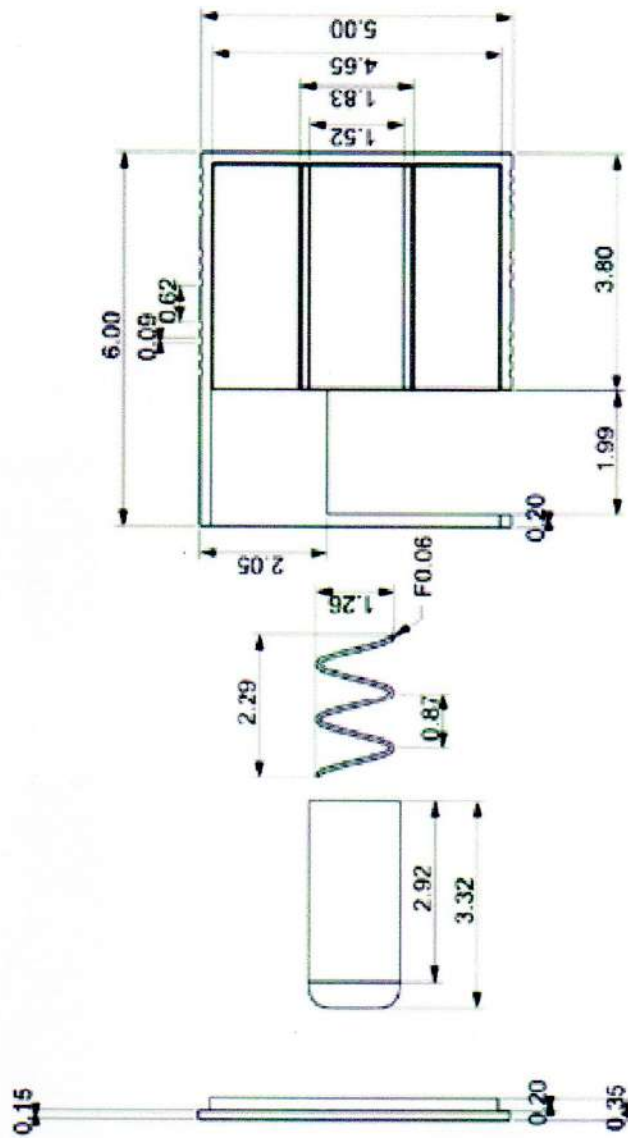
Sistema de fijación mecánico

Plano 5



Sistema de fricción magnético

Plano 6



Sistema de fijación electrónico

Plano 7

COMPROBACIÓN DE LOS NUEVOS SISTEMAS DE FIJACIÓN EN MODELOS EXPERIMENTALES

Sistema de accionamiento manual (convencional)

En la zona anterior de un modelo del maxilar inferior se colocaron cuatro réplicas de implantes de hexágono externo de 4mm de diámetro equidistantemente.

Sobre estos implantes se confeccionó una barra fresada para recibir una sobredentadura.

En el interior de la prótesis se colocaron prototipos del sistema convencional para comprobar su funcionamiento.



Foto 1



Foto 2

Foto 1-2.

Prototipos de un cerrojo manual. Todos sus componentes fueron maquinados en acero inoxidable AISI 304 en un torno de control numérico (CNC) y ensamblados manualmente. En el desbaste lateral se observa el extremo del perno traba mantenido en posición de cierre por el resorte interno.



Foto 3

Foto 4

Foto 3-4

En uno de los extremos del mecanismo se encuentra el botón de accionamiento digital para desactivar la fijación.

La base opuesta esta ocupada parcialmente por la porción curva del vástago.



Foto 5



Foto 6

Foto 5-6

El modelo experimental fue confeccionado en yeso y pintado con pintura acrílica, sobre este se confecciono una barra fresada atomillada a los implantes

Foto 7

En cada extremo de la infraestructura, por su cara lingual, se realizaron oquedades, a manera de hembra del sistema, para fijar el perno traba.

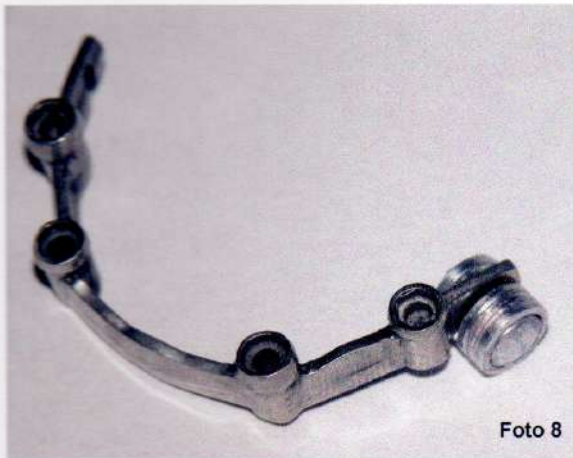


Foto 8



Foto 9

Foto 8-9

Desmontada la barra del modelo, se puede observar, desde gingival, el correcto acople de los dispositivos manuales



Foto 10



Foto 11

Foto 10-11

El desbaste de la carcaza encastra en la barra y sirve de guía para la inserción de la prótesis.

El botón de accionamiento queda expuesto hacia vestibular y la porción curva del vástago, ubicada hacia lingual.



Foto 12-13

Sobredentadura, confeccionada de acrílico, con los prototipos incluidos. Se observan por vestibular, a nivel de premolares los botones de accionamiento.



Foto 14-15

En la cara interna de la prótesis, aparecen los dispositivos con el extremo del perno en el socavado de la carcasa.

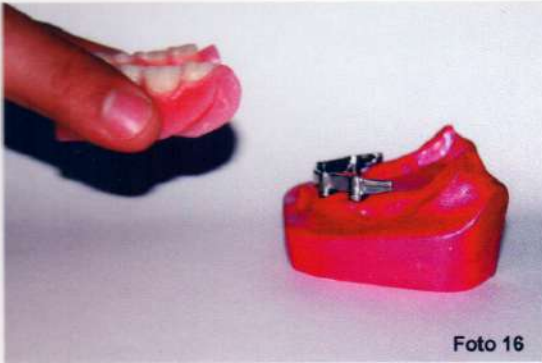


Foto 16

Foto 16-17-18-19-20

Para colocar la prótesis en posición, se la debe tomar digitalmente presionando los botones de accionamiento.

Una vez posicionada sobre la infraestructura, se suelta y los pernos de fijación se introducen en las oquedades de la barra empujados por el resorte.

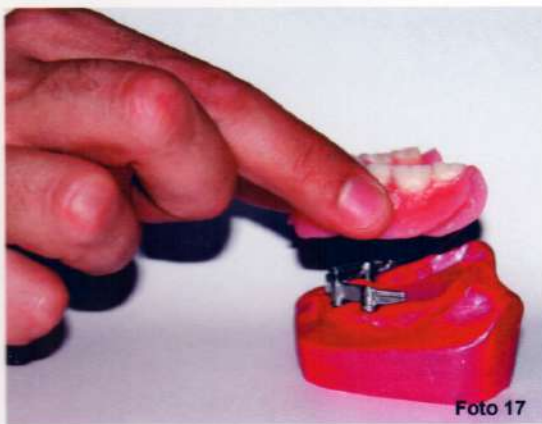


Foto 17

Para retirarla se debe proceder de manera inversa.

Introducir los dedos en la cavidad bucal, presionar los botones de accionamiento y desinsertar la prótesis. El perfecto encastre de esta restauración hace necesario que la prótesis tenga un sobre relieve imperceptible (uña) para ayudar al retiro de la prótesis.



Foto 18



Foto 19



Foto 20

Sistema de accionamiento semiautomático (electromagnético)

Los prototipos del sistema semiautomático fueron incorporados en una sobredentadura acrílica, adaptada a un modelo experimental con una mesoestructura atornillada sobre replicas de implantes.



Foto 31



Foto 32

Foto 31-32

La carcasa fue maquinada en acero inoxidable AISI 304. El socavado del contorno tiene la finalidad de encastrar con la barra fresada.



Foto 33

Foto 33-34

Los pernos, que requieren propiedades magnéticas, fueron maquinados en Permendur.

Armado el mecanismo, el botón queda por fuera y el vástago en el interior de la carcasa.



Foto 34

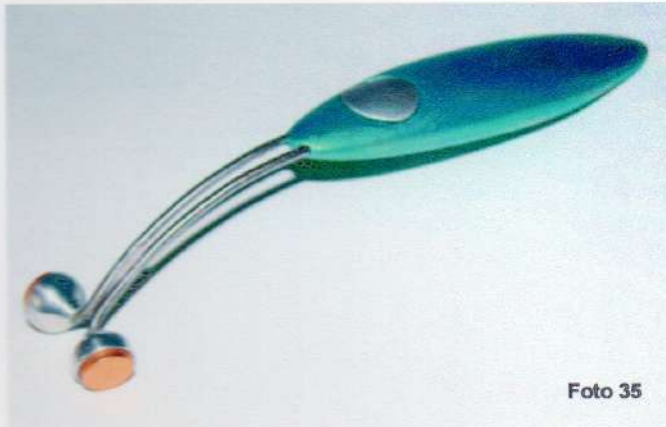


Foto 35

Foto 35-36

El comando de control es de diseño ergonómico, cuya configuración fue resuelta a través de líneas orgánicas.

El pulsador regula el paso de energía a los electroimanes ubicados en receptáculos en forma de copa.

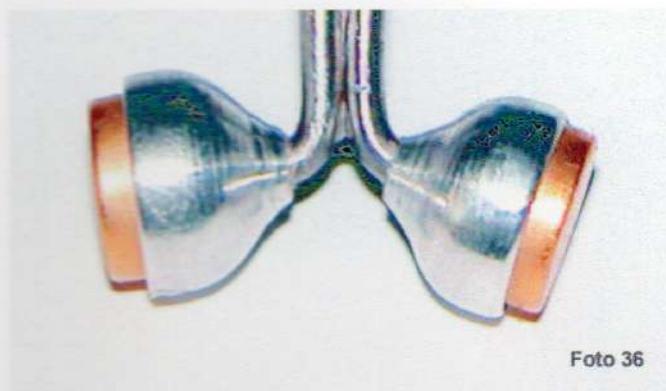


Foto 36

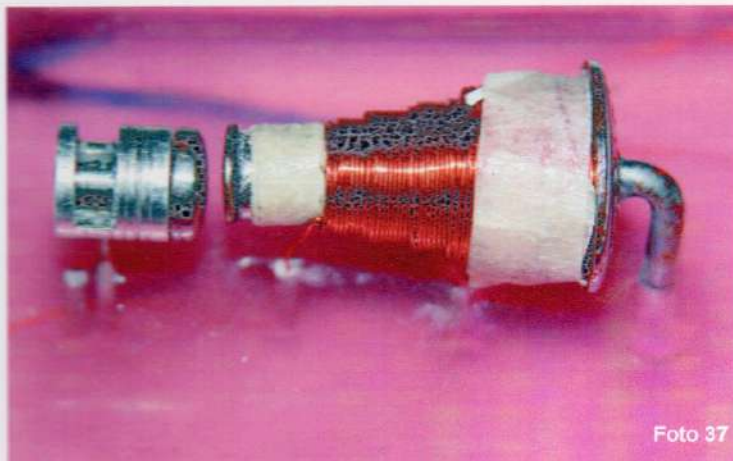


Foto 37



Foto 38

Foto 37-38

Cuando la bobina recibe energía, forma un campo magnético que atrae el perno y destraba el sistema.

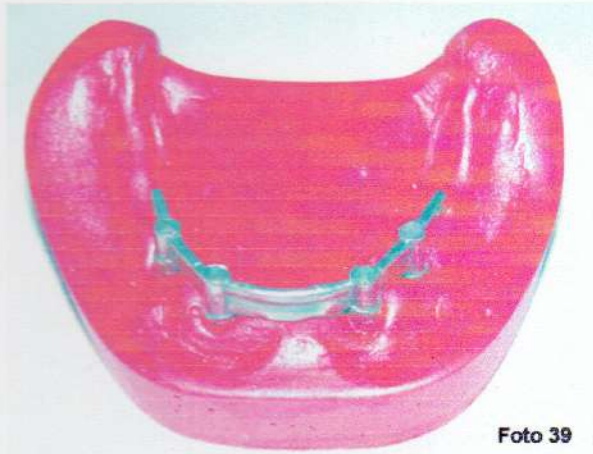


Foto 39

Foto 39
La barra fue confeccionada sobre un modelo experimental y atornillada a los análogos incluidos en él.

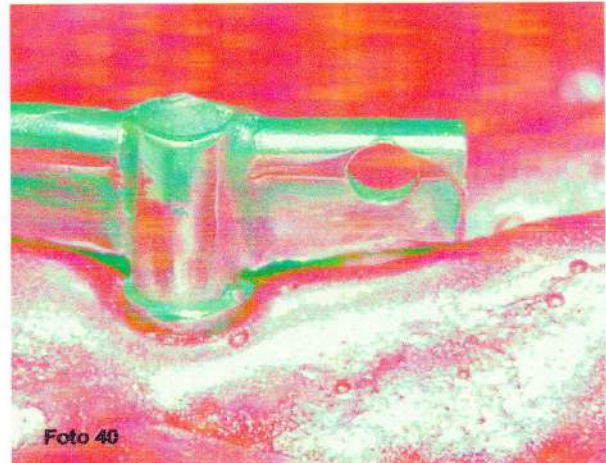


Foto 40

Foto 40
En cada extremo de la barra se practicaron orificios (hembra) para fijar los pernos de los dispositivos.

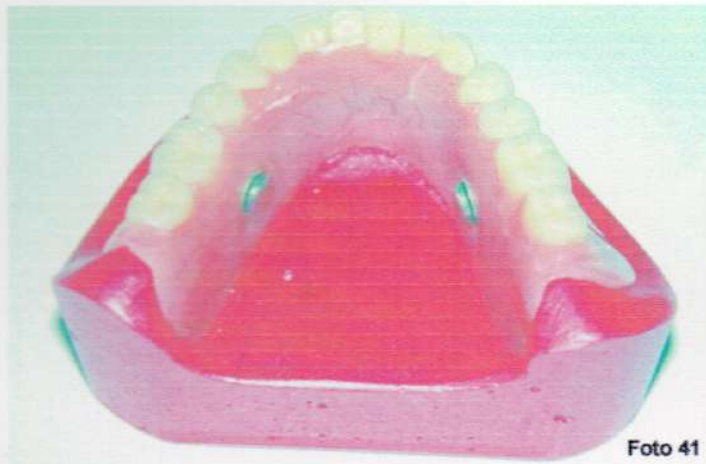


Foto 41

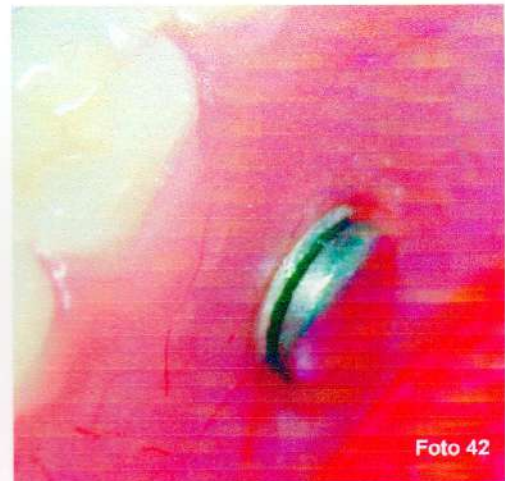


Foto 42

Foto 41- 42
Incluidos los mecanismos en la prótesis, se observan los botones de accionamiento, por lingual, a nivel de premolares.

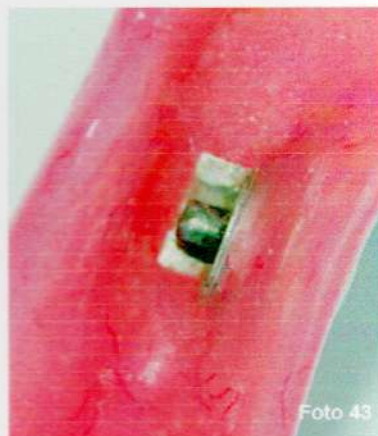


Foto 43

Foto 43- 43*
En la cara interna de la prótesis, el perno de fijación sobresale en el socavado de encastramiento.

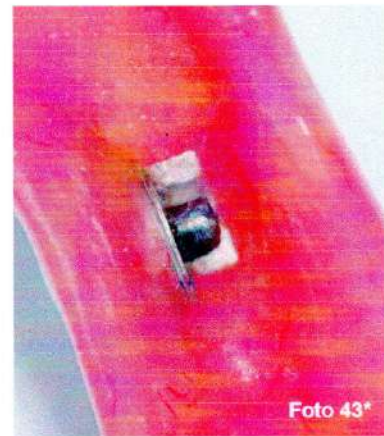


Foto 43*



Foto 44

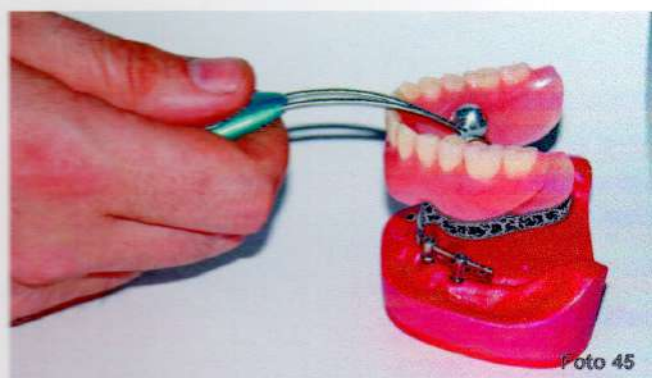


Foto 45



Foto 46



Foto 47

Foto 44-45-46-47-48

Para colocar la prótesis en boca, el paciente puede tomarla con el comando de control accionado, posicionarla sobre la infraestructura, ayudado con la otra mano. Cuando deja de accionar el pulsador, al cesar el campo magnético, los pernos se introducen en las perforaciones de la barra (hembra) por acción de los resortes.

Para retirarla se debe proceder de manera inversa.

Introducir la parte funcional de la herramienta en la cavidad bucal, presionar el pulsador de accionamiento y desinsertar la prótesis.

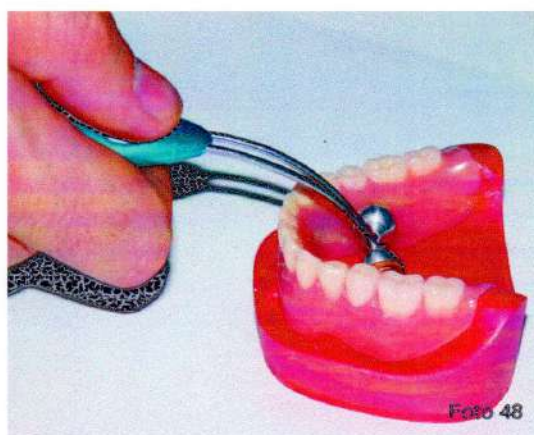
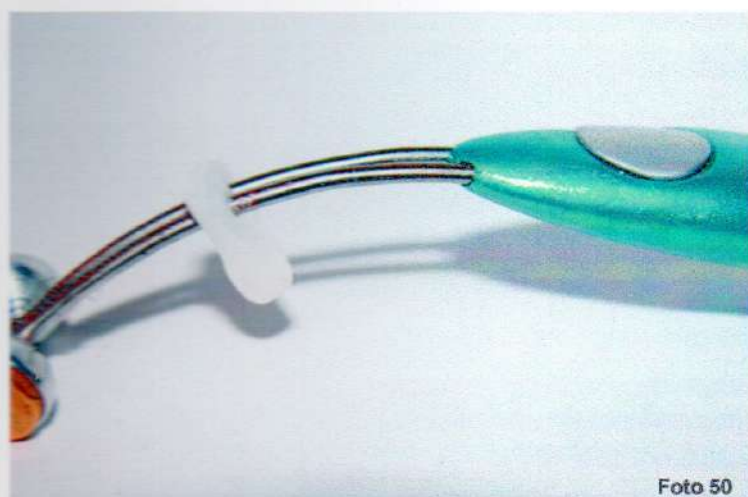


Foto 48



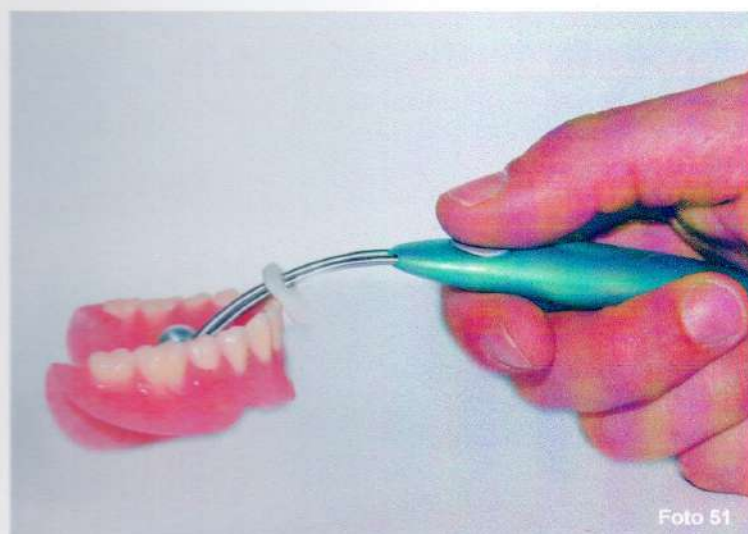
Foto 49-50-51

En las pruebas de colocación y retiro de la sobredentadura, se manifestó un movimiento de rotación de la prótesis, al ser tomada con el comando de control, que dificultaba su inserción y desinserción.



Para contrarrestar este giro, se le adicionó, a la herramienta de control, una traba de silicona, regulable en posición y adaptable a cada caso, que sujeta la prótesis a nivel de incisivos.

De esta manera, la restauración es tomada en tres puntos equidistantes inmovilizándola.



Sistema de accionamiento automático (electrónico)

Los tres subsistemas que componen el sistema electrónico: Control remoto, dispositivo integrado y mecanismo de fijación, fueron confeccionados a manera de prototipos de prueba para corroborar su funcionamiento.

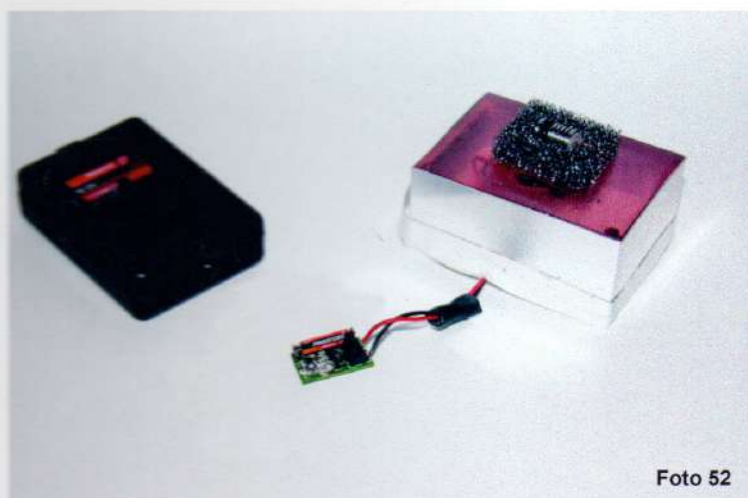


Foto 52

La placa con el circuito emisor del control remoto se colocó en un receptáculo plástico prefabricado.

El circuito receptor se conformó en una placa de tamaño reducido y el mecanismo de fijación fue montado en un bloque de acrílico.

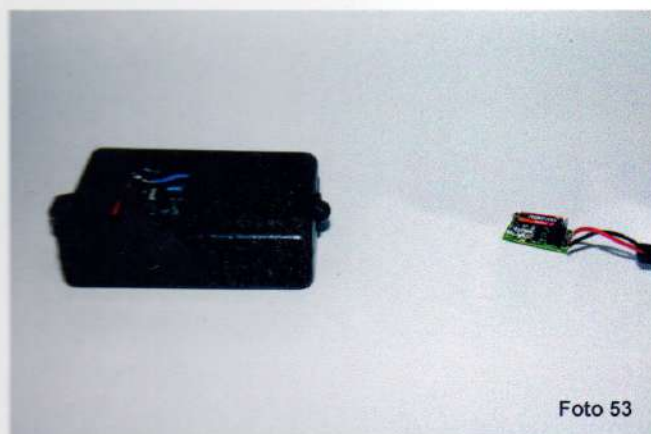


Foto 53

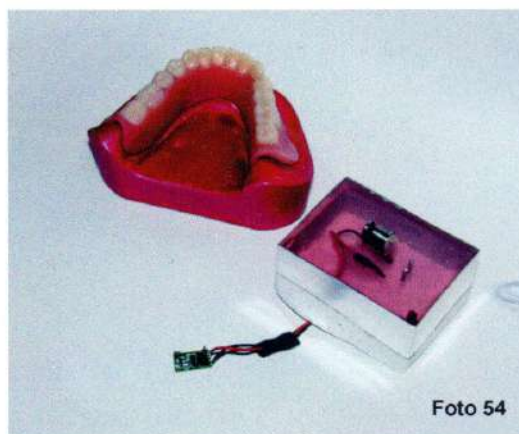


Foto 54

Foto 53-54

El circuito receptor fue realizado, a los fines experimentales, sobre una pequeña placa. Condicionados por la tecnología existente en el país, no fue posible realizar la reducción a un tamaño ideal, pero concientes de que si el circuito lo desarrolla una empresa especializada, como el IMM Institut Für Mikrotechnik GmbH, Dr. Hans Dieter Baver y Dr. Frank Hainel, D-55129 MAINZ, Germany; con el que se estableció contacto, todos los componentes pueden ser integrados en un microcircuito cuadrado de aproximadamente 3mm de lado y 1,5 mm de espesor.



Foto 55

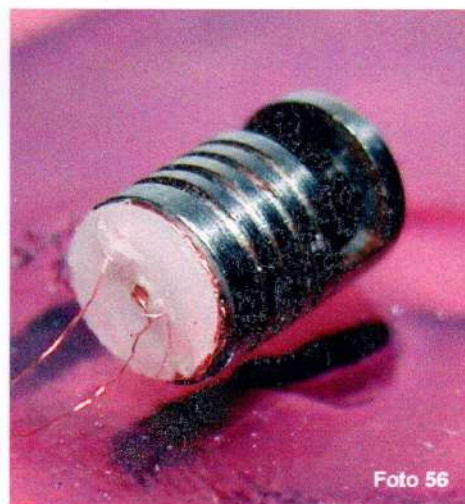


Foto 56

Foto 55-56

El mecanismo de fijación propiamente dicho, se realizó en diversos materiales de acuerdo a los requisitos funcionales de cada uno de sus componentes.

La carcasa se maquinó en Permendur, que es un material magnético blando, necesario para conducir el flujo magnético creado por la bobina multivuelta de alambre de cobre de 0,05mm de diámetro, conformada en un carretel de teflón, alojada en su interior. El perno deslizante en acero inoxidable XM-27, ya que exige mayor permeabilidad magnética.



Foto 57

Foto 57

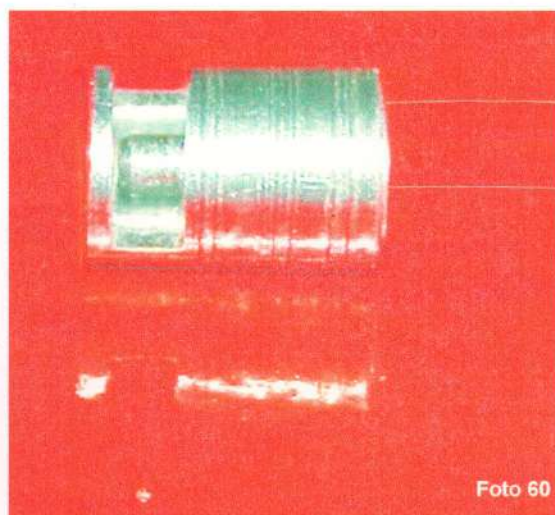
El mecanismo de fijación tiene la dimensiones y diseño adecuado para incluirse en el cuerpo de la prótesis y encastrar en la mesoestructura.



Foto 58-59-60

Al accionar el control remoto, se emite una señal que es captada y procesada por el circuito receptor del dispositivo integrado, que permite el flujo de energía a la bobina, está se carga electromagnéticamente, produciendo la retracción del perno de fijación.

Al desactivar el control, se interrumpe la señal de envío y el paso de energía a la bobina. La desaparición del campo magnético, permite que el perno sea empujado por el resorte a una posición de cierre, sin consumo de la batería.



Se han diseñado, desarrollado y materializado, tres sistemas de fijación para prótesis implantosoportadas fijo/removible que, se desea, faciliten a los pacientes el manejo diario de su restauración.

Se comenzó con el de accionamiento manual, en el que la simpleza fue el concepto a seguir, para avanzar, mediante técnicas más sofisticadas, hacia los accionados semiautomática y automáticamente.

Si bien, estos mecanismos, fueron pensados y concebidos para prótesis sobre implantes del tipo híbrida, el diseño de los mismos, permite su utilización en diversas situaciones clínicas en las que se combinen aparatología fija y removible.

Seguramente, la fabricación y aplicación de estos dispositivos, marcarán las modificaciones y ajustes morfológicos que necesiten.



BIBLIOGRAFÍA

- 1 BASCONES MARTINEZ, A.: "Tratado de Odontología". Tomo IV. Ed. Avances, España, pág. 3509-25.1999.
- 2 GEERING, A; KUNDERT, M.: "Atlas de Prótesis Total y Sobredentaduras". Ed. Salvat. Barcelona. 1986. Primera Edición.
- 3 CALVO GUIRAUDO, J.: "Importancia de los implantes dentales en el tratamiento de pacientes edéntulos totales del maxilar inferior severamente reabsorbido". Rev. Esp. Odontoestomatológica de Implantes, 4,2,87-96. 1996.
- 4 MERCIER, P.: "Ridge reconstruction with hidroxilapatite. Anatomy of residual ridge". Oral Surg. Oral Pathol, 65 (5): 505-510. 1998.
- 5 STREEL, R.: "El tratamiento de la desdentación total de la mandíbula con implantes tramus y los cuadros de estabilización tripódicos". Rev. Esp. Odontoestomatológica de implantes, 6,1,5-11. 1998.
- 6 MERCIER, P.; VINET, A.: "Factors involved in residual alveolar atrophy of the mandible". J. Can. Dent. Asoc, 49: 339-343. 1983.
- 7 MERCIER, P.: "Ridge form in preprosthetic surgery". Oral Surg., 60:235-243. 1985.

- 8 DONOVAN, M.; DIKERSON, N.; HANSON, L.: "Maxillary and mandibular reconstruction using calvarial bone grafts and Branemark implants". *J. Oral Maxillofac. Surg.*, 52, 588. 1994.
- 9 SPIEKERMANN, H.: "Atlas de Implantología". Masson-Salvat. 1995.
- 10 BRANEMARK, P.; ZARB, G.; ALBREKTSSON, T.: "Prótesis tejido-integradas: La oseointegración en la odontología clínica". Quintessence Books. Berlin. Alemania. 1987.
- 11 SAIZAR, P.: "Prostodoncia Total. Tratamiento protético de la edentación total". Ed. Mundi. Argentina. 1972.
- 12 LA BIBLIA: "El Levítico. Libro tercero de Moisés". Cap. 11-18.
- 13 DE LEONARDI, D.: "Limitaciones del índice de CPO". Tesis Doctoral Fac. de Odontología. UNC. Córdoba. Argentina. 1981.
- 14 MURATORI, G.; et al.: "Implantología, ayer, hoy y mañana". *Rev. Esp. Odontoestomatológica de Implantes*, 4,2,67-78. 1996.
- 15 BOBBIO, A.: "Significação e historia de implantología". *Estr. Da Oral Stomatologia*, 31. 1983.
- 16 CECCONI, L.: "Notes et mémoires pour servir à l'histoire de l'art dentaire en France». H. Gagnault et Fils, Issou. 1952.
- 17 CHERCHEVE, R.: «Les implants endosseux». Maloine, Parigi. 1962.
- 18 BODINE, R.: "Twenty-five year experience with the subperiosteal emplant denture". *Estr. Da Journal of Oral Implantology*. Vol. VIII. 1. 1978.

- 19 HOBBO, S.; ICHIDA, E.; GARCIA, L.: "Oseointegración y Rehabilitación Oclusal". Ed. Marban. España. 1997.
- 20 BARRACHINA MATAIX, M.; CALVO AZPEITIA, J.; CALVO SALAZAR, J.; BARRACHINA MATAIX, P.; GONZALEA CALVO, J.: "Prótesis fijo-removibles implantosoportadas utilizando el método de electroerosión". Quintessence (ed. esp.). 8: 34-38. 1995.
- 21 LEFKOVE, M.: "Spark erosion fixed/detachable prosthesis for the completely edentulous maxilla". J Oral Implantol. 18: 386-393. 1992.
- 22 HEINER, W.; Frank, H.: "Spark erosion procedure: A method for extensive combined fixed and removable prosthodontic care". J Prosthet DENT. 69: 222-227. 1993.
- 23 CLARK, S.: "Combination fixed/removable implant prosthetics using spark erosion technology". The Implant Society. 2: 15-16. 1991.
- 24 SANCHEZ TURRION, A.; RIO HIGHMISTH, J.; SUAREZ GARCIA, M.: «Utilización de restos radiculares en sobredentaduras». Av. Odontoestomatol. 10:371-374. 1994.
- 25 BRANEMARK, P.; ZARB, G.: "Tissue integrated prostheses". Chicago: Quintessence publishing Co., 1985.
- 26 PETROPOULOS, V.; SMITH, W.; KOUSVELARI, E.: "Comparison of retention and release periods for implant overdenture attachments". Int J Oral Maxillofac Implants. 12: 176-85. 1997.

- 27 BERGENDAL, T.; ENGQUIST, B.: "Implant-supported overdentures: a longitudinal prospective study". *Int J Oral Maxillofac Implants*. 13: 253-62. 1998.
- 28 WILLIAMS, B.; OCHIAI, K.; HOJO, S.; NISHIMURA, R.; CAPUTO, A.: "Retention of maxillary implant overdenture bars of different designs". *J Prosthet Dent*. 86: 603-7. 2001.
- 29 PREISKEL, H.: "Fácil ejecución de Sobredentaduras soportadas por implantes y raíces". Ed. Espaxs. Barcelona. 1998.
- 30 BLOMBERG, S.: "Psychologic response". En: BRANEMARK, P.: «Tissue integrated prostheses». Chicago: Quintessence Publishing Co Inc. 165-74. 1986.
- 31 JUMBER, J.: "An atlas of overdentures and attachments". Chicago: Quintessence Publishing Co. 1998.
- 32 FUENTES, F.: "Sobredentaduras magnéticas". *Odont. Urug.*: 46 (1) 20-32. 1997.
- 33 HIGHTON, R.; CAPUTO, A.; PEZZOLI, H.; et al.: "Retentive characteristics of different magnetic systems for dental applications". *J Prosthet Dent*. 56 (1) : 104-106. 1986.
- 34 GILLINGS, B.: «Magnetic denture retention systems: inexpensive and efficient». *Int Dent J*. 34 : 184-187. 1984.
- 35 SVETLIZE, C.: «Estudio comparativo de elementos retentivos para sobredentaduras». Tesis Doctoral. Fac. de Odontología. UNC. Córdoba. Argentina. 2000.

- 36 SETZ, J.; HYUNGLLEE, S.; ENGEL, E.: "Retention of prefabricated attachments for implants stabilized overdentures in the mandible". J Prosthet Dent. 80: 323-29. 1998.
- 37 BURNS, D.; UNGER, J.; ELSWICK, R.; GIGLIO, S.: "prospective clinical evaluation of mandibular implant overdenture: Part II patient satisfaction and preference". J Prosthet Dent. 73 : 364-369.1995.
- 38 BESIMO, C.; KEMPF, B.: «In vitro investigation of various attachments for overdentures on osseointegrated implants». J Oral Rehabilitation. 22 : 691-698. 1995.
- 39 SPIEKERMAN, H.; JANSENN, V.; RICHTER, E.: «A 10-year follow-up study of IMZ and TPS implants in the edentulous mandible using bar retained overdentures". Int J Oral Maxillofac Implant. 10: 231-242. 1995.
- 40 DOLDER, E.: «The bar joint mandibular denture». J Prosthet Dent. 2: 689-707. 1961.
- 41 BRILL, N.; TRYDE, G.; CANTOR, R.: "The dynamic nature of lower denture space". J Prosthet Dent. 15: 401-407. 1965.
- 42 FERNANDEZ BODEREAU, E.; SVETLIZE, C.: «Prótesis removible sobre raíces e implantes (sobredentaduras)". Avances en Odontoestomatología. 14: 369-382. 1998.
- 43 BRILL, N.: "Full denture retention: Factors in the mechanism of full denture retention". Dent Practic Dent Rev. 18: 9-19. 1967.

- 44 KELTIENS, H.; CREUGERS, T.; MULDER, J.: «Survival and retreatment need of abutment teeth in patients with overdentures». *Community Dent Oral Epidemiology*. 22: 453-55. 1994.
- 45 WALTON, J.; RUSE, D.: "In vitro changes in clips and bars used to retain implant overdentures". *J Prost Dentistry*. 74: 482-486. 1995.
- 46 FREDERICK, D.; CAPUTO, A.: "Effects of overdentures retention designs and implants orientation on load transfer characteristics". *J Prosthet Dent*. 76: 624-632. 1996.
- 47 ESCUIN HENAR, T.; SERRA ROBERT, G.; CAPELLA CALLAVED, J.; ACEVEDO CARRERO, M.; VIDAL MARIGO, J.: "Barras fresadas con anclaje. Una solución en prótesis implantosoportadas". *Rev Act Odontoestomat*. 54: 25-34. 1994.
- 48 SCHOLLE, K.: "Ergebnisse der Nachuntersuchungen von knopfhauberprothesen". *Deutsh Zahnartztlz*. 28-74. 1973.
- 49 EPSTEIN, D.; EPSTEIN, P.; COHEN, B., PAGNILLO, M.: «Comparison of the retentive properties of six prefabricated post overdenture attachments systems». *J Prosthet Dent*. 82: 579-584. 1999.
- 50 VAN ROEKEL, N.: "Electrical discharge machine machining in dentistry". *Int J Prosthodont*. 5: 114-121. 1992.
- 51 CLARK, S.: «Spark erosion technology». *J Oral Implantol*. 18: 171-176. 1992.
- 52 CLARK, S.: "Spark erosion: Advanced Technology in implant prosthetic design". *The Implant Society*. 3: 12-13. 1990.

- 53 THOMAS, D.: "Fived rehabilitation for the edentutlous maxilla". *Int J Oral Maxillofac Implants*. 6: 329-337. 1991.
- 54 MC ENTEE, J.: "Start Making Microsensors". *Physics World*, 33-37. 1993.
- 55 BRYZEK, J; PETERSEN, K.; MCCULLEY, W.: "Micromachines on the March". *IEEE Spectrum*, 31 (5): 20-31. 1994.
- 56 HEUBERGER, S.: "Silicon Microsystems". *Microelectronic Engineering*, 21: 445-458. 1993.
- 57 IEE Colloquium on: "Microengineering - the Future". Held at the IEE, Savoy Place, London. Digest No: 1993/182. 1993.
- 58 IEE Colloquium on: "Microengineering in Instrumentation", Held at the IEE, Savoy Place, London. Digest No: 1993/218. 1993.
- 59 MORGAN, D.; BOARD, K.: "An Introduction to Semiconductor Microtechnology". John Wiley & Sons, 1985.
- 60 Notes from a two day short course on: "Micromachining of Materials", held at the University of Southampton, 25 & 26 March 1992. University of Southampton Institute of Transducer Technology.
- 61 RISTIC, L.: (ed.). "Sensor Technology and Devices", Artech House, 1994.
- 62 PISANO, A.: "Resonant-Structure Micromotors - Proceedings IEEE Micro Electro Mechanical Systems", Salt Lake City, UT, USA, pp. 44. 1989.
- 63 YANAGISAWA, K; KUWANO, H.; TAGO, A.: "An Electromagnetically Driven Microvalve". *The 7th International Conference on Solid-State Sensors and Actuators*, pp. 102, 1993.

- 64 MEHREGANY, M.; NAGARKAR, P.; SENTURIA, S.; LANG, J.: "Operation of Microfabricated Harmonic and Ordinary Side-drive Motors - Proceedings IEEE Micro Electro Mechanical Systems", Napa Valley, CA, USA, pp. 1, 1990.
- 65 TAI, Y.; FAN, L.; MULLER, R.: "IC-Processed Micro-motors: Design, Technology, and Testing - Proceedings IEEE Micro Electro Mechanical Systems", Salt Lake City, UT, USA, pp. 1. 1989.
- 66 JACOBSEN, S.; PRICE, R.; WOOD, J.; RYTTING, T.; RAFAELOF, M.: "The Wobble Motor: An Electrostatic, Planetary-Armature, Microactuator - Proceedings IEEE Micro Electro Mechanical Systems". Salt Lake City, UT, USA, pp. 17. 1989.
- 67 OHNSTEIN, T.; FUKIURA, T.; RIDLEY J.; BONNE; U.: "Micromachined Silicon Microvalve - Proceedings IEEE Micro Electro Mechanical Systems". Napa Valley, CA, USA, pp. 95. 1990.
- 68 CHEN L.; ZHANG, S; YAO, J.; THOMAS D.; MACDONALD, N.: "Selective Chemical Vapor Deposition of Tungsten for Microdynamic Structures - Proceedings IEEE Micro Electro Mechanical Systems", Salt Lake City, UT, USA, pp. 82. 1989.
- 69 NAKAJIMA N.; OGAWA K.; FUJIMASA, I.: "Study on Micro Engines, Miniaturizing Stirling Engines for Actuators and Heatpumps - Proceedings IEEE Micro Electro Mechanical Systems". Salt Lake City, UT, USA, pp. 145. 1989.
- 70 BENECKE, W.; RIETHMUELLER, W.: "Applications of Silicon-Microactuators Based on Bimorph Structures - Proceedings IEEE Micro Electro Mechanical Systems". Salt Lake City, UT, USA, pp. 116. 1989.

- 71 PARAMESWARAN, M.; et al: "CMOS Electrothermal Microactuators - Proceedings IEEE Micro Electro Mechanical Systems". Napa Valley, CA, USA, pp. 128. 1990.
- 72 "Product literature for High Output Paraffin Linear Motors". Starsys Research, Boulder, CO, USA. 1993.
- 73 ZDEBLICK, M.; et al.: "Thermopneumatically actuated microvalves and integrated electro-fluidic circuits, Product literature from Redwood MicroSystems". Menlo Park, CA, USA. 1993.
- 74 LIN, L.; PISANO, A.; LEE, A.: "The Microbubble Powered Actuator - Transducers '91, Proceedings of the IEEE Conference on Solid-State Sensors and Actuators". San Francisco, CA, USA, pp. 1041. 1991.
- 75 BRAND, S.: "New Applications of Piezo-electric Actuators". Actuator 92, 3rd International Conference on New Actuators, Bremen, Germany, pp. 59. 1992.
- 76 ESASHI, M.; SHOJI, S.; NAKANO, A.: "Normally Close Microvalve and Micropump Fabricated on a Silicon Wafer". Proceedings IEEE Micro Electro Mechanical Systems, Salt Lake City, UT, USA, pp. 29. 1989.
- 77 PETRUCCI, R.; SIMMONS, K.: "An Introduction to Piezoelectric Crystals - Sensors magazine". Helmers Publications, Peterborough, NH, USA, pp. 26, May 1994.
- 78 Busch J D, Purdy W E, Johnson A D - Development of a Non-explosive Release Device for Aerospace Applications - Proceedings of the 26th Aerospace Mechanisms Symposium, May (1992).

- 79 GILBERTSON, R: "Muscle Wires Project Book": 3rd Edition - Mondo-tronics Inc, San Anselmo, CA, USA, pp. 3-46. 1994.
- 80 JEBENS, R.; TRIMMER, W.; WALKER, J.: "Micro Actuators for Aligning Optical Fibers". Proceedings IEEE Micro Electro Mechanical Systems, Salt Lake City, UT, USA, pp. 35. 1989.
- 81 RAY, C.; SLOAN, C.; JOHNSON, A.; BUSCH, J.; PETTY, B.: "A Silicon-Based Shape Memory Alloy Microvalve". Proceedings of the Spring Materials Research Society Conference, San Francisco, CA, USA. 1992.
- 82 Valery, V.; Martynov, T. Institute of Metal Physics, National Academy of Sciences, Kiev, Ukraine, August 18. 1994.
- 83 KIESEWETTER, L.: "Terfenol in Linear Motor". 2nd International Conference on Giant Magnetostrictive Alloys, Marbella, Spain. 1988.
- 84 LHERMET, N.; CLAEYSSSEN, F.; WENDLING, P.; GROSSO, G.: "Actuators Based on Biased Magnetostrictive Rare Earth-Iron Alloys". Actuator 92, 3rd International Conference on New Actuators, Bremen, Germany, pp. 133. 1992.
- 85 CLARK, A.: "High Power Magnetostrictive Transducer Materials" Actuator 92, 3rd International Conference on New Actuators, Bremen, Germany, pp. 127. 1992.
- 86 ROTH, R.: "The Elastic Wave Motor - A Versatile Terfenol Driven, Linear Actuator With High Force and Great Precision". Actuator 92, 3rd International Conference on New Actuators, Bremen, Germany, pp. 138. 1992.



- 87 HOSSEINI-SIANAKI, A.; BULLOUGH, W.; FIROZIAN, R.; MAKIN, J.; JOHNSON, A.; SHI, X.: "The High Speed Electrorheological Catch - Characteristics, Dimensional Considerations and Non Linear Operational Aspects". Actuator 92, 3rd International Conference on New Actuators, Bremen, Germany, pp. 118. 1992.
- 88 ALVARENGA, B.; MAXIMO, A.: "Física general". 3era. Ed. México. Harla. 1983
- 89 BLATT, F.: "Fundamentos de Física". Ed. Hispanoamérica. México. 1991.
- 90 DE LEONARDI, G.; FERNÁNDEZ BODEREAU, E.; SOSA, F.: "Aleaciones metálicas: Metales no Nobles". Cap. XXI en TOLEDANO PEREZ, M.: "Arte y Ciencia de los materiales Odontológicos. Ed. Avances. España. 2003.
- 91 METALS HANDBOOK. Desk Edition, Metals Park, OH, American Society of Metals. 1998.
- 92 QUARANTE, D.: "Diseño Industrial 1"- "Diseño Industrial 2". Ed. CEAC. España. 1992.
- 93 BAUM, L.: "Easy god-ein spezielles materials zur füllung gingivaler lesionen". Philips, J. 8,4. 1991.
- 94 PHILLIPS, R.: "La ciencia de los materiales dentales de Skinner". Ed. Interamericana. 1997.
- 95 VEGA DEL BARRIO, J.: "Materiales en Odontología". 1ª edición. Ed. Avances. España. 1996.
- 96 O'BRIEN, W.; RYEGE, G.: "Materiales dentales y su selección". Ed. Panamericana. Buenos Aires. 1983.

- 97 FERNANDEZ BODEREAU E. (h); FERNÁNDEZ BODEREAU, E.: "Prótesis fija e Implantes. Práctica Clínica". Ed. Avances. Madrid. 1996.
- 98 FERNANDEZ BODEREAU, e (h).; BASCONES MARTINEZ, A.; MADDALENA, A.; MADDALENA, L.: "Odontología restauradora contemporánea. Implantes y Estética". Ed. Avances. Madrid. 2002.
- 99 CRAIG, R.; O'BRIEN, W.; POWERS, J.: "Gold and non precious alloys. Dental Materials. Properties and Manipulations". St. Louis. 5ª Ed. Mosby. 1992.
- 100 WATAHA, J.: "Biocompatibility of dental casting alloys: A review". J Prosthet Dent. 83 : 223-34. 2000.
- 101 CHIAPPONI, M.; «Cultura Social del producto : nuevas fronteras para el diseño» Ed. Infinito. Buenos Aires. Argentina. 1999.
- 102 BONSIEPE, G.: "Del objeto a la interface: Mutaciones del diseño". Ed. Infinito. Buenos Aires. Argentina. 1999.