

01484 3
31

UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA DE MEXICO
FACULTAD DE ODONTOLOGIA

DESARROLLO DE UN ARTICULADOR PARA
LABORATORIO DE ORTODONCIA

TESIS QUE PRESENTA
CD.MO. GABRIEL SAEZ ESPINOLA

PARA OPTAR POR EL GRADO DE
DOCTOR EN ODONTOLOGIA

TUTOR
DR. FEDERICO BARCELO SANTANA

MEXICO D.F.

1997

**TESIS CON
FALLA DE ORIGEN**



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

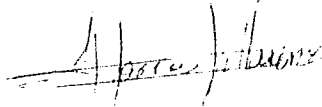
Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

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

DESARROLLO DE UN ARTICULADOR PARA
LABORATORIO DE ORTODONCIA

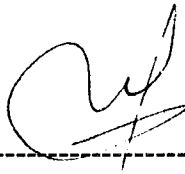
COMITE DE TESIS :

Dr. Gabriel Torres Villaseñor -----



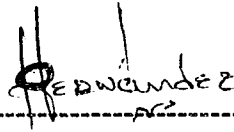
(Asesor)

Mtro. José Antonio Vela Capdevila -----



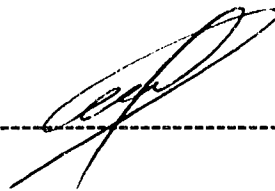
(Asesor)

Dr. Juan Carlos Hernandez Guerrero -----



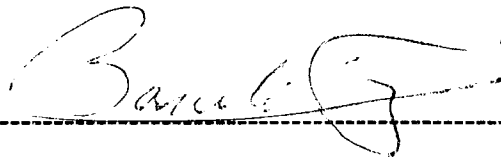
(Asesor)

Dr. Manuel Saavedra García -----



(Asesor)

Dr. Federico H. Barseló Santana -----



(Director)

INDICE

- RESUMEN	pag. 1
- SUMMARY	pag. 3
- INTRODUCCION	pag. 5
.Clasificación y aptitudes de los articuladores	pag. 6
.Historia y evolución de los articuladores	pag. 7
.El articulador ortodóntico	pag.26
.El tipodonto	pag.26
.Relación de los procesos	pag.27
.Relación molar	pag.27
- JUSTIFICACION	pag.30
.Ceras dentales	pag.31
.Aluminio	pag.33
.Aleaciones con cinc	pag.34
.Recubrimiento para la aleación de “zinalco”	pag.38
.Características y propiedades del “zinalco”	pag.39
- OBJETIVOS	pag.43
- MATERIALES Y METODOS	pag.45
- RESULTADOS	pag.59
- DISCUSION Y COMENTARIOS	pag.70
- CONCLUSIONES	pag.73
- PROPUESTAS DE INVESTIGACION	pag. 75
- BIBLIOGRAFIA	pag.76

INDICE FOTOGRAFIAS

Foto 1 .- Parte superior del cuerpo del articulador (cara externa).	pag. 46
Foto 2 .- Parte superior del cuerpo del articulador (cara interna).	pag. 46
Foto 3 .- Parte inferior del cuerpo del articulador.	pag. 47
Foto 4 .- Modelado en cera dental de la base portacera superior.	pag. 47
Foto 5 .- Modelado en cera dental de la base portacera inferior.	pag. 48
Foto 6 .- Revestido de modelo de portaceras con vertedero y chimenea.	pag. 48
Foto 7 .- Colado en "Zinalco" de bases portaceras por el método de gravedad.	pag. 49
Foto 8 .- Recuperado de bases portaceras.	pag. 49
Foto 9 .- Recorte de bases portaceras.	pag. 51
Foto10.- Modelado de dientes respetando anatomía coronal y radicular humana.	pag. 51
Foto11.- Recuperado de dientes colados en "Zinalco" por método centrífugo.	pag. 52
Foto12.- Recorte y pulido de dientes con anatomía coronal y radicular.	pag. 52
Foto13.- Soporte y mesa incisal.	pag. 53
Foto14.- Base de cera superior con alvéolos y colocación de dientes.	pag. 53
Foto15.- Base de cera inferior con alvéolos y colocación de dientes.	pag. 54
Foto16.- Diferencias anatómicas en primer molar inferior derecho.	pag. 54
Foto17.- Diferencias anatómicas en primer premolar superior derecho.	pag. 55
Foto18.- Diferencias anatómicas en primer molar superior derecho.	pag. 55
Foto19.- Inmersión de bloques de cera en la tina térmica.	pag. 58
Foto20.- Carga de espécimen.	pag. 58

Foto21.- Despiece del articulador.	pag. 61
Foto22.- Articulador ensamblado.	pag. 61
Foto23.- Montaje de modelos para prótesis removibles.	pag. 65
Foto24.- Montaje de modelos para prostodoncia total.	pag. 65
Foto25.- Aditamentos para uso en adiestramiento ortodontico.	pag. 66
Foto26.- Montaje de bases de cera y aplicación de mecanoterapia ortodontica.	pag. 66
Foto27.- Articulador marca "Dentaurum" con igual montaje al del prototipo.	pag. 67
Foto28.- Inmersión de los dos articuladores en la tina térmica.	pag. 67
Foto29.- Colocación de cadenas elásticas para distalizar caninos.	pag. 68
Foto30.- Articulador marca "Dentaurum" en semejantes condiciones que el prototipo.	pag. 68

RESUMEN.

Existen en el mercado articuladores con los cuales se pueden llevar a cabo tareas en el área protésica y en el área de entrenamiento ortodóntico, con características propias para cada una de estas actividades, pero no existe un instrumento capaz de permitir realizar prácticas de entrenamiento en ortodoncia, montaje de modelos con fines diagnósticos, montaje de modelos sobre los cuales se elaboren aparatos ortodónticos-ortopédicos o protésicos y pruebas de laboratorio a elementos activos y pasivos en el mismo. En el Laboratorio de Materiales Dentales de la Facultad de Odontología U.N.A.M. utilizando materiales de origen nacional como la aleación de "zinalco" y cera rosa dental se creó un articulador basado en un promedio tipo arcon que permite realizar las tareas antes mencionadas efectuando sencillas modificaciones en el instrumento. Fue dotado de dientes con características anatómicas coronales y radiculares que dan un comportamiento más cercano al que ocurre en la clínica. Fueron montados en bloques de cera rosa y cargados con 100gr. después de calentarse en baño de agua. Con esto se determinó el tiempo y temperatura ideales para sumergir el articulador en agua caliente y observar el movimiento de los dientes sometidos a mecanoterapias ortodónticas, siendo de 30 minutos y un rango de temperatura $> 50^{\circ}\text{C}$ y $< 55^{\circ}\text{C}$.

Para el montaje de los modelos con fines protésicos y ortopédicos se utilizó yeso tipo III y alfileres de seguridad previa lubricación del articulador con petrolato.

Para efectuar los trabajos de prueba y entrenamiento en el área ortodóntica el montaje de las bases porta cera se realiza por medio de alfileres de seguridad.

La remoción y montaje tanto de las bases porta cera como de los modelos de yeso se realizaron con facilidad.

Los dientes fueron bandados con sus respectivos tubos y brackets para colocarles posteriormente arcos .016" multiloops, arcos .016"rectos y cadenas elásticas, observandose el movimiento de respuesta en ambos articuladores.

En terminos generales el articulador desarrollado cubre ampliamente las necesidades de entrenamiento en la aplicación de mecanoterapias ortodónticas al brindar dificultades y respuestas semejantes a las que se presentan en la clínica, al mismo tiempo de cumplir su función de permitir realizar montajes de modelos con fines protesicos.

Palabras clave : Articuladór, articuladór Ortodoncia, Articuladór de entrenamiento, innovación Tecnológica.

SUMMARY

There are in the market articulators which can make works in the prosthetic area and orthodontic training, with own characteristics for each one of these activities, but there isn't one instrument able to permit make training practice in orthodontics, models montage with diagnostic purposes, models mounting on which make orthodontics-orthopedics or prosthetics devices and laboratory test for active and passive elements on the itself. In the Dental Materials Laboratory of the Odontology Faculty of the U.N.A.M., it was created one articulator, using national materials like "zinalco" alloy and dental pink wax based in one arcon type average articulator which able make the already mentioned works making simple modifications in the device. It was provided with teeth crown and root anatomic characteristics which gives behaviour closed with presents in clinics. It was mounted in pink dental wax blocks and loaded with 100 gr. after warm in water vat. with this determined ideal time and temperature for submerge the articulator in warm water and observe the teeth moving subdued to orthodontics mechanotherapies, being 30 minutes and temperature range of $>50^{\circ}\text{C}$ y $<55^{\circ}\text{C}$.

For the model montage with prosthetics and orthopedic purposes was used type III stone and security pins previous articulator lubrication with vaseline.

For make the test and training works in the orthodontic area, wax carrier bases montage makes with security pins.

Wax carrier bases and stone models release and montage was made easy.

Teeth was banded with theirs respectives tubes and brackets for put multiloops .016” archs wire, straigth .016” arch wire and elastics chains, observing response moving in both articulores.

In conclutione the developed articulator cover treining necessities in orthodontic mechanotherapies aplication to gives troubles and responses likes they presents in clinics, at the same time its cover the funtion to permit make models montages with prosthetics purposes.

Key words : Articulator, Orthodontic Articulator, orthodontic Training, Technology Innovation.

INTRODUCCION

El desarrollo de habilidades dentro del adiestramiento en las distintas áreas odontológicas, apoyadas por una adecuada teoría es determinante para el correcto ejercicio de las mismas.

Este desarrollo de habilidades es deseable ejecutarlo en un medio que permita el ensayo con acierto y error en forma repetida.

Para tal efecto se han implementado instrumentos que traten de reproducir en mayor o menor medida la forma de los dientes , la forma de los arcos dentarios , así como los movimientos que hacen que exista contacto o no entre la arcada superior e inferior.

A éstos instrumentos se les ha a dado el nombre de articuladores y tipodontos .

Por articulador se entiende un instrumento que permite crear o mantener una relación dinámica entre la arcada superior e inferior de modelos de yeso provenientes de pacientes, con fines diagnósticos o para elaborar prótesis. Y por tipodonto, el acomodo, forma y posición que guardan los dientes en las arcadas así como las relaciones mas comunes que tienen entre si, generalmente su uso es demostrativo.

En numerosos artículos de la literatura dental tratan de la teoría y desarrollo de instrumentos articuladores , indicaciones para su uso , explicaciones de sus deficiencias y métodos

recomendados para perfeccionarlos, la interpretación mecánica de los instrumentos y varios sistemas de clasificación.

Clasificación y aptitudes de los articuladores.

El articulador dental es un equivalente mecánico de la mitad inferior de la cabeza.

Clasificación de Heartwell y Rahn aumentada :

Clase I : Instrumentos que recibirán y reproducirán pantogramas y trazados gráficos en los tres planos.

Clase II : Instrumentos que no recibirán ni reproducirán pantogramas y trazados gráficos en los tres planos .

Tipo 1 : Tipo bisagra. capaz de abrirse y cerrarse en un movimiento de bisagra , muchos de estos instrumentos tienen movimientos incorporados excéntricos , no adaptables.

Tipo 2 : Arbitrarios , diseñados para adaptarse a ciertas teorías de la oclusión.

Tipo 3 : Ajustables a los movimientos de apertura y cierre y a las posiciones o los movimientos protusivos y laterales derecho e izquierdo, esta categoría incluye los instrumentos conocidos popularmente como "semiajustables", divididos en los siguientes:

Tipo de eje o vástago y bola .- En estos instrumentos los elementos condíleos están invertidos respecto de su contraparte humana . El cóndilo, representado casi siempre como una esfera, se mueve con el miembro superior del articulador y el ángulo condíleo está representado en el miembro inferior.

Tipo de arcón .- En estos instrumentos , las guías condíleas equivalentes se hallan ubicadas en el miembro superior ; los elementos condíleos , en el inferior.

Tipo 4 : Instrumentos diseñados y utilizados en especial para la confección de prótesis completas.^{1,2}

El primer instrumento diseñado trato de ser un duplicado de las relaciones anatómicas y reproducir los movimientos funcionales de la anatomía. Los instrumentos articuladores se volvieron mas sofisticados conforme mas se aprendía sobre anatomía, movimiento mandibular y principios mecánicos . El objetivo siempre fue el mismo : reproducir las relaciones oclusales extraoralmente .

Historia y evolución de los articuladores.

La historia de la evolución de los articuladores podría ser considerada de diferentes modos :

El desarrollo mecánico podría ser documentado ; una suma histórica de cada inventor o contribuyente debería recordarse y un registro imagenológico de cada instrumento debería ser preservado, incluso de los instrumentos que han sido perdidos o destruidos.

En el National Naval Dental Center, Bethesda, Maryland existe la siguiente colección histórica de articuladores .

Articulador de yeso

El articulador de yeso fue descrito primero por Phillip Pfaff en 1756. Una extensión de yeso sobre la porción distal del molde mandibular fue excavada para servir como guía para la extensión del yeso del molde maxilar. Los moldes enyesados juntos constituyeron el primer articulador , comúnmente llamado "slab articulador". Fue el único conocido antes de 1805 cuando J.B.Gariot describió el primer articulador mecánico.

Articulador de bisagra de puerta

El "barn door hinge" es el que por mas tiempo ha sido usado, es barato y fácil de obtener en cualquier ferretería o almacén general. Este instrumento de uso pesado fue modificado doblando cada brazo 90º para formar las partes inferior y superior como una L .

Articulador de bisagra adaptable

Es capaz de abrir y cerrar en movimientos de bisagra. Tenia un tope vertical anterior el cual era un perno de carruaje o maquina. El instrumento estaba bien hecho, no era flexible y los movimientos laterales estaban reducidos al mínimo.

Articulador Gritman

De 1899, con partes fijas condilares y rangos cortos de movimiento.

Articulador Kerr

Algunos modelos de articuladores Kerr estuvieron en el mercado en los inicios de este siglo, tenía movimientos protrusivos y laterales fijos. La bisagra estaba localizada casi en el mismo plano que el plano oclusal del modelo montado. El concepto del diseño envuelve al centro de rotación mandibular en el movimiento translatorio de apertura.

El nuevo siglo y los articuladores modificados del nuevo siglo.

Los articuladores del nuevo siglo han sido acreditados por George B. Snow de la Universidad de Bufalo. En 1906 hace mejoras en el articulador Gritman de 1899, convirtiendo las partes condilares fijas a partes condilares ajustables y adiciona resortes de tensión dando un rango de movimiento mayor sin comprometer la estabilidad del armazón. El centro de rotación fue colocado cuatro pulgadas aparte de acuerdo con la teoría de Bonwill.

Snow desarrollo un numero de articuladores; la versión modificada de los instrumentos del nuevo siglo incorporan un perno incisal. Gysi, ha sido acreditado como el inventor del perno incisal, ilustrado en un articulo publicado en enero de 1910 en el "dental cosmos". En adición C. E. Luce de Stuttgart Alemania aplica para patentar el perno incisal en septiembre de 1910.

Articulador Acme

El articulador Acme el cual fue hecho por George B. Snow es una elaboración de estos instrumentos del nuevo siglo. El incluye tres modelos que acomodan tres rangos de distancia intercondilea. Las partes condilares son rectas y la inclinación condilea es ajustable; el perno incisal descansa en una guía incisal intercambiable. El movimiento de Bennett es provisto arbitrariamente. El ligero y algunas veces flexible articulador tiene ajustes posteriores para incrementar la distancia entre su parte superior e inferior limitadamente. Los mecanismos guías están dispuestos en la porción superior.

Articulador de Gysi simple y adaptable

El articulador de Gysi adaptable fue introducido en 1910, pero aparentemente estaba fuera de la habilidad técnica y financiera de la mayoría de los dentistas. Por ésta razón el Gysi simple fue introducido en 1914. Este instrumento tenía un precio competitivo y no requería de grandes habilidades técnicas para ser operado. La guía condilar del Gysi simple es fijada a 33 grados .

El sujetador de Bixby

Fue intentado para regular la posición anteroposterior de un modelo de yeso. El sujetador de Bixby no previo los medios de establecer el plano horizontal pero fue considerado un avance en el arco facial.

El instrumento maxilomandibular

Fue diseñado en 1918 por George Monson, basado en la teoría esférica. De acuerdo con ésta teoría, desarrollada a partir de los conceptos de Monson y del anatomista alemán

Graf Von Spee, los dientes mandibulares se mueven sobre los dientes maxilares como sobre la superficie de una esfera. El radio promedio de la esfera es de 4 pulgadas, pero el instrumento de Monson tiene colocados tornillos que pueden variar el radio del instrumento.

Articulador de Stephan

Fue desarrollado en 1921, es similar en diseño al articulador de bisagra de Gariot de 1805, excepto que tiene una inclinación condilar fija y permite un movimiento lateral arbitrario. Un tornillo posterior sujeta los miembros superior e inferior del articulador en una dimensión vertical fija.

El Kinoscopio de Hanau modelo M

Rudolph L. Hanau, un ingeniero, fue influenciado por el doctor Rupert E. Hall para estudiar el diseño de los articuladores. En 1921 desarrolló un modelo de investigación llamado articulador Hanau modelo C. En 1923 desarrolló otro instrumento de investigación, el Kinoscopio articulador Hanau modelo M. El tenía doble poste condilar en cada lado. El poste interior servía para dos propósitos: actuaba como guía condilar horizontal y tenía centros de rotación variable cuando los postes eran movidos hacia adentro o hacia afuera. El ángulo de Bennett estaba ajustado por rotación de un cono excéntrico localizado sobre el poste exterior contra el eje intercondilar.

El relacionador de Homer

Fue basado sobre un principio usado por Luce de Alemania en su articulador de 1911. De acuerdo con éste principio un material plástico es usado en lugar de guías mecánicas para preservar la posición del articulador. Tres cavidades en la parte inferior son llenadas con material plástico (usualmente componente de modelaje) captura el registro y guía la parte superior tripodada en las posiciones registradas. Este mismo principio ha sido usado mas recientemente en el Duplifuncional Irlandes y en los instrumentos TMJ.

El articulador de Wadsworth

Basado en la teoría esférica de Monson, pero el no pudo aceptar la simetría condilar bilateral. En el articulador de Wadsworth, desarrollado en 1924, el modelo fue montado en un arco facial y en el sujetador en T de Wadsworth, el cual fue determinado en el tercer punto de referencia. Un divisor fue usado para medir la distancia del punto incisal medio al centro del cóndilo de cada lado. La longitud del arco fue suscrita primero desde un cóndilo y luego desde el punto incisal medio hasta una marca localizada sobre la parte o miembro superior del instrumento. La intersección de estos arcos localizaba el centro rotacional para el lado medido. El centro entonces será usado para diseñar el plano esférico de oclusión. De ésta manera un centro rotacional individual fue establecido para cada lado; con el articulador de Wadsworth los centros raramente coinciden.

La marca ha sido subsecuentemente situada por otros fabricantes de articuladores. El instrumento de Wadsworth tenía también una distancia intercondilar ajustable. Esta medida fue determinada

usando la distancia entre los indicadores condilares del arco facial menos 0.75 pulgadas de la distancia condilo-piel de cada lado. La guía condilar del instrumento es ligeramente curva.

El modelo Hanau H 110

El articulador Hanau H 110 evoluciono del modelo H 115 que fue fabricado en 1922 y 1923. Este instrumento fue desarrollado porque Hanau, Gysi y otros profesionistas dentales e industrias del laboratorio no aceptaban el instrumento Kinoscopio que era mas complicado. El modelo Hanau H 110 fue diseñado para englobar los avances mecánicos de muchos conceptos previos. Tenia una guía condilar ajustable individual tanto en el plano sagital como en el horizontal. En lugar de usar los registros posicionales, la colocación lateral es calculada dividiendo la inclinación condilar horizontal entre 8 y sumando 12. La formula es dada sobre la base del articulador como:

$$L = H / 8 + 12$$

El modelo Hanau H 110 modificado

Este articulador modificado apareció en el mercado en 1927 e introducía una tabla de guía incisal. La cavidad de guía incisal original con su curvatura fijada podía ser movida solamente como una unidad y no tenia calibraciones para volverla a poner. La tabla apareció en los articuladores Hanau fabricados desde 1927 hasta 1972 y aportaba ajustes en tres dimensiones a través de un considerable rango.

El balanceador de Hagman

Fue desarrollado en 1920, abre y cierra sobre una bisagra que esta en el centro del soporte derecho pero no requiere de arco facial o registros interoclusales para montarse. Un aparato de centrado transfiere las impresiones maxilares y mandibulares del paciente al articulador en una etapa. Está basado en la teoría esférica de la oclusión. La técnica dirige la reconstrucción de los dientes mandibulares a la curva de Spee usando una guía oclusal balanceada. Los dientes maxilares son contruidos secundariamente después de haber conformado los dientes mandibulares. Tres arcos de varios radios pueden ser usados, dependiendo de la forma del arco y de la relación anterior necesitada para proveer balance.

Articulador de Phillips para estudiantes (Modelo C)

Phillips demostró un prototipo de articulador para estudiantes en 1926 ante la sociedad nacional de protesistas dentales en Filadelfia. El articulador está clasificado como completamente adaptable ya que según su inventor podía seguir cualquier registro gráfico. El registrador gráfico de Phillips fue diseñado para trazar en una etapa el arco gótico (trazador de punta de aguja) y las inclinaciones de la fosa glenoidea. El articulador podía reproducir mecánicamente los movimientos del registrador gráfico usando dos alfileres verticales que siguieran la inclinación de la fosa glenoidea sobre planos horizontales ajustables y dos alfileres horizontales que retrazaran el trazado de punta de aguja con ayuda de dos planos de control lateral.

El instrumento trípode de Stanbery

Antes de 1929, los articuladores no podían aceptar todas los registros posicionales; por lo tanto el articulador trípode de Stanbery fue diseñado sin la bisagra para facilitar la reproducción de cualquier relación de posición. En éste instrumento no hay equivalencia mecánica de la representación de cóndilos. El articulador reproduce posiciones, no movimientos. Los registros posicionales interoclusales de las posiciones céntrica, protrusiva, lateral derecha y lateral izquierda son usadas para poner tres torresillas individuales y ranuras del trípode, con las ranuras formando una línea recta hasta la posición céntrica. Originalmente el modelo mandibular fue montado usándose una guía suspendida del miembro superior del trípode; sin embargo, una modificación posterior acepta un arco facial. Si la dimensión vertical de la oclusión es alterada deben hacerse nuevos registros y remontar los modelos. Existe un dispositivo moleteado sobre el miembro inferior con una polea excéntrica. El moleteado anteroposterior o protrusivo es constante en un rango de 0.04 pulgadas (1 milímetro), mientras que el rango lateral es variable, en amplitud desde cero en la región condilea hasta 0.02 pulgadas en la región molar y 0.04 pulgadas en la región incisal. Esta combinación de movimientos puede ser demostrada con el brazo por movimientos del codo atrás y adelante haciendo un movimiento circular con la mano.

El articulador de House

El marcador intraoral de aguja de House masticando u otro registro posicional puede ser usado en el articulador de House , desarrollado en 1920. Ganchos que pueden deslizarse solo en la barra intercondilar son usados para variar los centros de rotación intercondilar sin mover los postes laterales que soportan los elementos condileos. La guía condilea lateral es controlada por la guía de

Bennett, que es un ala sujeta lateralmente a la ranura de la guía condilar. La mesa incisal puede controlar movimiento vertical y horizontal. Planos laterales en la mesa crean mecánicamente un arco gótico.

El coordinador de precisión

Es un articulador de tipo arcón con guías condilares curvilíneas. Levas gemelas controlan vertical y horizontalmente la guía anterior. El perno incisal es curvado para permitir cambios en la dimensión vertical.

El articulador Hanau de corona y puente

El articulador Hanau corona y puente 29-0 es un articulador pequeño pero disímil a otros articuladores de bisagra, un perno posterior y una leva como mecanismo guía pueden ser puestos para simular el lado de trabajo y balanceo con excursiones de 15°. El mecanismo puede ser fijado en "L" para restauraciones del cuadrante izquierdo del paciente, "R" para restauraciones en el cuadrante derecho del paciente, o "A" para restauraciones anteriores o para equilibrar excursiones derecha e izquierda. El movimiento protrusivo es fijado a 30°. no necesita arco facial.

Oclusoscopio de Phillips

El modelo maxilar en el articulador oclusoscopio de Phillips es montado sin utilizar un arco facial. El articulador es ajustado por cualquier registro intraoral o extraoral. El miembro inferior del oclusoscopio tiene dos unidades ajustables que representan las dos articulaciones

temporomandibulares. Dentro de cada unidad ajustable hay un disco circular rotulado con "anteroposterior" y "lateralidad". Esto representa las dos distintas inclinaciones en la concavidad de la fosa glenoidea; la inclinación de trabajo es controlada en la posición rotulada con "lateralidad" y la inclinación de balance es controlada en la posición rotulada con "anteroposterior". Cada unidad ajustable tiene dos hojas formadoras de arco gótico que reproducen el arco gótico trazado. El articulador no tiene una guía incisal ajustable. El perno incisal descansa en una superficie plana, porque Phillips cree que un perno de guía incisal sirve de apoyo y para prevenir cierre.

Historicamente, algunos aspectos de la fisiología mandibular tienen fácil reproducción mecánica en un articulador, tales como movimientos de bisagra, relación del modelo con la bisagra y la inclinación de la guía condilar. Consecuentemente, estas aptitudes aparecen primero en los instrumentos. Otros movimientos presentan mayor dificultad para ser reproducidos mecánicamente. Entre estos está el movimiento de Bennett en tres dimensiones, el momento del movimiento de Bennett, la curvatura exacta de la guía condilea y la distancia exacta intercondilea. El problema que involucra el reproducir estas aptitudes ha sido solucionado por los modernos instrumentos diseñados.

El articulador modificado de Stephan

El articulador de Stephan modificado en 1940 es un simple articulador de bisagra en el que se ha fijado la guía condilea a 30°. Es similar en diseño al modelo de 1921, excepto porque las monturas

superior e inferior para el modelo son mas largas. Un sistema de tornillo ajustable en la región posterior sujeta los miembros superior e inferior en una posición vertical fija.

El articulador de Stephan modelo P

Las facetas adicionales del articulador de Stephan modelo P consisten en un perno incisal y un ajustador vertical de altura. Otra versión de este articulador fue fabricada incluyendo una guía incisal fijada a 10°.

El articulador de Fournet

Es un articulador unidimensional ya que no tiene movimientos de lateralidad. El modelo superior es posicionado horizontalmente por los dos incisivos centrales superiores, que son orientados estéticamente descansando sobre la curva de Spee calibrada anteriormente y la plantilla de criba de cocina, el cual encaja en la profundidad de la escotadura hamular y orienta el modelo posteriormente. Algunos operadores solamente restauran los dientes maxilares en este articulador y subsecuentemente completan la fase mandibular en cualquiera de los instrumentos de bisagra o con técnicas generadoras de patrones funcionales.

El articulador de Johnson-Oglesby y Moyer

Fue desarrollado al rededor de 1950. El instrumento de Johnson-Oglesby tubo uso limitado y las restauraciones producidas con el requerían de mayores ajustes intraorales . El instrumento de Moyer es un articulador de bajo valor.

El articulador de Coble

El articulador de Coble mantiene la relación céntrica y la dimensión vertical pero no permite movimientos funcionales. Es un articulador de bisagra en el cual el modelo maxilar es montado con una plantilla de montaje que corresponde al plano oclusal. Todos los dientes anteriores maxilares son colocados en la plantilla de montaje con excepción de los incisivos laterales los cuales son aumentados 0.25 mm.

La plantilla de montaje es fijada en la ranura que normalmente ocupa la tabla de la guía incisal. El modelo mandibular es posicionado con un registro interoclusal. El articulador puede ser invertido para facilitar la fijación del modelo mandibular. Para terminar la oclusión se utiliza el balanceador de Coble.

El articulador de Galetti

En el articulador de Galetti cada modelo es sujetado mecánicamente sin usar yeso por dos postes anteriores y un poste ajustable posterior en cada miembro del articulador. El miembro superior puede ajustarse por un brazo extensible y una articulación universal de cuenca y bola para lograr la relación deseada entre el modelo maxilar y el modelo mandibular. Esta facción permite un rápido montaje de modelos. El articulador tiene una guía condilar fija y un tope vertical que esta en la región posterior. Este instrumento no puede aceptar un arco facial.

El articulador Pankey-Mann

Consiste de una base que soporta una plataforma para el modelo mandibular y un poste vertical conteniendo dos ensambles móviles. El primer ensamble está hecho de una barra horizontal que soporta el marco del arco facial y tiene también centros de rotación para calibradores de medida y corte. Un segundo ensamble móvil soporta el modelo maxilar montado. Usando el arco facial Pankey-Mann para montar el modelo mandibular y divisores cortantes para establecer un plano oclusal en los dientes mandibulares basado en la teoría esférica, el plano oclusal entero está ideado antes de que la preparación de dientes sea iniciada. Las restauraciones mandibulares son completadas primero y cementadas en su lugar. Los dientes maxilares son entonces preparados y las restauraciones son fabricadas para el patrón oclusal mandibular establecido con la técnica guía del patrón funcional.

El articulador Stuart

Es un articulador arcón totalmente ajustable. El miembro superior tiene dos juegos de levas posteriores sobre cada lado que guía esferas trancas localizadas en el miembro inferior. La leva móvil y la esfera externas de cada lado controlan todo el movimiento condilar excepto el ángulo y el momento del movimiento de Bennett, el cual es controlado por la leva y esfera internas. El juego del articulador está programado para usar trazados pantográficos del paciente. Las levas controles están colocadas al final del trazado grabado para cada movimiento y las levas son ajustadas hasta que el movimiento del articulador siga precisamente el trazado grabado. El perno incisal es curvo.

El modelo Hanau serie H2

La principal característica del modelo Hanau 96H2 fue un incremento de la distancia entre los miembros superior e inferior de 95 mm. a 110 mm. aproximadamente. Además, el indicador orbitario fue agregado al miembro superior, parecido a un articulador semiajustable. Este articulador fue desplazado en 1963, cuando la serie de la Universidad fue introducida.

El H2-XPR tenía características idénticas a los otros modelos de esta serie, pero además tenía una columna condilar extensible y un ajuste retrusivo-protusivo en el elemento condilar. Algunos otros modelos de la serie H2 son: (1) modelo H2-0, con aditamento indicador orbital; (2) modelo H2-X, con columna condilar extensible; (3) modelo H2-PR, con ajustes calibrados para protruir o retruir las bolas condilares más de 3 mm. el modelo H2-XPR es una combinación de los modelos enlistados.

Una adaptación del modelo Hanau H110 era capaz de incrementar la altura del poste condilar, fue descrito por Flinchbaugh.

El articulador Dentatus ARL

Es un articulador semiajustable, es un instrumento tipo columna con patrón condilar recto y distancia intercondilar fija. En su principio mecánico y diseño es similar al Hanau H2. Un mecanismo posicionador ajustable en el miembro superior permite el uso de un bloque que norma el miembro superior al miembro inferior. Esto permite transferir el modelo de un articulador a otro articulador mientras las mismas relaciones son mantenidas.

El Dentatus ARL es un instrumento rígido, durable, con un perno incisal curvo. Columnas condilares extensibles son capaces de recibir un arco facial con eje de bisagra. El movimiento Bennett es calculado de la formula de Hanau y la cantidad es regulada por rotación del poste condilar por arriba de los 40°. como con el Hanau la cantidad del movimiento de Bennett puede ser controlado, pero no el momento o la dirección.

El articulador New Simplex mejorado

Este articulador usa movimientos promedio. La inclinación condilar es de 30°, con un movimiento Bennett de 7.5°. La tabla guía incisal ajusta de 0° a 30° para acomodar cantidades variables de traslape vertical de los dientes de cada paciente. Este modelo tiene seguros de perno para fijar los modelos maxilar y mandibular en su lugar. Una guía montada, la cual semeja una mesa de plano oclusal, es usada para montar arbitrariamente el modelo maxilar. Como una técnica de montaje alterna, la guía simplex de orientación de plano posiciona el modelo mandibular primero y puede ser usada para posicionar la mesa de trazado de arco gótico (punto de aguja).

El verticulador

Consiste de dos miembros rígidos que abren y cierran solo linealmente en la dimensión vertical. Tiene un tope positivo y asegura en posición cerrada. Fue desarrollado para ser usado con la técnica generada por patrón funcional y la bandejas cuadrantes de di-lok. Otro modelo fue introducido en 1962 que aceptaba modelos de arco completo.

El articulador Ney

Es un instrumento arcón que no tiene seguros entre los miembros superior e inferior para la posición céntrica. Los elementos condilares pueden ser colocados a distancias intercondilares variables. Estos elementos contienen guías condilares metálicas intercambiables y los elementos son ajustables en los tres planos para aceptar todos los registros posicionales. Cuando los elementos condilares no siguen o duplican los trazados pantográficos, una duplicación mas precisa es posible con insertos plásticos hechos a la medida.

Para facilitar el montaje del modelo mandibular el articulador Ney tiene una marca autotripodante en su posición invertida. La placa de montaje maxilar tiene empotrado un aparato separador de modelo. Una mesa guía incisal plástica puede ser usada, o una mesa guía incisal metálica que de la facilidad de crear una región de liberación en posición céntrica. Las alas de la mesa guía incisal metálica tienen superficies parabólicas.

El articulador Hanau modelo 130-21

Es uno de la serie de 24 modelos (serie Universidad) que varían de un modelo básico equivalente similar al modelo Hanau H al mas sofisticado modelo 130-21. Este instrumento tiene el elemento condilar en el miembro superior y es un instrumento de eje separado. Tiene un aparato de seguro en céntrica y un mecanismo para mantener juntos los miembros superior e inferior. La guía condilar y el patrón guía de Bennett son rectos. El patrón guía Bennett que esta localizado cerca de la línea media no permite un cambio lateral inmediato. Este aparato puede aceptar todos los registros posicionales pero no puede duplicar trazos pantográficos. El perno guía incisal esta

diseñado para compensar cambios en la dimensión vertical. Es autotripodante en una posición invertida.

El articulador Whip-Mix

Es una versión simplificada del articulador totalmente ajustable de Stuart. Fue diseñado para dentaduras completas y ser útil como instrumento diagnóstico y de enseñanza. Es un articulador arcón semiajustable que tiene tres ajustes intercondilares: pequeño, mediano y grande. Esta selección se hace por medio del arco facial “quick mount” acompañante que usa el meato auditivo externo como una marca posterior.

Este arco facial tiene una guía anterior en el nasion para establecer un punto de referencia anterior para posicionar el modelo maxilar.

El elemento condilar del articulador Whip-Mix es ajustable en los ejes horizontal y vertical pero no en el eje sagital. Es por esto que no puede ser colocado en todos los registros posicionales. Los patrones guía Bennett y condilar son rectos. No es apto para el momento del movimiento de Bennett. No tiene aparato de seguro en posición céntrica y los miembros superior e inferior no pueden ser fijados mecánicamente. Este articulador es estable en una posición invertida y está construido de aluminio anodizado.

El simulador

Fue desarrollado del Gnatolator de Granger. Es un articulador totalmente ajustable que puede ser colocado a partir de trazados pantográficos, registros posicionales y otros trazados. Tiene guías condilares curvas, pero la característica única del articulador es una guía condilar que rota hacia

adentro, un eje roto y un elemento mecánico de momento que combina para reproducir mecánicamente el movimiento de Bennett y el ángulo de Fischer. El simulador tiene seguros de guía condilar que pueden ser liberados para que el miembro superior pueda separarse del miembro inferior. El perno guía incisal es curvo. El articulador puede ser invertido y el modelo mandibular puede ser montado sin una base de remontaje.

El articulador Denar modelo D4A

Este articulador esta programado a partir de un trazado hecho con un pantógrafo controlado neumáticamente. Es un instrumento totalmente ajustable que usa guías condilares intercambiables que pueden ser ajustadas. Todas las determinantes condilares están compensadas mecánicamente. Tiene un seguro de céntrica exacto y permite sujetar los modelos en una posición abierta. El perno incisal curvo puede descansar sobre una mesa guía incisal plástica o metálica.

El articulador Dentatus ARO

Tiene todas las características del Dentatus ARL mas la característica de un brazo movible que sujeta el modelo mandibular. La articulación universal y el aparato de seguro que fija el brazo móvil a la base permite reposicionar el modelo mandibular sin remontar. El bloque indicador es usado para centrar el miembro inferior al miembro superior, pero una vez que el modelo mandibular ha sido reposicionado el articulador o los modelos no pueden ser intercambiados sin la ayuda de registros de relación céntrica. 4

En otros articuladores se realiza la fijación de modelos de yeso sobre los que se elaboran prótesis dentales parciales o totales.

En general estos instrumentos han sido ideados teniendo como fin el ayudar en la restauración protésica devolviendo la forma y función de las arcadas dentarias.

El articulador ortodóntico

En el caso particular de la ortodoncia, se utiliza comúnmente un instrumento que permite al estudiante durante su entrenamiento, el corregir maloclusiones tipo mediante distintas mecanoterapias ortodónticas, observando el efecto que tiene la aplicación de diversos elementos activos y pasivos sobre dientes metálicos montados en bases de cera que serán reblandecidas por calor.

Tipodonto

El tipodonto se define como un instrumento que trata de reproducir las posiciones que guardan en el espacio los procesos maxilar y mandibular con sus respectivos dientes, dispuestos en distintas relaciones y tratando de respetar la Anatomía tanto de los procesos como de los distintos dientes, todo esto generalmente con fines demostrativos.

En algunos de éstos tipodontos, los dientes son cortados y desgastados para aprender las técnicas de preparación en operatoria y prótesis dental.

Relación de los procesos

Es común relacionar los procesos maxilar y mandibular en "clases" de la siguiente manera :

El maxilar en posición mas adelantada que la mandíbula - C-II

El maxilar en posición mas atrasada que la mandíbula - C-III

El maxilar y la mandíbula en relación correcta entre ambos - C-I

La mandíbula en posición mas adelantada que el maxilar - C-III

La mandíbula en posición mas atrasada que el maxilar - C-II

Relación molar

La forma generalmente aceptada de relacionar los dientes superiores con los inferiores fue dada por el Dr. Angle .,

Toma como punto de relación la cúspide mesio vestibular del primer molar superior con el surco mesio vestibular del primer molar inferior, desprendiéndose de esta relación tres "clases" básicas.

Si la cúspide mesio vestibular del primer molar superior cae en el surco mesio vestibular del primer molar inferior se denomina C-I.

Si la cúspide mesio vestibular del primer molar superior cae por delante del surco mesio vestibular del primer molar inferior se denomina C-II.

Si la cúspide mesio vestibular del primer molar superior cae por detrás del surco mesio vestibular del primer molar inferior se denomina C-III.

En la C-II, si los incisivos superiores se encuentran vestibularizados y con sobremordida horizontal exagerada, se denomina C-II división 1; si los incisivos superiores se encuentran palatinizados, con los caninos superiores vestibularizados y con sobremordida vertical exagerada, se denomina C-II división 2. ⁶

En el caso específico de la ortodoncia, es esencial la utilización de un instrumento que permita efectuar montajes de maloclusiones tipo y efectuar su corrección a través de las distintas técnicas ortodónticas así mismo realizar pruebas de los elementos activos y pasivos. ⁷

Tal necesidad es expresada a través de los distintos reportes de investigadores que realizan pruebas en el área de la ortodoncia y de los materiales dentales, mencionando mecanismos de fijación para probar elementos activos y pasivos como son brackets, elasticos, alambres etc.

Ejemplo de estas manifestaciones son:

Para simular el procedimiento clínico de fijación indirecta de brackets, un grupo de dientes es embebido en un conformador de arcos de cera creando de esta manera un tipodonto que se reproducirá en yeso para la colocación de brackets en el laboratorio. ⁸

Existe la necesidad de utilizar aditamentos que faciliten o permitan la fijación de aparatología ortodóntica de modo similar y representativo a la boca humana para efectuar sobre ellos pruebas mecánicas. ⁹

En la realización de pruebas in vitro de módulos elásticos las mediciones se realizan primero desde modelos de estudio para establecer la distancia clínica sobre la cual se utilizan los módulos para retracción canina.

Se colocan en un tipodonto con bandas y brackets standard edge wise y en ellos se ajustan los módulos elásticos. ¹⁰

El uso del tipodonto es necesario para fines demostrativos de la efectividad de la mecanoterapia sugerida por el profesional , así como para probar nuevos aditamentos. ¹¹

El uso del tipodonto permite observar la gran deflexión que sufren los arcos de nitinol en casos extremos permitiendo una ligadura segura ausente de deformación permanente. ¹²

JUSTIFICACION

Por lo tanto se justifica la necesidad de disponer de un instrumento capaz de permitir realizar practicas de adiestramiento ortodóntico, pruebas de aditamentos ortodónticos y realizar montajes de modelos sobre los cuales se pueda elaborar algún tipo de aparatología protésica, ortopédica y pruebas de laboratorio.

El tener en un solo instrumento la posibilidad de desarrollar estas tareas facilitaría la realización de las mismas .

En el mercado se encuentran algunos instrumentos que tratan de subsanar éstas necesidades, pero con características anatómicas y funcionales deficientes.

Estos instrumentos están constituidos generalmente por un cuerpo metálico que tiene movimientos de apertura y cierre y en algunos casos de lateralidad. Poseen unas arcadas de cera que están provistas de cavidades que asemejan los alvéolos dentarios en los que se introducirán las porciones radiculares de los dientes metálicos quedando en malposiciones clasificadas como “tipo”.

Los dientes metálicos, en su porción coronal, permiten la confección y ajuste de bandas sobre las cuales se fijaran otros aditamentos .

La porción radicular se introducirá en las cavidades émulos de alvéolos dentarios para observar posterior a la aplicación de las mecanoterapias ortodónticas el desplazamiento de los dientes en la base de cera .

Las bases de cera proveen el medio en el cual es posible observar el movimiento (rotación y translación)de los dientes durante la aplicación de cargas en las mecanoterapias ortodónticas al ser sometidas a calor para provocar su reblandecimiento.

La cera que se utiliza es la cera rosa dental que está compuesta de un 75% de parafina o cerasina, con adición de cera de abeja u otras resinas o ceras.

Sirve ante todo para establecer inicialmente la forma del arco en las prótesis totales. Se proporciona en hojas de color rojo o rosas de 1 a 2 milímetros de espesor. La especificación número 24 de la A.D.A. incluye los tipos I, II y III, también llamados suave, mediana y dura. La diferencia entre ellas es su porcentaje de fluidez a temperatura ambiente, a temperatura bucal y a 45°C.

Mientras mayor dureza tenga la cera, menor será su escurrimiento a una temperatura dada. Esta diferencia de escurrimiento tiene ventajas en el uso particular.

El tipo I se usa en el recubrimiento, fabricación de contornos y coronas Veneers, el tipo II se diseña para patrones que se probaran en boca en condiciones climáticas normales, y el tipo III se utiliza en la boca en climas tropicales.¹³⁻¹⁴

La especificación número 24 de la A.D.A. para ceras de base de dentaduras ha sido aprobada por el consejo de materiales dentales y proyectos de la A.D.A.

Esta especificación es para ceras usadas en la construcción de dentaduras artificiales. La cera consiste esencialmente de ceras naturales y sintéticas, resinas y ceras hidrocarburo de la serie de las parafinas.

Una de las pruebas a las que somete la norma numero 24 a las ceras es la de la fluidez (3.2.9 ; 4.3.2) en la cual se preparan especímenes de cera de 10 milímetros de diámetro y 6 milímetros de espesor que son guardados en agua a 23°C mas menos 2°C. por 24 horas antes de ser probados.

La longitud inicial del espécimen es determinada a 23°C. mas menos 2°C. usando un micrómetro para posteriormente someterlo a una carga de 19.6 N. por diez minutos, removido y enfriado a 23°C. mas menos 2°C. para ser medidos igual que al principio, registrando la diferencia en % con aproximación de 0.1% .₁₅

De los archivos del Laboratorio de Materiales Dentales de la Facultad de Odontología de la U.N.A.M. se obtuvieron los siguientes resultados de la prueba de fluidez aplicada a la cera rosa para toda estación marca "Filenes" de fabricación nacional: a 23°C.- .78% ; a 37°C.- 72.62% y a 45°C.- 88.43%.

Para evaluar los problemas a los que se enfrentan los estudiantes de posgrado en ortodoncia durante la manipulación de los articuladores de entrenamiento ya existentes se realizo una encuesta en la Universidad Latinoamericana, la cual cubría los rubros de marca, modelo, presentación, costo, material de manufactura, movimientos que permite, descripción de problemas que se presentaron en el uso o manejo del cuerpo del articulador, material de que están hechos los dientes, tamaño de los dientes con respecto a los naturales, forma de las raíces con respecto a las naturales, problemas que se presentaron en el manejo de los dientes, bases de cera, montaje de las bases de cera en el articulador, montaje de los dientes en las bases de cera, problemas que se presentaron en

el manejo de las base de cera, problemas que se presentaron al aplicar las distintas mecanoterapias, cambios que desearían y tiempo que lleva usando el articulador.

Los resultados de la encuesta mostraron que en general la procedencia de los articuladores es extranjera, de buena presentación, costo elevado, elaborados de material metálico, con movimientos de apertura y cierre, y algunos de lateralidad, complicados en el manejo del cuerpo, con dientes hechos de metal, con tamaño superior al normal, raíces con forma conoide no anatómica y de poca estabilidad en las bases de cera. Las bases de cera eran difíciles de obtener en el mercado nacional y se desconoce la temperatura a la que deben de ser sometidas para producir su reblandecimiento adecuado y observar la acción de las distintas mecanoterapias ortodónticas.

De lo anterior se desprende la necesidad de que haya un instrumento que subsane tales problemas.

La mayoría de los tipodontos que se encuentran en el mercado están confeccionados en aleaciones metálicas de hierro, cobre, cinc, aluminio y estaño. Siendo los mas utilizados aquellos que presentan resistencia a la oxidación y corrosión ya que serán sometidos a inmersión en agua caliente para provocar el reblandecimiento de la cera .

El aluminio es el mas abundante de los elementos metálicos en la corteza terrestre; sin embargo, solo la bauxita es comercialmente explotable.

Se necesitan cuatro kilogramos de bauxita par producir un kilogramo de aluminio.

La mayoría del aluminio se emplea en forma de aleaciones, de las cuales, las que contienen cinc tienen un aumento en su dureza.

Las que contienen magnesio , incrementan su resistencia a la tensión, la resistencia a la corrosión en atmósferas marinas, la dureza y la facilidad para soldarse.

Las que contienen silicio, tienen un punto de fusión mas bajo, incrementa la facilidad para fundirse y en combinación con el magnesio produce aleaciones tratables térmicamente con buena ductilidad y resistencia a la corrosión. Las de la serie 6000 las mas utilizadas son la 6061 y 6063, que tienen gran formabilidad, alta resistencia a la corrosión, facilidad para soldarse, buena maquinabilidad y numerosos acabados.¹⁶⁻¹⁷

La utilización de materiales disponibles en nuestro medio facilitaría la elaboración del articulador, bases de cera y dientes. La aleación de zinalco desarrollada en el Instituto de Investigación en Materiales de la U.N.A.M. permitiría la elaboración de un instrumento que cubriera las necesidades del ortodoncista en el laboratorio y del estudiante en su adiestramiento.

El zinalco es una aleación basada en cinc , que combina la alta resistencia mecánica del acero estructural con la buena resistencia a la corrosión del aluminio y con un peso específico intermedio entre ambos.

Esta combinación de propiedades aunado al bajo costo de la aleación lo hacen apto para competir en el campo de las aleaciones de aluminio 6063.

El nombre "zinalco" es una marca registrada a favor de la U.N.A.M., que cubre una variedad de aleaciones, desarrolladas en el instituto de investigación en materiales de la U.N.A.M., basadas en zinc, con propiedades sumamente atractivas y novedosas.

Una de las posibles aplicaciones para esta aleación esta en la substitución de las aleaciones de aluminio en aquellas aplicaciones en donde la resistencia a ala corrosión juega un papel mas importante que la ligereza.

Por otra parte el zinc ha sido hasta ahora un material subutilizado y de bajo precio, del cual México es un productor a nivel mundial.

La aleación de zinalco entre otras propiedades tiene la de ser extruida o laminada, cambiando la vieja idea de que las aleaciones de zinc solo son útiles en fundición. La importancia de este desarrollo radica esencialmente en la posibilidad de dar un uso masivo al zinc, en substitución de materias primas importadas como es el aluminio. Por otra parte, su alta resistencia mecánica semejante a la de los aceros estructurales, permite disminuir el problema del peso del zinalco, cuya densidad esta en relación de dos a uno con respecto al aluminio, ya que aprovechando su alta resistencia mecánica se pueden diseñar perfiles con secciones de carga menores que las utilizadas para aluminio, disminuyendo así el peso del perfil.

Los productos laminados a partir del zinalco podrían competir con los del aluminio y aun con los del acero inoxidable en aquellos casos en que no se requiera elevar la temperatura arriba de los 90°C. El conformado de las laminas puede hacerse en forma tradicional o a través de procesos superplasticos, en los cuales se utilizan métodos semejantes a los del conformado de plásticos, con el correspondiente ahorro de troqueles y desgaste de moldes.

El objetivo de crear esta aleación fue el de substituir al aluminio, basándose en materias primas nacionales. A través de una revisión de la bibliografía y de publicaciones periódicas, fue posible determinar que las aleaciones zinc - aluminio tenían propiedades prometedoras. Estas aleaciones son mundialmente conocidas por sus excelentes propiedades como aleaciones para fundición y por sus propiedades superplásticas. Hace aproximadamente 42 años las aleaciones de zinc - aluminio fueron desarrolladas en Alemania para substituir al bronce, ya que el cobre se había escaseado. Algunas aleaciones conteniendo del 10 al 30% de aluminio rivalizaron con el bronce al grado de llamarlo bronce blanco. Después de un tiempo varias compañías europeas continuaron el desarrollo de estas aleaciones con excelentes resultados, popularizando su uso para cojinetes. No fue sino hasta la década de los 80's que aparecieron estas aleaciones en los Estados Unidos con los nombres de ZA -12 y ZA -27, cuya nomenclatura corresponde a los porcentajes aproximados de aluminio. En general ninguna de estas aleaciones fue desarrollada para ser extruida o laminada, sus aplicaciones están dirigidas a productos de fundición.

Otro tipo de aleaciones importantes que han surgido del sistema zinc - aluminio son las aleaciones superplásticas. Aunque fueron hechas hace 50 años, el interés por estudiarlas y aplicarlas surgió en la década de los 60's, y solo en los últimos años se ha podido avanzar y aprender algo de la naturaleza de estas aleaciones, que pueden ser termoformadas tan fácilmente como el vidrio o el plástico. La aleación comercial, basada en zinc - aluminio con estas propiedades lleva el nombre de super Z300.

Como puede inferirse de lo anteriormente expuesto, ha habido recientemente un interés especial en el desarrollo de las aleaciones de zinc. Una buena razón para esto es su bajo precio, su alta resistencia a la corrosión y una relativa abundancia de este metal en el mercado.

La aleación de zinalco elimina los impedimentos de ductilidad de la aleación ZA 27 y la corrosión intergranular de la aleación superplástica.

La resistencia a corrosión del zinalco es una de sus propiedades más atractivas ya que es superior a la que presentan los productos galvanizados, además de aceptar recubrimientos protectores por anodizado o en inmersión en baños de cromatos. La aleación bien puede ser pintada siempre y cuando la superficie este perfectamente limpia.

Los electrodepositos de cobre - níquel - cromo son otras posibilidades de dar acabados a ésta aleación, con la ventaja de que la adherencia que tiene esta aleación a los electrodepositos es superior a la que presenta el zinc puro o los plásticos.

El zinalco bajo condiciones apropiadas puede ser laminado y llevado a condiciones de superplasticidad, si así se desea, para aplicaciones en termoformado, o dejarse en condiciones de máxima resistencia mecánica para aplicaciones comunes a las laminas.

Otro de los estudios realizados dentro del programa de desarrollo del zinalco fue el de la posibilidad de soldar este material, lográndose demostrar que es perfectamente soldable con aleaciones a base de zinc que no requieren alta tecnología para usarse, ya que su aplicación es semejante a la aplicación de la soldadura estaño - plomo. una ventaja de esta soldadura es que se difunde fácilmente en la aleación , dando alta resistencia mecánica a la unión a pesar de que la soldadura sea blanda.

Esta facilidad para soldar el zinalco le da una nueva ventaja sobre el aluminio. ¹⁸

En un trabajo reciente sobre recubrimiento para la aleación de zinalco, se encontró una formulacion para efectuar el niquelado químico sin la intervención de corriente eléctrica experimentando diversas modificaciones a la formulacion reportada por Brown consistente en :

agua	600ml.
sulfato de niquel	30gr.
hipofosfito de sodio	20gr.
ácido propionico	5gr.
ácido láctico	25gr.
plomo	1-4mg/l.
partículas de oxido de aluminio	0.25-2% en peso

Esta formulacion es recomendada para aleaciones ferrosas por lo que las partículas de oxido de aluminio fueron excluidas completamente. En este caso se modificaron la cantidad de agente reductor y los estabilizadores principalmente, a manera de que el baño no se vea afectado en cuanto a su estabilidad. El efecto de otras variables como son la temperatura, tiempo de inmersión y agitación, tambien fueron estudiados. 19-20

**Tabla comparativa de características y propiedades
del zinalco y diversos materiales**

material	zinalco II		aluminio 6063 T5
proceso	fundición en arena	fundición a presión	extruído
densidad			
(gr/cm ³)	5.4		2.74
(lb/pulg ³)	(0.194)		(0.098)
temperatura			
de fusión °C	421 - 481		616 - 654
(°F)	(790 - 898)		(1140 - 1210)
coef.expansion			
térmica			
μmm ⁻¹ °k ⁻¹	26		21.8
(μpulg ⁻¹ °F ⁻¹)	(14.4)		(12.1)

conductividad

térmica

W m⁻¹ °K⁻¹	126	96
(BTU/pie.h⁻¹ °F⁻¹)	(72.8)	(55.5)

conductividad

eléctrica

(% I.A.C.S.)	38	55
---------------------	-----------	-----------

resistencia a

la tensión MPa	350-390	400-420	150
(Ksi)	(51-57)	(58-61)	(22)

esfuerzo de

cedencia 0.2%

MPa	260-270	340-370	110
(Ksi)	(37-39)	(49-54)	(16)

modulo de

elasticidad

GPa	110 - 130	71
(lb pulg⁻² x 10⁵)	(15.9-18.8)	(8)

% de deformación			
en tensión	5 - 8	6 - 10	2 - 5
dureza Rb	65 - 80	55 - 70	17
(Brinell			
500-10-305)	(116-150)	(89-125)	(107)
resistencia al			
impacto J	2-3	2-3	-
(pie lb)	(1.5-2.2)	(1.5-2.2)	

Se cuenta ya con reportes sobre la utilización del zinc en investigaciones sobre sus propiedades físicas y mecánicas, como material de implante, valoración de su citotoxicidad, su utilización dentro de la industria en México y estudios sobre la corrosión. ²¹

Para elaborar cualquier instrumento se tiene que atender a la clasificación de los procesos de fabricación, en la que se menciona que en todo proceso de manufactura se deben considerar como fundamentales los tres criterios siguientes :

1.- diseño funcional de la parte o conjunto con la mayor simplicidad, compatible con la calidad y estética apropiada.

2.- selección del material, de acuerdo con las propiedades físicas y mecánicas necesarias ; costo y facilidad de procesar.

3.- selección del proceso adecuado para producir la pieza deseada, con la precisión necesaria y el menor costo unitario.¹⁶

Atendiendo a esta clasificación , el diseño del articulador que se utilizará, será el de un articulador promedio tipo arcón, que si bien no es el ideal, si se acerca mas a la realidad de un paciente; así mismo se atenderá a la anatomía radicular para lograr un símil al diente natural.

Se tomara como base para el cuerpo del articulador el diseñado en el Laboratorio de Materiales Dentales (Prototipo) a partir del articulador Hanau modelo Meit, el cual es un articulador que corresponde a las características anteriores y cuya utilidad se enfoca al área de la prostodoncia.

OBJETIVOS

Objetivo general.

Desarrollar un articulador capaz de permitir la aplicación de distintas mecanoterapias correctivas ortodónticas y la observación de respuestas a las mismas, así como el montaje de modelos de trabajo para elaborar aparatología ortodóntico-ortopédica y que al mismo tiempo pueda ser utilizado para el montaje de modelos sobre los cuales se pueda confeccionar aparatología protésica y efectuar pruebas de laboratorio, empleando para ello materiales disponibles en nuestro medio.

Objetivos específicos.

Elaborar un articulador metálico a base de zinc, que sea estable, que permita movimientos de apertura, cierre y lateralidad, a partir del diseño de un articulador promedio.

Diseñar y obtener portaceras metálicas a base de zinc que permitan mantener en posición a las bases de cera montadas en el articulador.

Diseñar y obtener dientes metálicos a base de zinc que respeten la anatomía coronal y radicular de los dientes humanos.

Modelar las bases de cera a modo de que al introducir las porciones radiculares de los dientes queden estos situados en malposiciones clase I, clase II/1, clase II/2 y clase III.

Determinar la temperatura ideal a la que deben someterse las ceras para observar el efecto de las distintas mecanoterapias correctivas ortodónticas.

Establecer las diferencias a la aplicación de cargas en dientes con anatomía radicular semejante a la humana y dientes con raíz única y conoide.

Comparar las ventajas y desventajas entre el articulador elaborado y el existente comercialmente para trabajos figurados en ortodoncia.

Comprobar su uso para el montaje de modelos de trabajo en prótesis parcial removible, prostodoncia total y ortopedia .

MATERIALES Y METODOS

Para la obtención del cuerpo del articulador se utilizó el modelo diseñado en el Laboratorio de Materiales Dentales (Prototipo), el cual fue llevado a moldes de arena y realizado el colado por gravedad, habiendo fundido en crisol y horno la aleación de zinalco. Esto se realizó en los laboratorios de la Facultad de Ingeniería de la U.N.A.M.

Se recuperaron de los moldes de arena la parte superior e inferior del cuerpo del articulador para posteriormente ser limpiados y barrenados en el Laboratorio de Materiales Dentales de la Facultad de Odontología de la U.N.A.M. (foto 1-3).

En éste mismo laboratorio se modelan en cera rosa para toda estación marca "filenes" tipo "I" los portaceras, cuya cara externa respeta el recorte usual de modelos superior e inferior, y en su cara interna presenta un socavado en forma de herradura, convergente de apical a oclusal que mantendrá en posición a las bases de cera ya montadas en el articulador (foto 4-5).

Estos modelos se revistieron en material refractario (cristobalite) colocando vertedero y chimenea (foto 6). Fueron desencerados en horno con soplete para posteriormente colarlos con zinalco, el cual fue fundido en crisol dentro de un horno marca "west-nacional" con termopar con capacidad de 1200°C. El colado se realizó por gravedad (foto 7); se recuperaron las piezas para su recorte y pulido (foto 8-9).

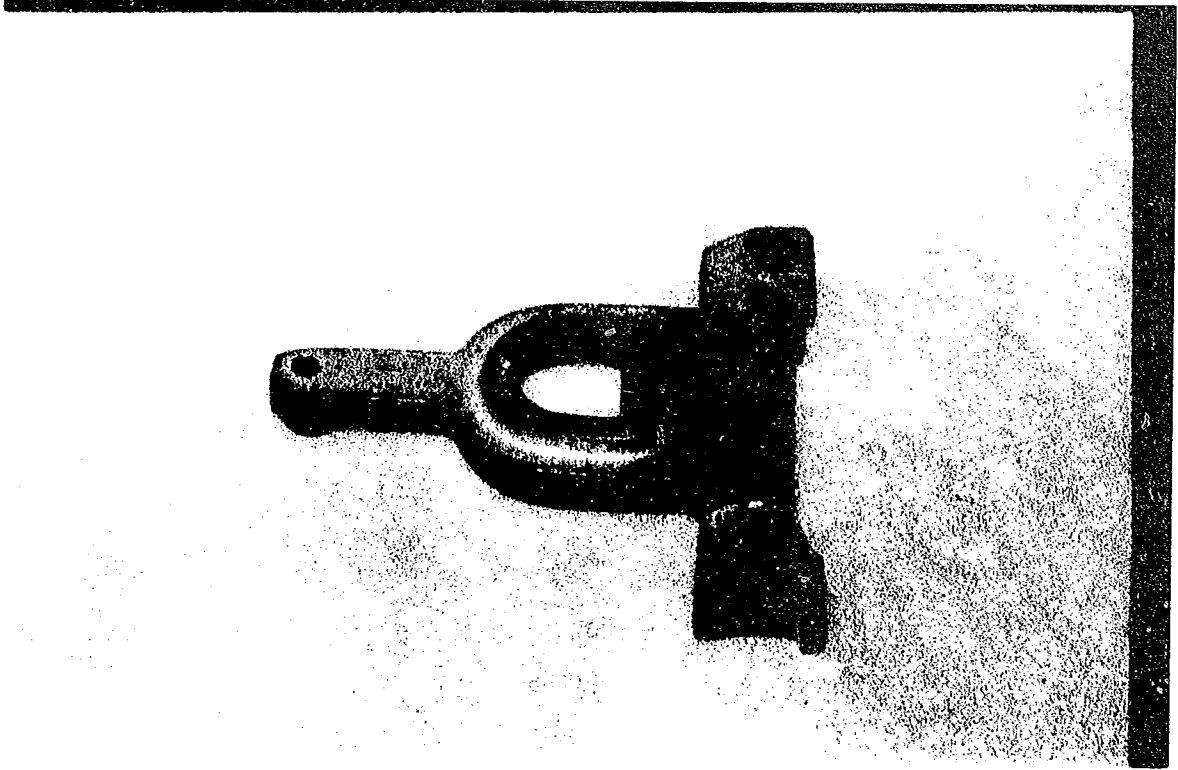


Foto 1. Parte superior del cuerpo del articulador (cara externa).

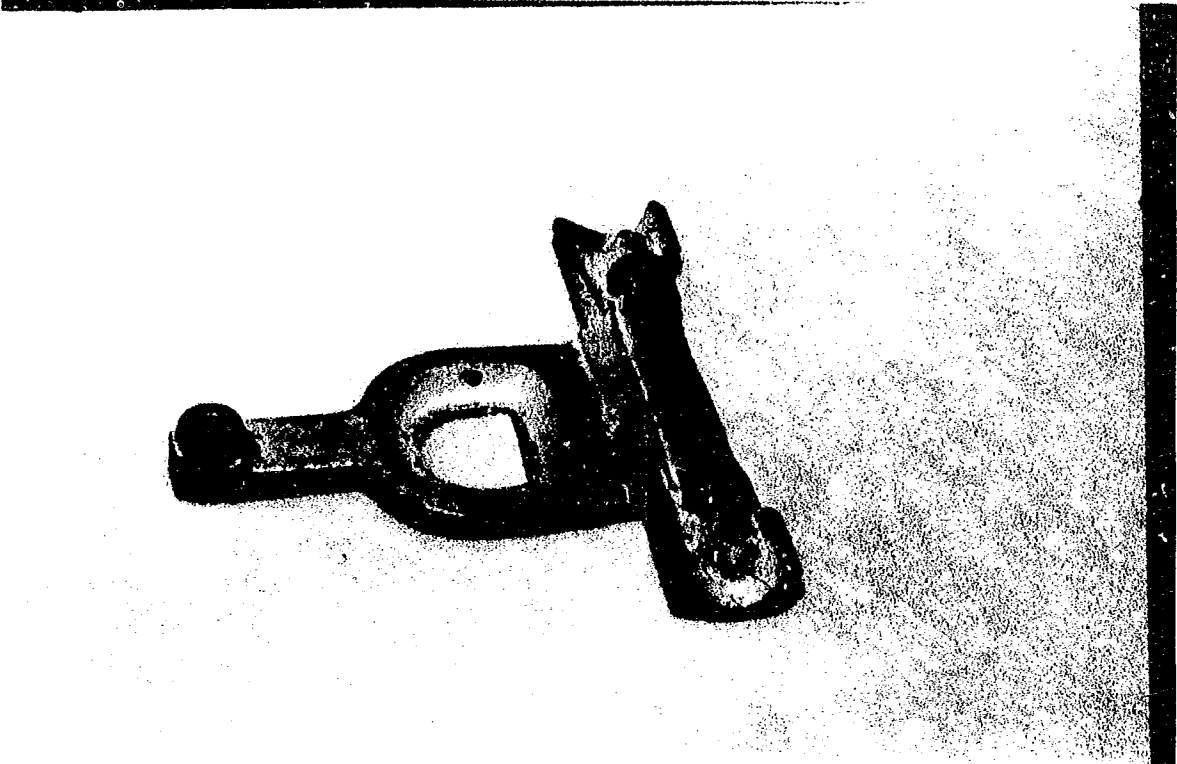


Foto 2. Parte superior del cuerpo del articulador (cara interna).



Foto 3.- Parte inferior del cuerpo del articulador.

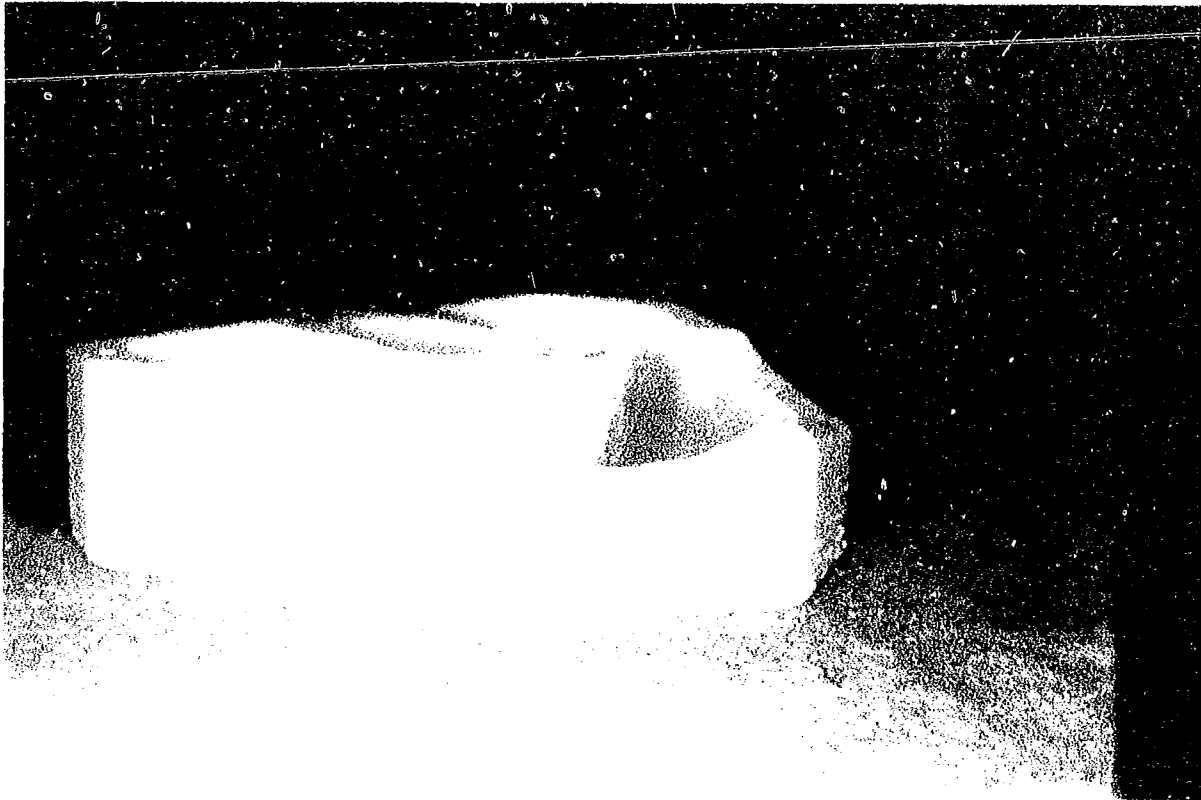


Foto 4.- Modelado en cera dental de la base portacera superior.

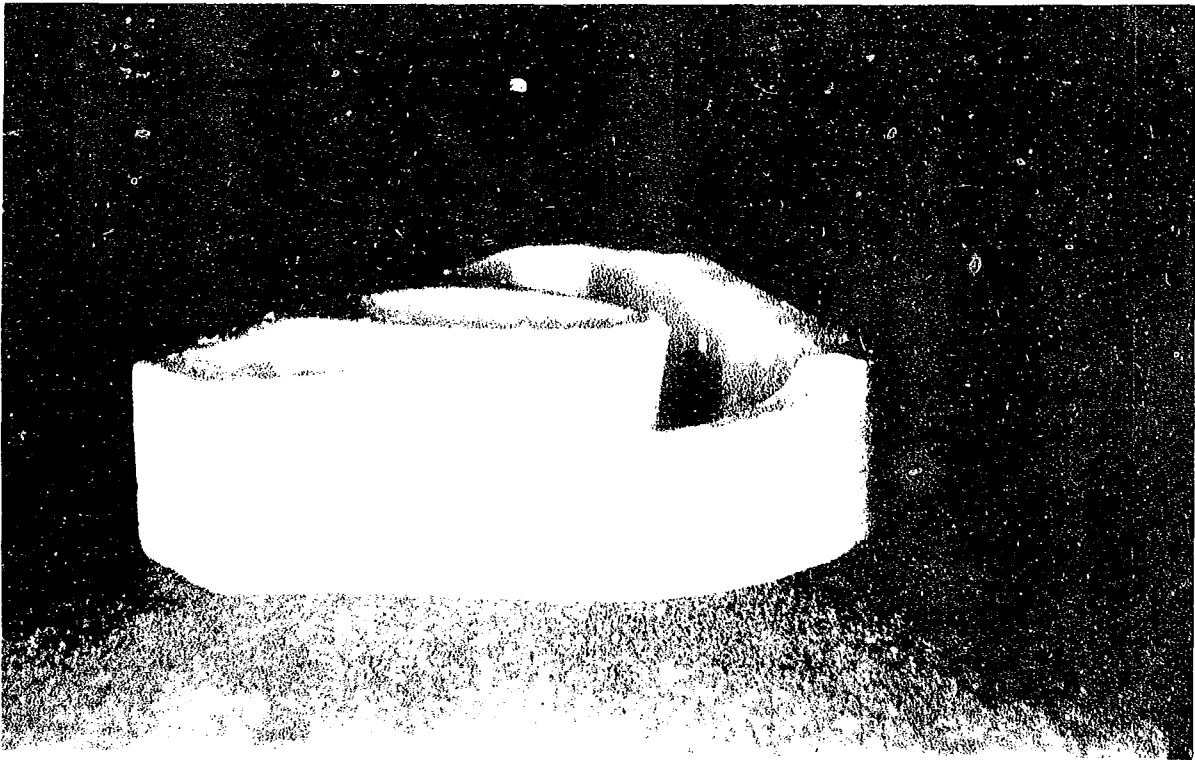


Foto 5 .- Modelado en cera dental de la base portacera inferior .



Foto 6 .- Revestido de modelo de portaceras con vertedero y chimenea.

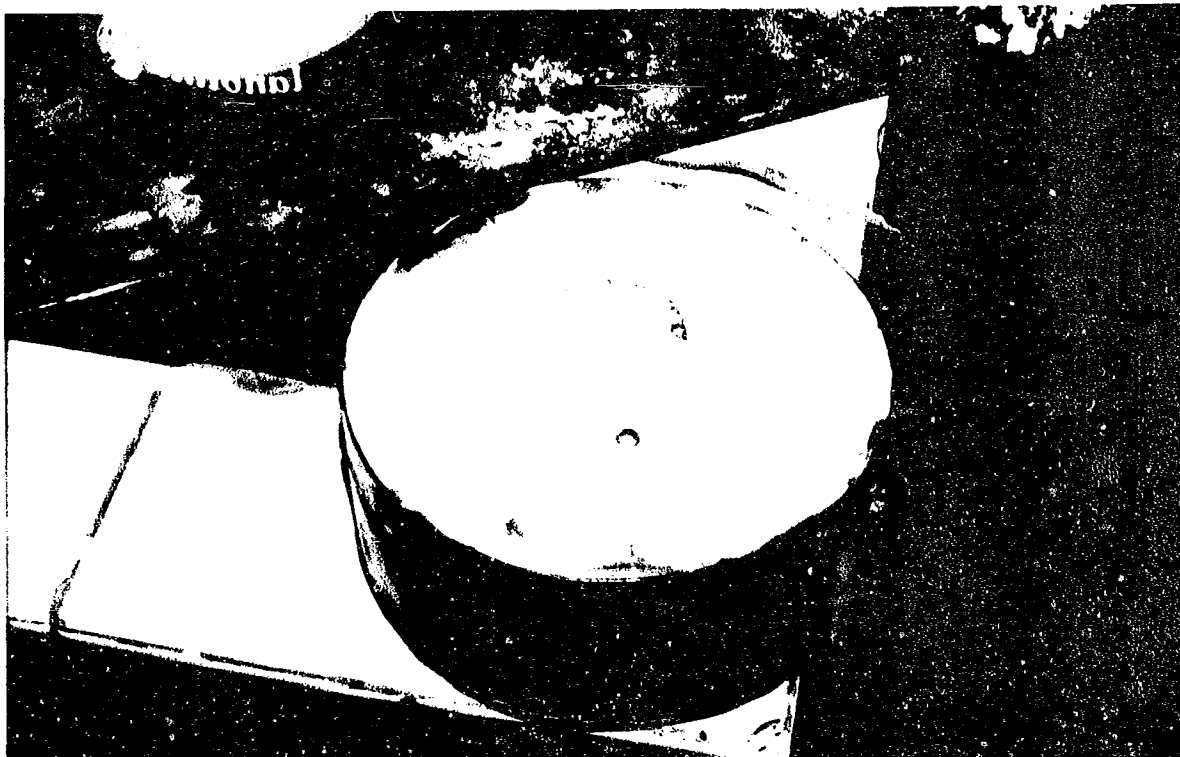


Foto 7 - Colado en "Zinaleo" de base portaceras por el metodo de gravedad .

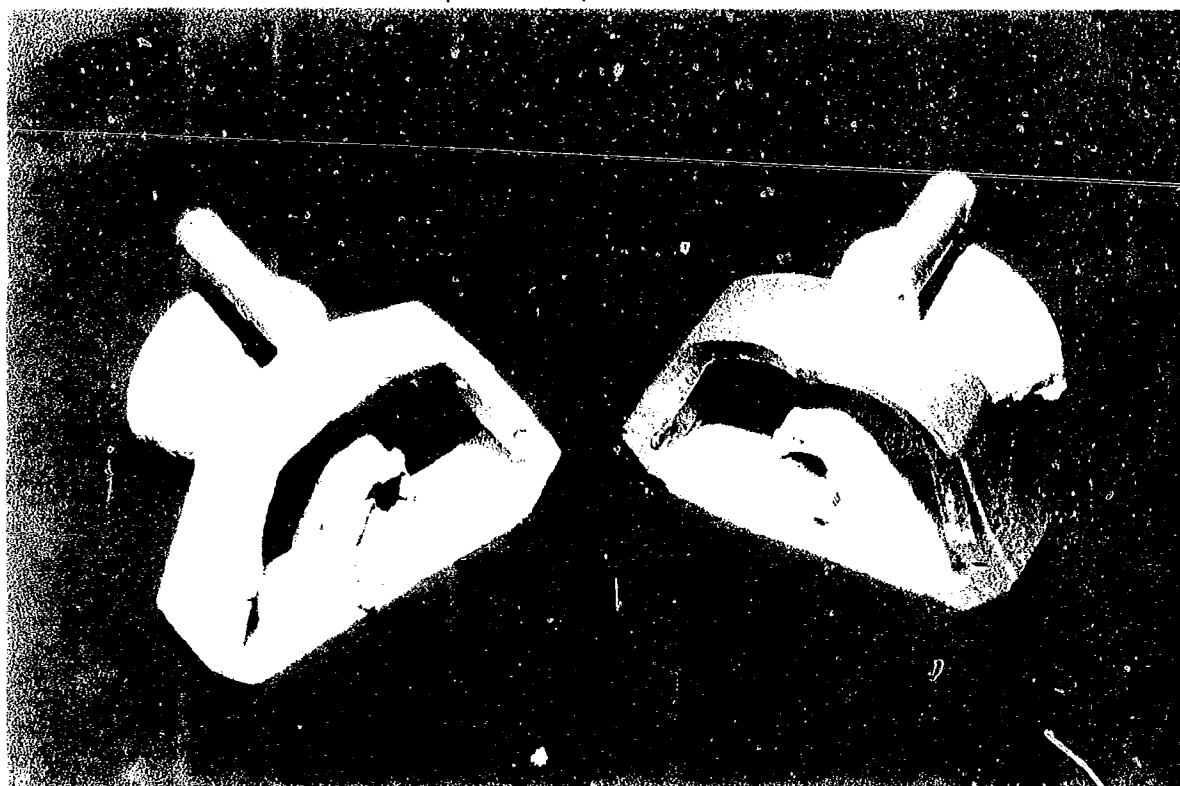


Foto 8 - Recuperado de bases portaceras .

Los dientes se modelaron en cera rosa para toda estación marca "filenes" respetando la anatomía coronal y radicular humana. Los dientes modelados fueron: 11, 12, 13, 14, 15, 16, 17, 21, 22, 23, 24, 25, 26, 27, 31, 32, 33, 34, 35, 36, 37, 41, 42, 43, 44, 45, 46 y 47 (foto 10).

Se revistieron dentro de cubiletes en material refractario (cristobalite).

Se desenceraron a 600°C dentro de un horno marca "Caisa" modelo 301 M y fueron colados con aleación de zinalco por centrifugado en una maquina "Emesco" modelo Senior, la aleación fue fundida por soplete aire-gas marca "Buffalo" nº 12 N y boquilla nº 3. Los colados fueron recuperados del material refractario, recortados y pulidos (foto 11-12).

Las piezas pequeñas del articulador como son la platina incisal, condilos y vástago central se obtuvieron por igual método que los dientes (foto 13).

Las bases de cera se modelaron con cera rosa para toda estación marca "Filenes" tipo "I" con forma de herradura y siendo convergentes de apical a oclusal, en su borde superior se socavaron alvéolos en los que serán introducidas las porciones radiculares de los dientes metálicos, su cara externa presenta festoneado radicular. La angulación de los socavados dará como resultado, en el momento de introducir los dientes, maloclusiones clase I, clase II/1, clase II/2 y clase III (foto 14-15).

Para determinar la temperatura ideal a la que debe de someterse la cera para observar el movimiento de los dientes y la diferencia de comportamiento entre los dientes con anatomía radicular normal y dientes con raíz única y conoide (foto 16-18), se elaboraron bloques de cera rosa para toda estación de la marca ya referida de 5x3.5x1.5 cm. en los

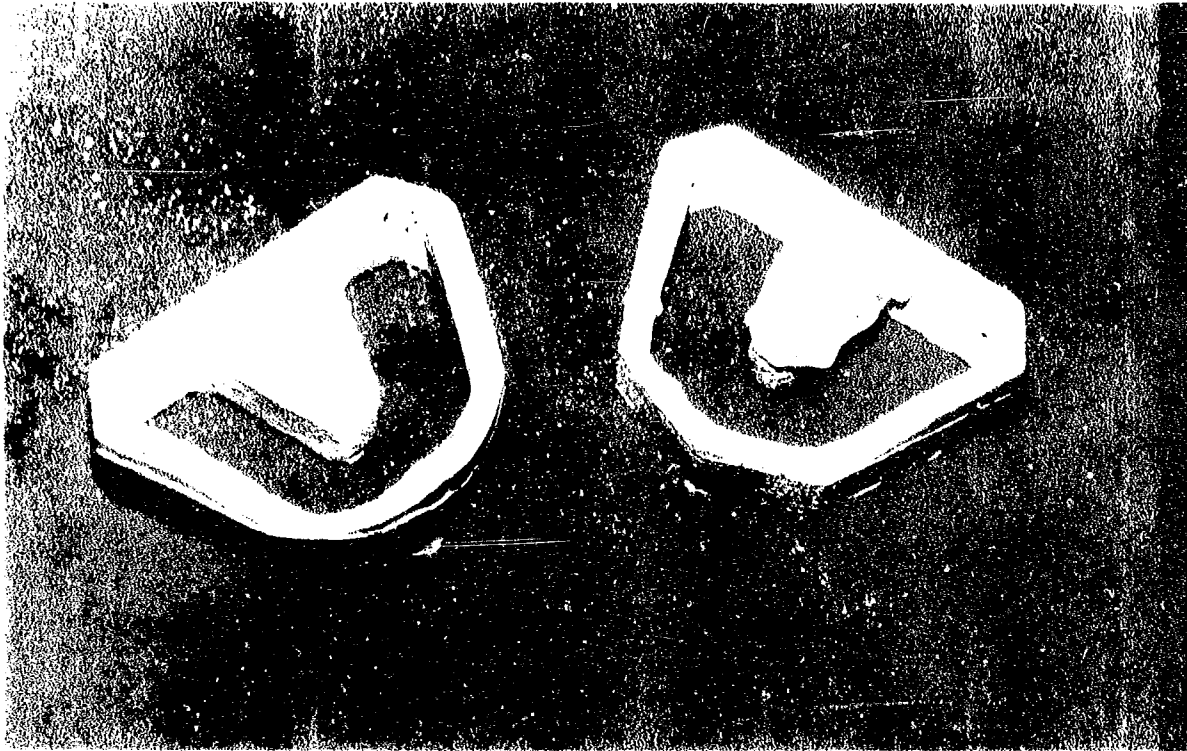


Foto 9.- Recorte de base, portaceras .

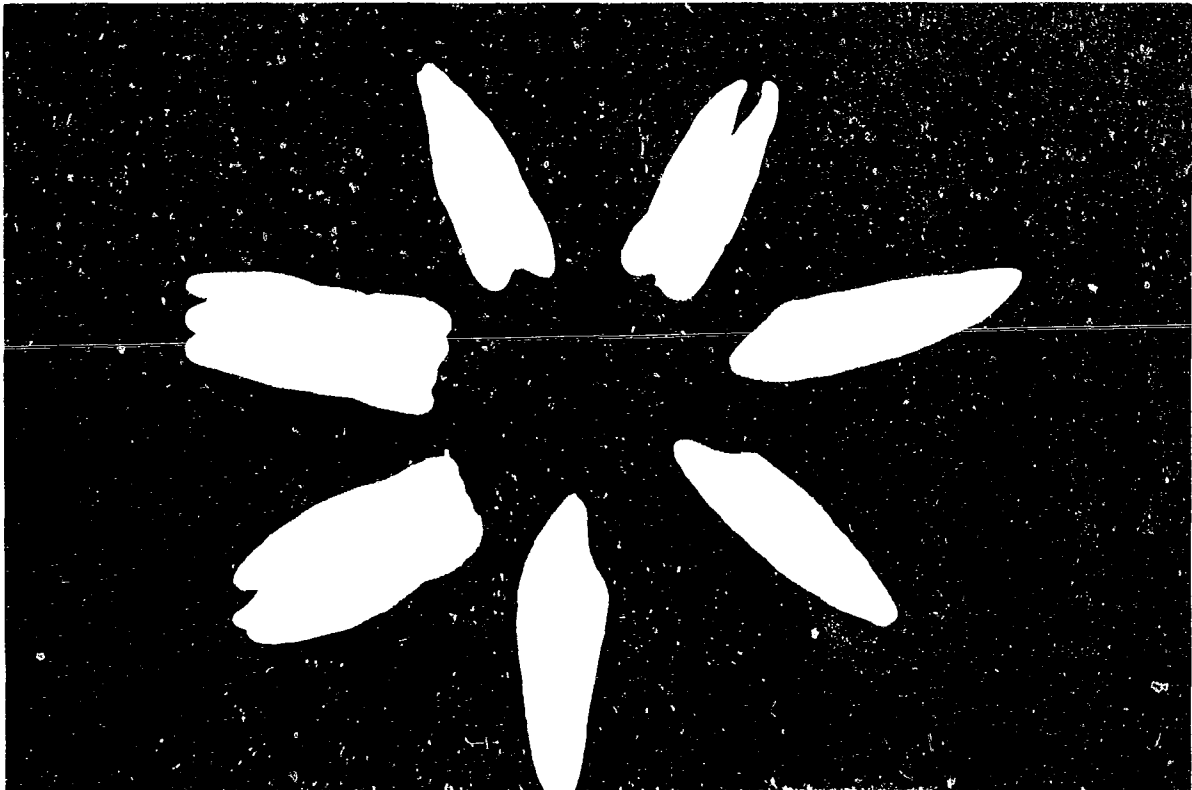


Foto 10.- Modelado de dientes respetando la anatomía coronal y radicular humana.

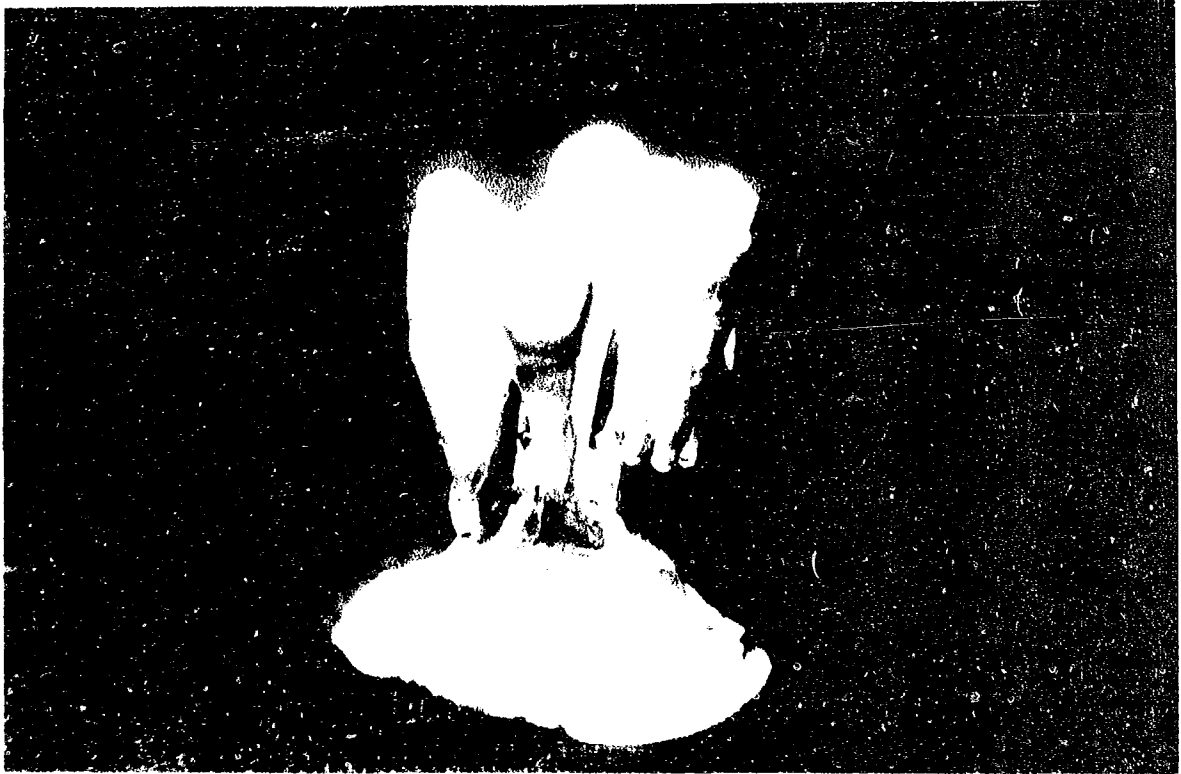


Foto 11.- Recuperado del colado hecho con Zinalco.

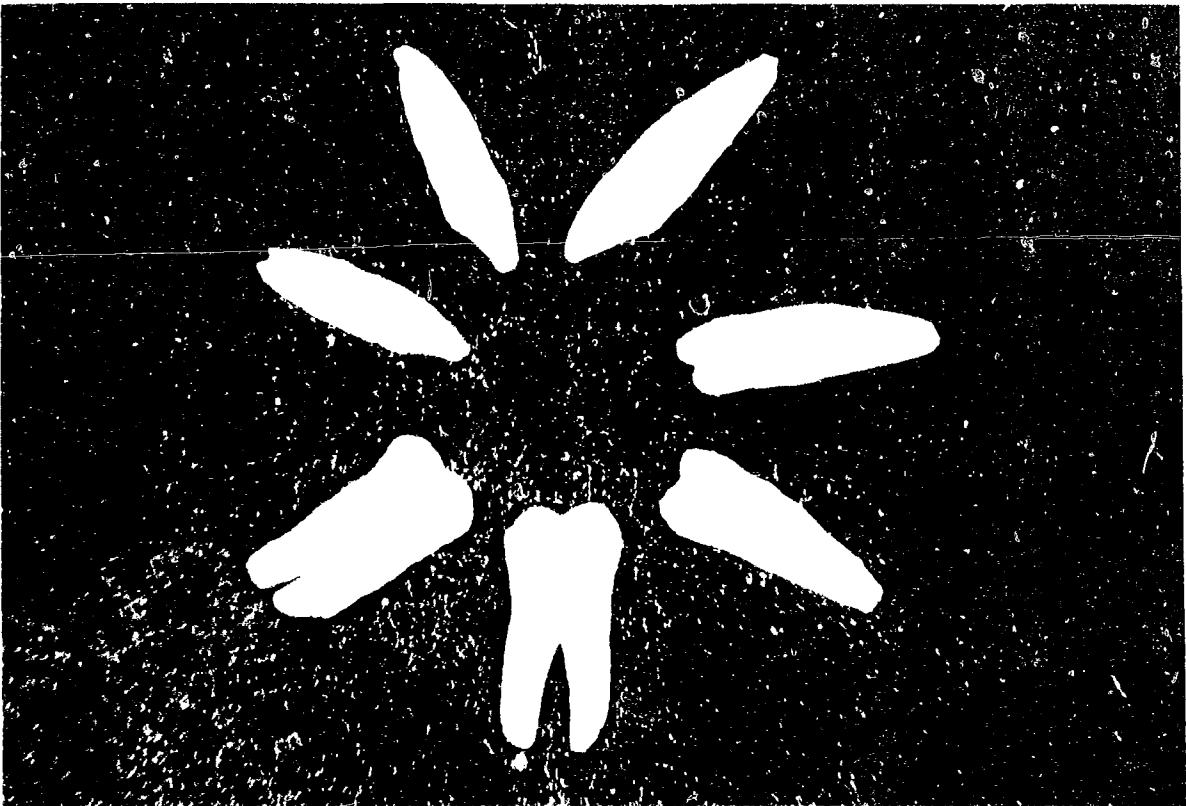


Foto 12.- Recorte y pulido de dientes con anatomía coronal y radicular.

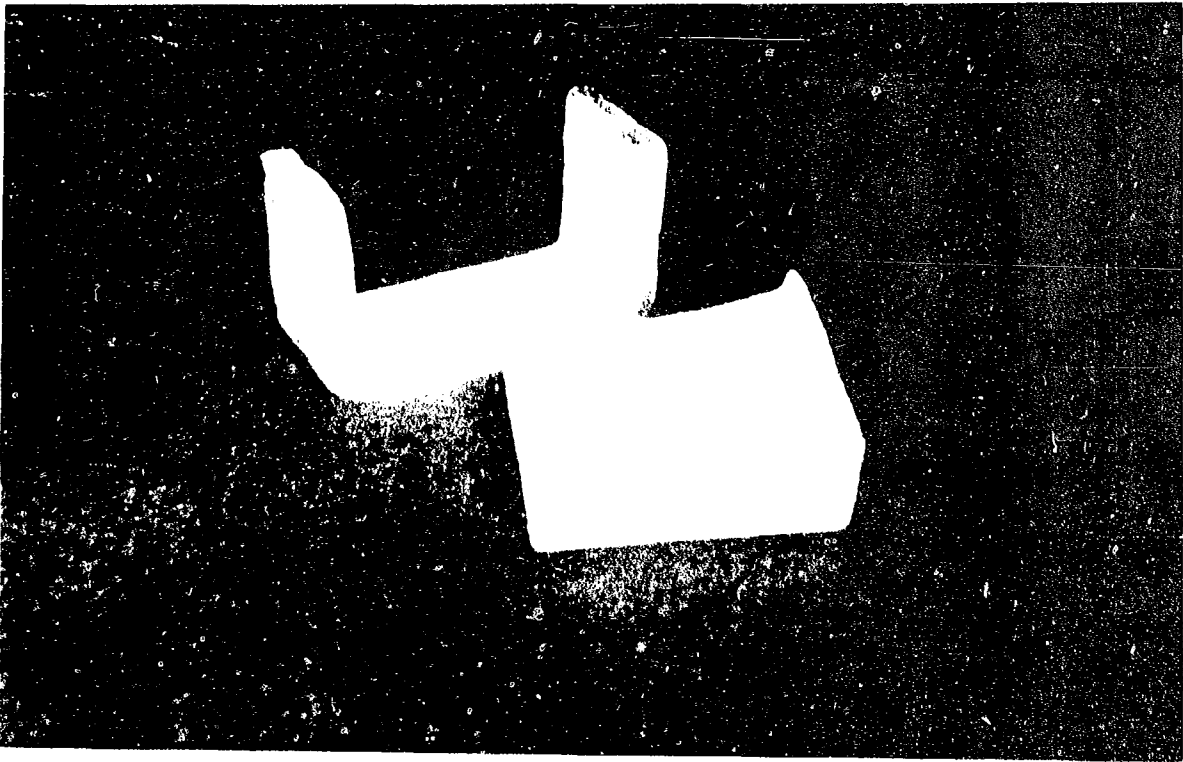


Foto 13.- Soporte y mesa incisal.

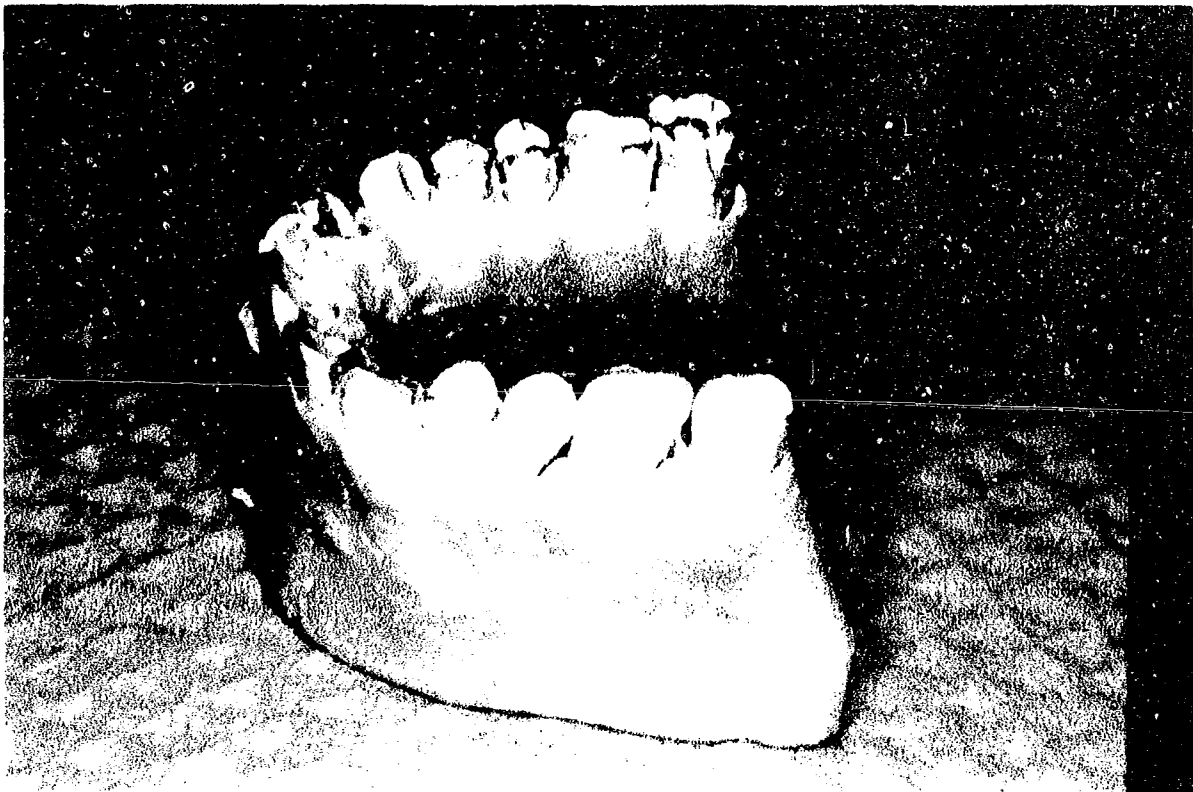


Foto 14 - Base de cera superior con alveolos y colocación de dientes.

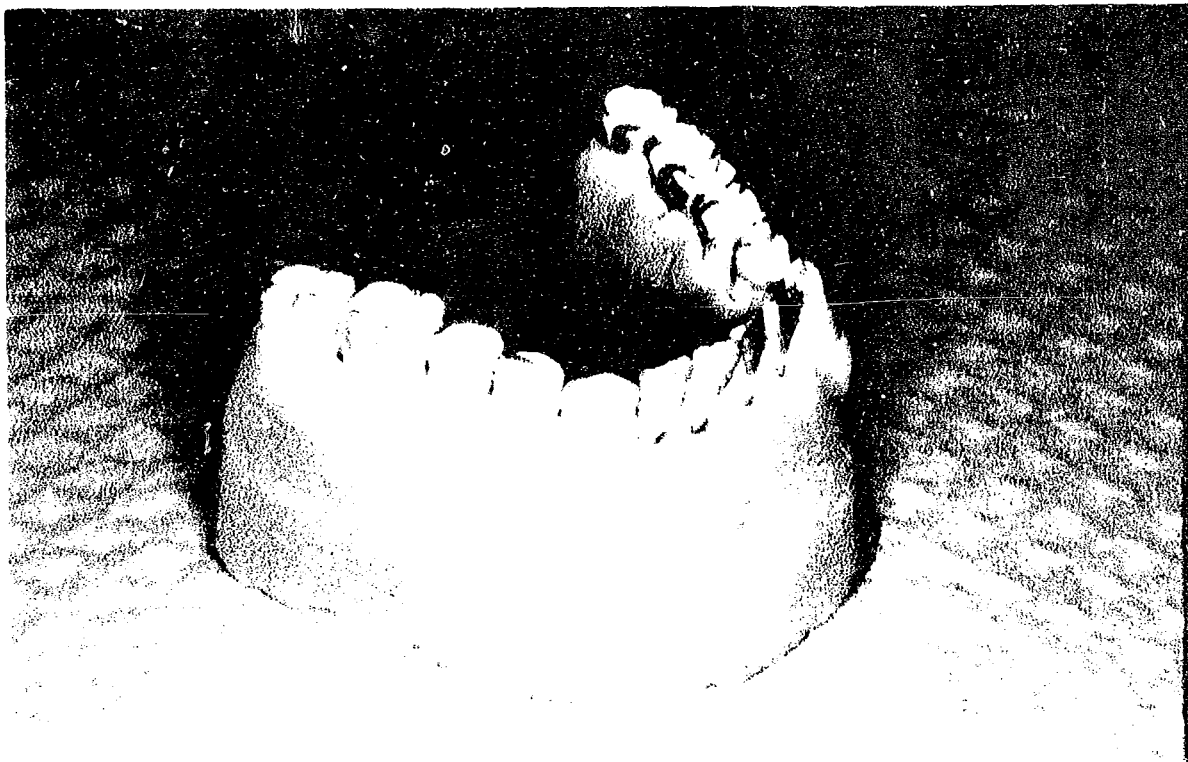


Foto 15 - Base de cera inferior con alveolos y colocación de dientes .

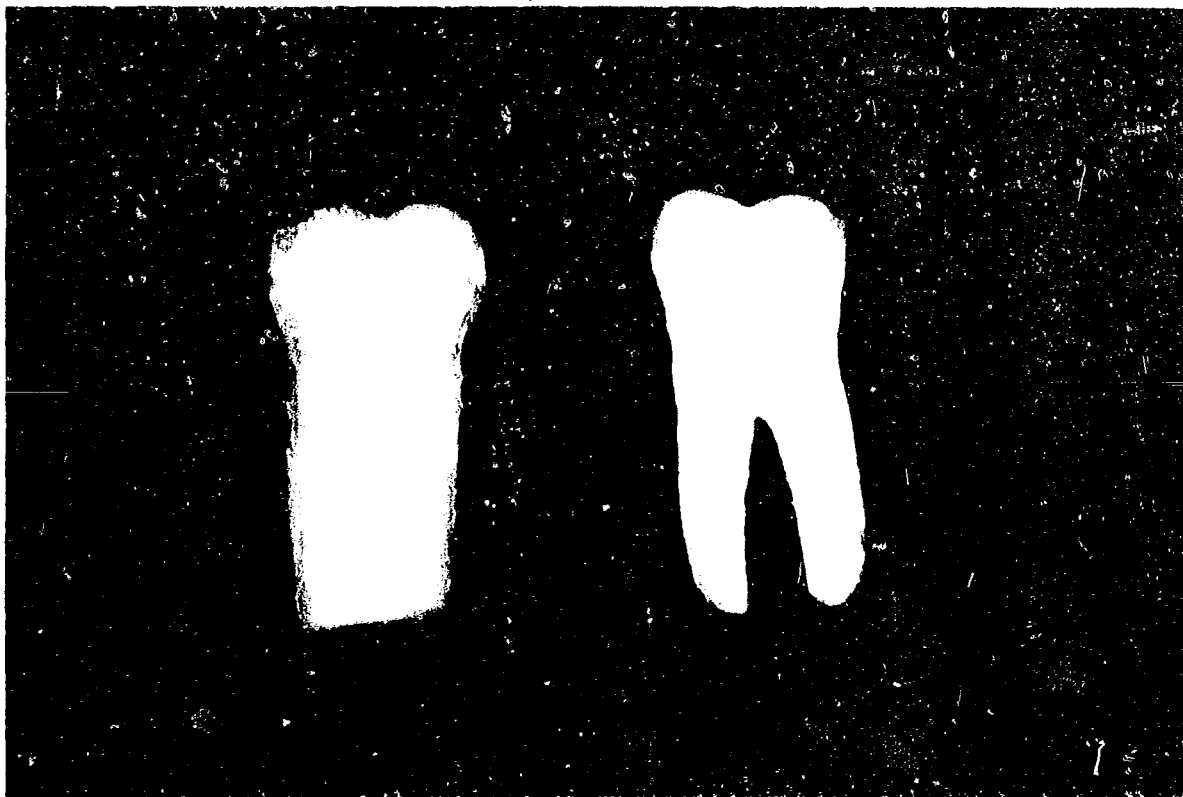


Foto 16.- Diferencias anatómicas en primer molar inferior derecho .

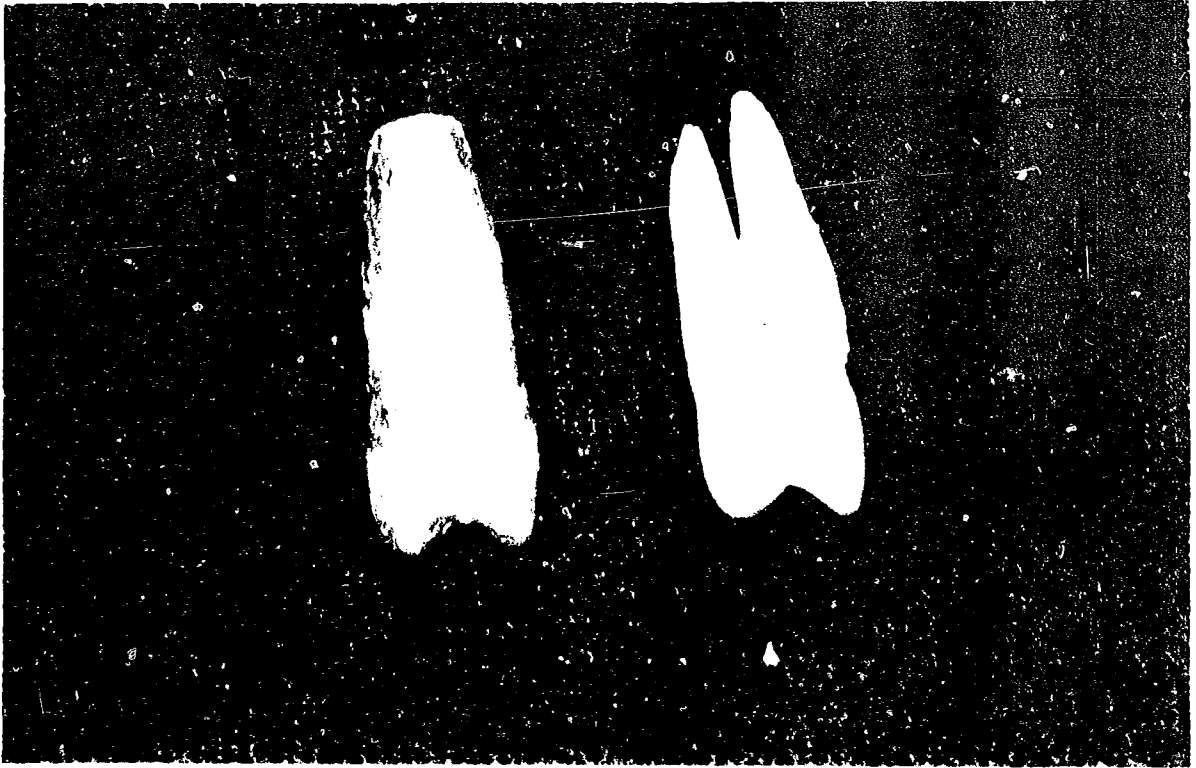


Foto 17 - Diferencias anatómicas en primer premolar superior derecho.



Foto 18 - Diferencias anatómicas en primer molar superior derecho.

cuales se introducirá la porción radicular de los dientes representativos de su grupo (11, 13, 14, 16, 21, 23, 24 y 26). Para ésta prueba se utilizaron los dientes elaborados en el Laboratorio de Materiales Dentales de la Facultad de Odontología de la U.N.A.M. y los dientes metálicos de la marca "Dentaurum" .

La prueba de determinación de temperatura ideal a la que debe de someterse la cera para poder observar el movimiento de los dientes mediante las distintas mecanoterapias ortodónticas se realizo tomando como referencia la norma numero 24 de la A.D.A. en su rubro de porcentaje de escurrimiento.

En pruebas realizadas con anterioridad a la cera rosa para toda estación marca "Filenes" en el Laboratorio de Materiales Dentales se obtuvieron porcentajes de escurrimiento del 0.78% a 23°C, de 72.62% a 37°C y de 88.43% a 43°C, por lo que se decidió iniciar las pruebas de los dientes montados en los bloques a partir de los 37°C.

Los dientes montados en los bloques de cera fueron sumergidos en una tina térmica marca "J.M. Ortiz" conteniendo agua a distintas temperaturas, iniciando en los 37°C y continuando hasta observar el desprendimiento espontaneo de los dientes de la cera, esa temperatura será tomada como el limite superior e inoperante para el manejo de la cera (foto 19) .

Las distintas temperaturas a las que se someterán los bloques conteniendo los dientes serán de 37°C, 45°C, 50°C, 55°C, y hasta observar el desprendimiento espontaneo de los dientes.

Las piezas dentales fueron cargadas con 100 gr. aplicados en la corona perpendicularmente a su eje longitudinal.

Para determinar el tiempo que deberían de permanecer los especímenes dentro de la tina térmica para alcanzar la temperatura del baño en forma uniforme se practico una perforación al bloque de

cera que llegara hasta su centro y se introdujo el bulbo de un termómetro de columna de mercurio marca "Brannan" con escala de -10°C a $+260^{\circ}\text{C}$ y se cronometro desde el momento de la inmersión a temperatura ambiente hasta alcanzar la temperatura deseada. La temperatura de la tina se mantuvo constante mediante termostato y se registro con el termómetro mencionado.

Una vez alcanzada la temperatura del baño, los especímenes montados se sacan y son cargados con 100 gr. y medido su desplazamiento mediante un micrómetro marca "Helios" con escala de 0.01 mm. montado en un soporte universal (foto 20) .

Se realizaron 5 especímenes para cada una de las pruebas a las distintas temperaturas y con cada uno de los dientes.

Se registraron los datos para obtener posteriormente la media.

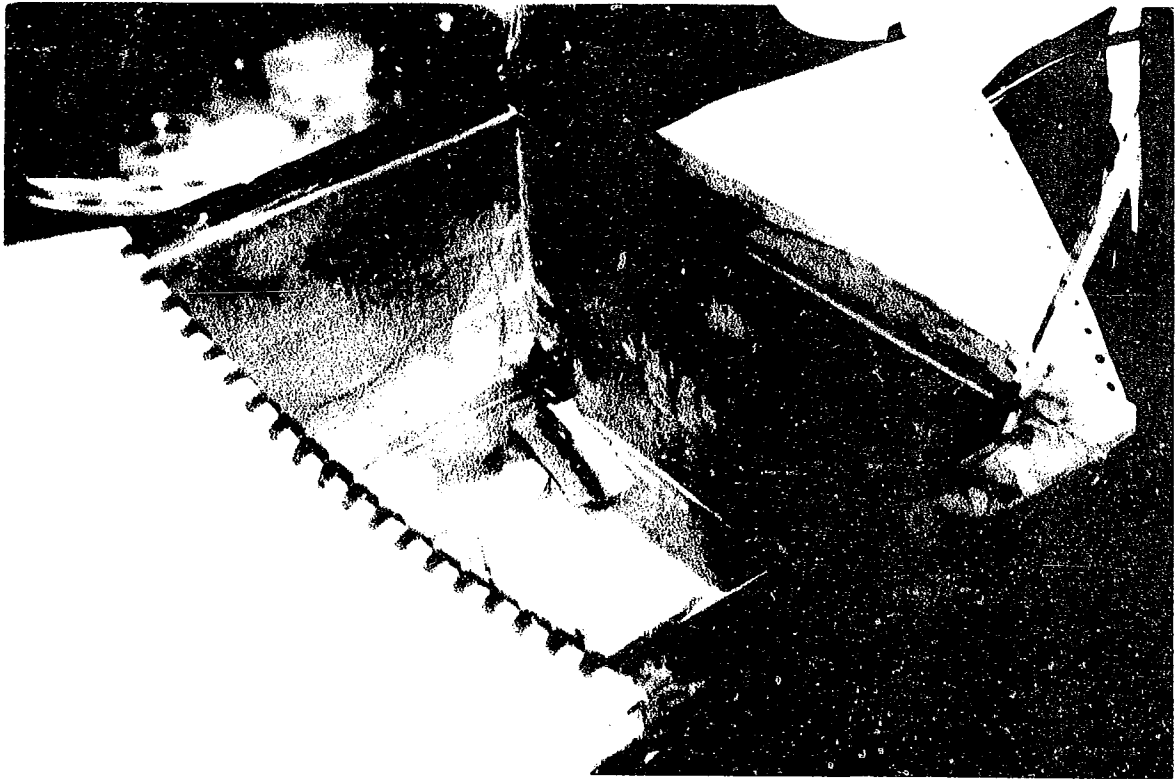


Foto 19 .- Inmersión de bloques de cera en la tina térmica.

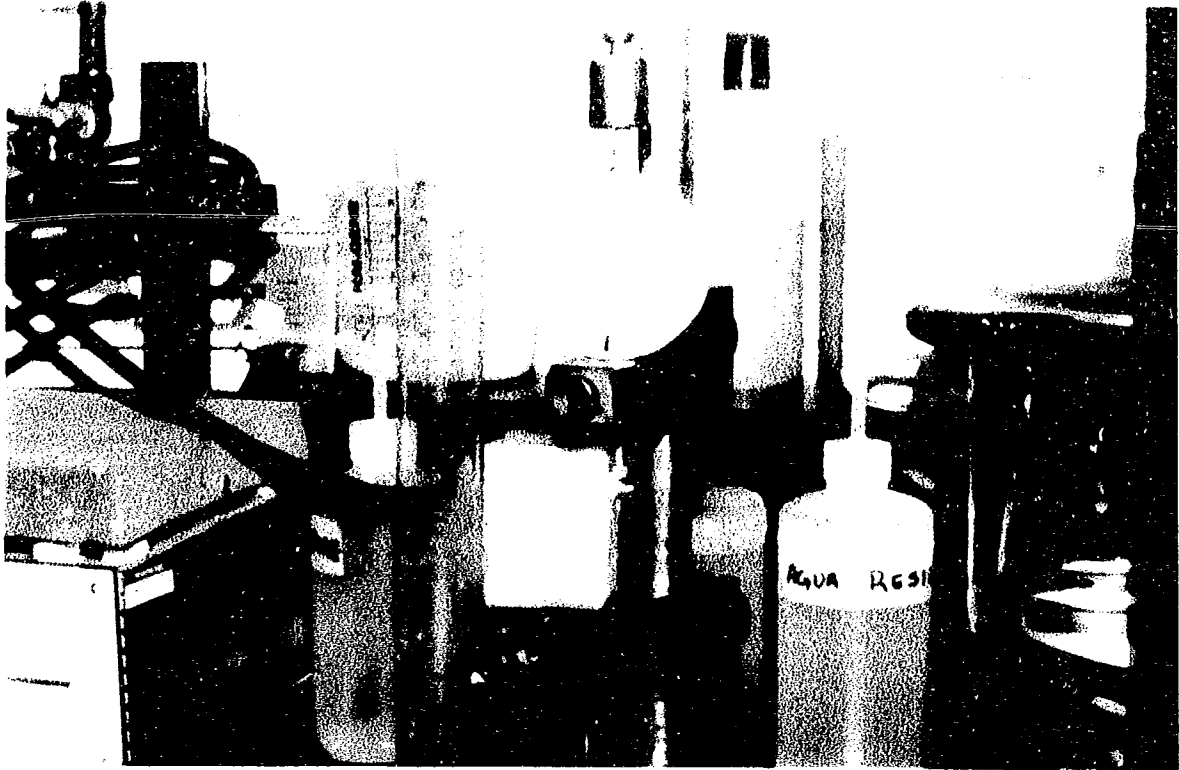


Foto 20 .- Carga de espesimen .

RESULTADOS

Se obtuvo el cuerpo del articulador compuesto de una parte superior y otra inferior ; las bases porta ceras, una superior y otra inferior, además de 28 dientes con características anatómicas similares a los naturales.

Pesos y medidas :

La parte superior del cuerpo del articulador tiene un peso de 329 gr. y la parte inferior pesa 706 gr.; los pasadores de seguridad pesan 7 gr.; la base porta cera superior con cera y dientes pesa 276 gr.; la base porta cera inferior con cera y dientes pesa 304 gr.

La distancia intercondilea es de 10 cmm. La angulación condilar horizontal es de 30º y la angulación lateral de 15º, la mesa incisal es ajustable.

Así mismo se obtuvieron las bases de cera conteniendo la disposición alveolar para producir maloclusiones Clase I , C - II/1 , C - II/2 y C - III (foto 21-22) .

El tiempo promedio en el cual los bloques de cera introducidos a temperatura ambiente alcanzaban la temperatura del baño térmico fue de 30 minutos.

A la temperatura de 37ºC no se observó movimiento alguno.

A la temperatura de 45ºC se observó lo siguiente :

16	46	14	44	13	43	11	41	nº de diente
33	34	21	23	24	20	15	21	G.S.E. x 0.01mm.
41	41	24	25	24	24	16	21	Dentaurum x 0.01mm.

A la temperatura de 50°C se observó lo siguiente :

16	46	14	44	13	43	11	41	n° de diente
88	49	24	44	65	32	41	17	G.S.E. x 0.01mm.
96	36	38	34	25	31	40	36	Dentaurum x 0.01mm.

A la temperatura de 55°C se observó lo siguiente :

16	46	14	44	13	43	11	41	n° de diente
<v	<v	62	58	108	63	55	42	G.S.E. x 0.01mm.
>v	>v	82	43	113	36	58	37	Dentaurum x 0.01mm.

Los dientes 16 y 46 al ser cargados permitieron la carrera total del micrómetro por lo que no se pudo cuantificar el desplazamiento pero sí la velocidad del movimiento.

A la temperatura de 57°C se presentó avulsión espontánea de los dientes dentro del baño térmico sin aplicar ninguna carga .

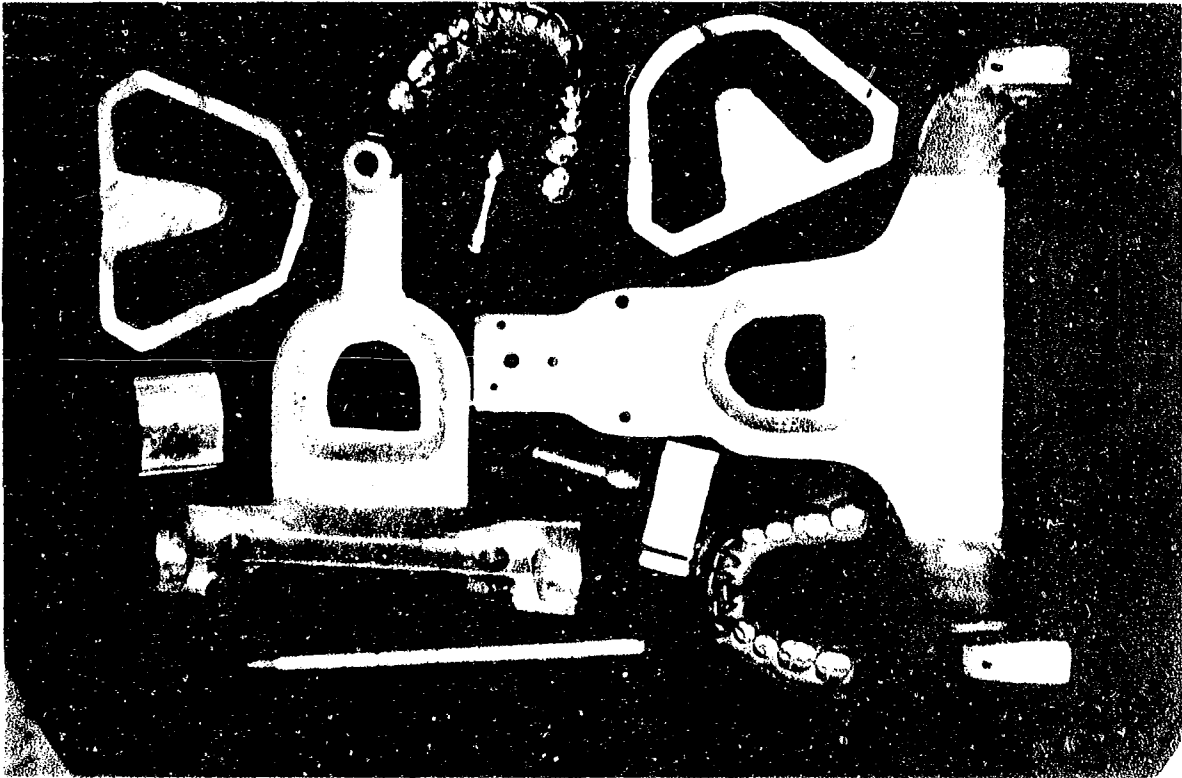


Foto 21 .- Despiece del articulador .

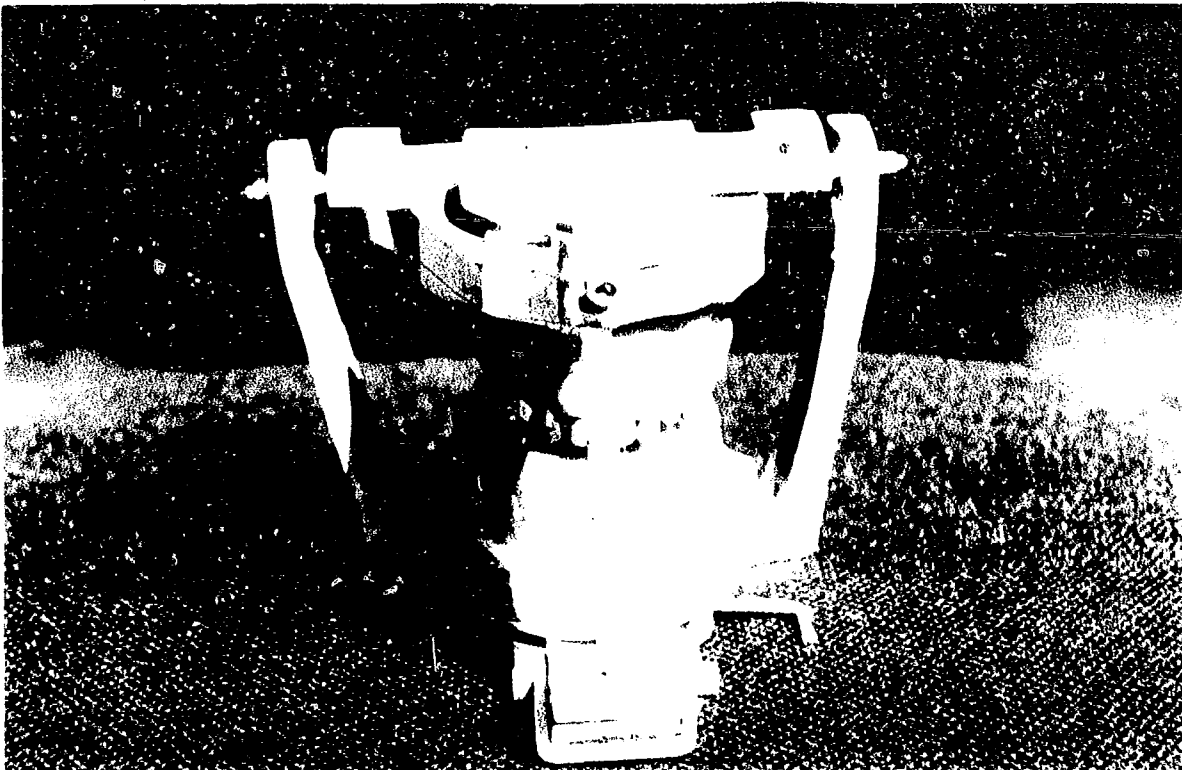


Foto 22 .- Articulador ensamblado .

Resultados comprobatorios

Los montaje de modelos se efectuaron con facilidad y permanecieron estables durante su manipulación. El desmontaje fué simple y se recuperaron los modelos sin sufrir daño alguno.

Se efectuaron pruebas de montaje y desmontaje de modelos en el articulador, utilizando para ello petrolato como un medio separador entre el articulador y el yeso. Se espatuló yeso tipo III para ser colocado en las zonas de retención del articulador y de los modelos, el pasador de seguridad se inserto en las zonas de retención (foto 23-24) . Así mismo se efectuaron montajes de bases de cera con maloclusiones tipo y se aplico mecanoterapia ortodóntica correctiva observando la respuesta al introducirse en agua caliente.

Para ésta última prueba, se dotó al cuerpo del articulador de las bases metálicas porta ceras con sus respectivas bases de cera; es éstas bases se colocaron los dientes metálicos con anatomía coronal y radicular quedando en posición de maloclusión Clase I con apiñamiento anterior y giroversion en segundos premolares (foto 25) . La misma maloclusion se estableció en el articulador de la marca Dentaurum para usarlo como control.

Se confeccionaron bandas en cada uno de los dientes utilizando para ello material de banda de acero inoxidable 0.005" X 0.180" y pinzas de Hao. Se soldaron a las bandas de los segundos molares superiores e inferiores por medio de punto eléctrico tubos sencillos con gancho del 0.018" X 0.025"; y para los demás dientes se soldaron brackets estándar 0º gemelos edge wise del 0.018" X 0.025" por el mismo método.

Las bandas fueron cementadas de la manera convencional con cemento de fosfato de cinc marca Codena Fin.

Se confeccionaron arcos multiloops en acero inoxidable del 0.016" con loops verticales y medias "T" . se ligaron dentro de la ranura del bracket por medio de módulos elásticos tipo "A" con objeto de nivelar el caso (foto 26-27) .

Ambos tipodontos fueron sumergidos en agua desmineralizada dentro de una tina térmica a 53° C durante 30 minutos para observar el movimiento dental (foto 28).

Se sacaron de la tina térmica y se esperó a que alcanzaran la temperatura ambiente para poder retirar los arcos multiloops y pasar a las siguiente prueba de retracción canina.

Los primeros premolares fueron extraídos y rellenados los alvéolos vacíos con cera rosa.

Se ligo por medio de ligadura metálica de acero inoxidable del 0.010" en ocho el segundo molar, el primer molar y el segundo premolar; creando de ésta manera bloques de anclaje posterior.

Se colocaron arcos de acero inoxidable del 0.016" continuos superior e inferior ligados por medio de módulos elásticos tipo "A" excepto todos los caninos, que fueron ligados holgadamente por medio de ligadura metálica de acero inoxidable del 0.010", permitiendo de ésta manera el deslizamiento del canino por el arco principal sin perder control del mismo.

Para provocar el movimiento distal de los caninos, se utilizó cadena elástica con distintas longitudes (dos módulos, tres módulos y cuatro módulos) (foto 29-30) .

Las cadenas se colocaron en las alas distales de los brackets de los caninos y se dirigieron a distal hasta el segundo premolar cuando se usaron longitudes de dos y tres módulos; cuando la longitud de las cadenas fue de cuatro módulos, las cadenas se llevaron hasta el gancho de los segundos molares.

Los articuladores fueron sumergidos en agua desmineralizada dentro de la tina térmica a 53° C durante 30 minutos y se observo el movimiento.

Se retiraron los articuladores de la tina térmica y se esperó a que alcanzaran la temperatura ambiente para cambiar las cadenas y repetir el procedimiento de inmersión con las distintas longitudes hasta conseguir el cierre total de la mayoría de los espacios de extracción de los primeros premolares. Se inició con longitudes de cadena de tres módulos, posteriormente se cambió a una longitud de dos módulos y por último a una longitud de cuatro módulos.

En la prueba a la que fue sometido el articulador con fines de entrenamiento en la aplicación de mecanoterapias ortodónticas correctivas se pudo observar lo siguiente :

Debido a la morfología coronal de los dientes de zinalco, apegada a la natural, la confección de bandas presentó un grado de dificultad similar al que se observa en la clínica, obligando a un mayor detalle de adaptación que en los dientes del articulador Dentaaurum.

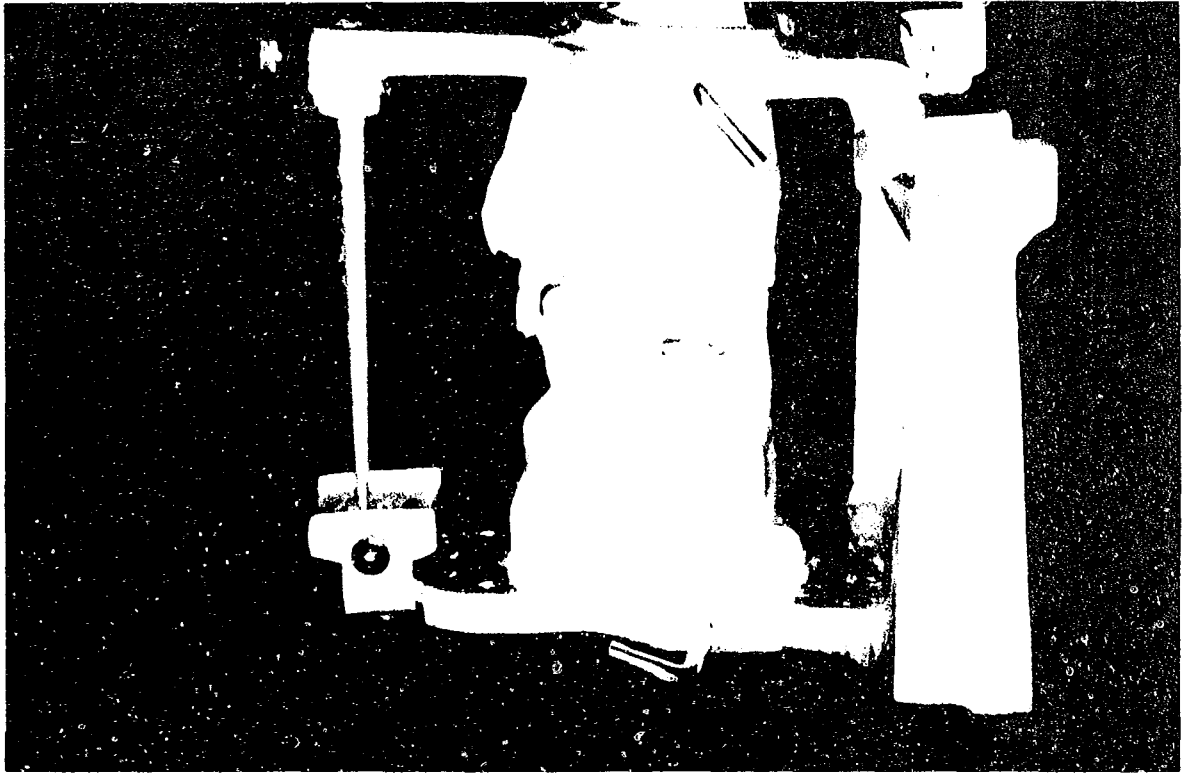


Foto 23 .- Montaje de modelos para prótesis removibles .



Foto 24 .- Montaje de modelos para prótesis total .



Foto 25 .- Aditamentos para uso en adiestramiento ortodontico .



Foto 26 .- Montaje de bases de cera y aplicación de mecanoterapia ortodontica .

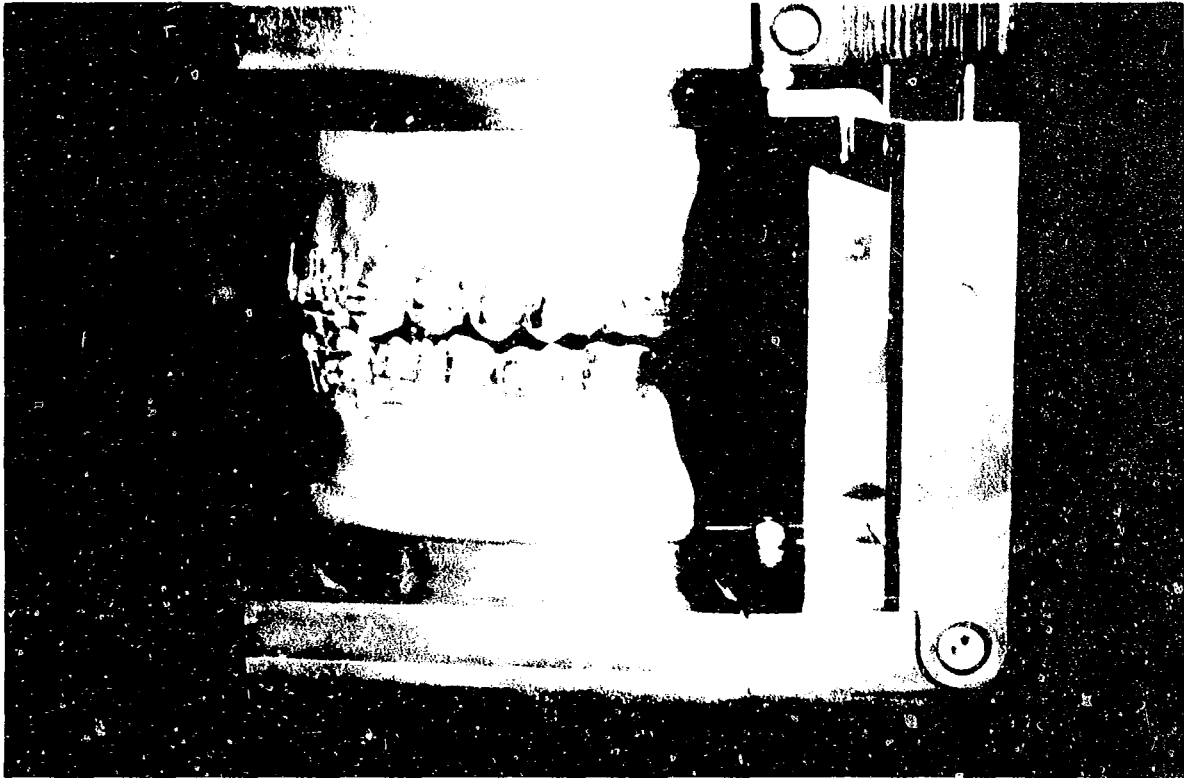


Foto 27.- Articulador marca "Dentaurum" con el mismo montaje del prototipo.

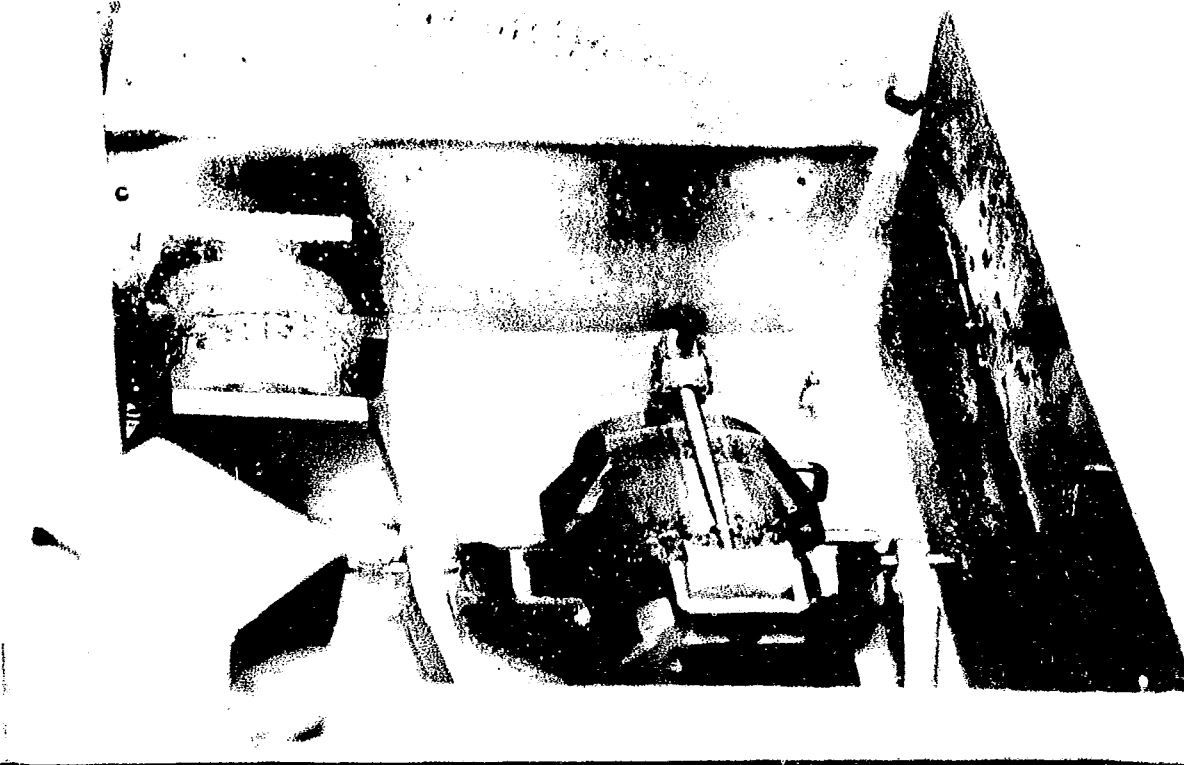


Foto 28.- Inmersión de los dos articuladores en la tina térmica .

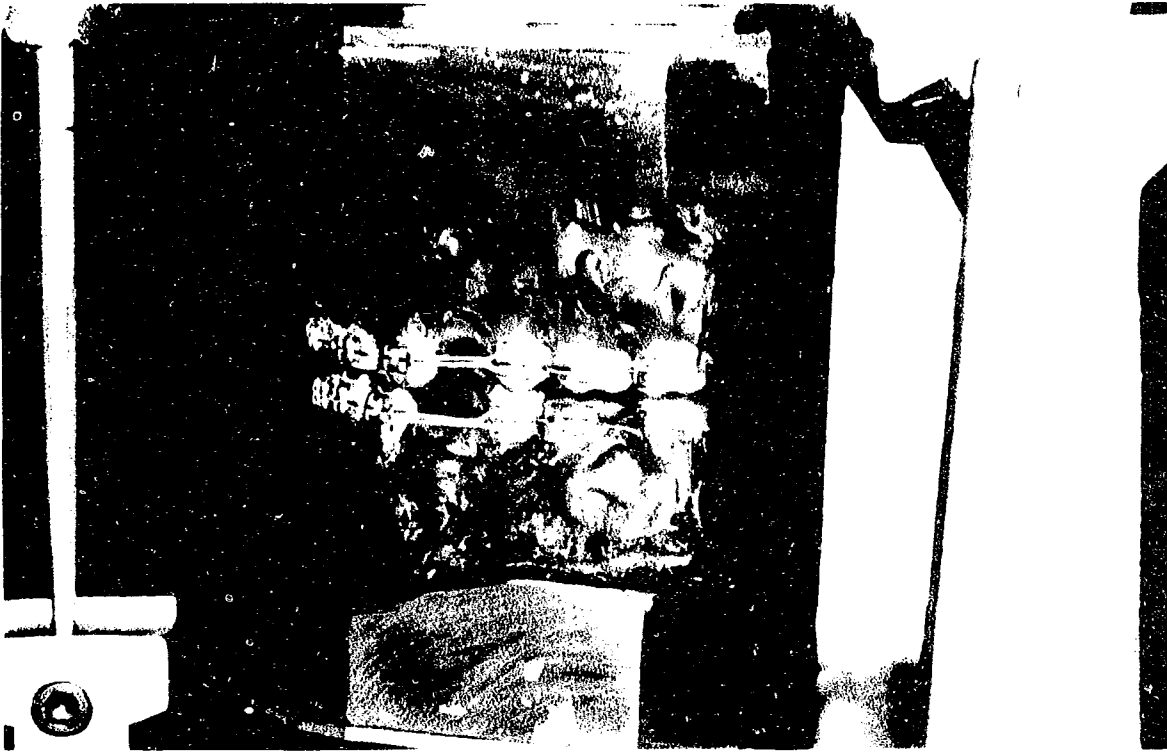


Foto 29 - Colocacion de cadenas elásticas para distalizar caninos .

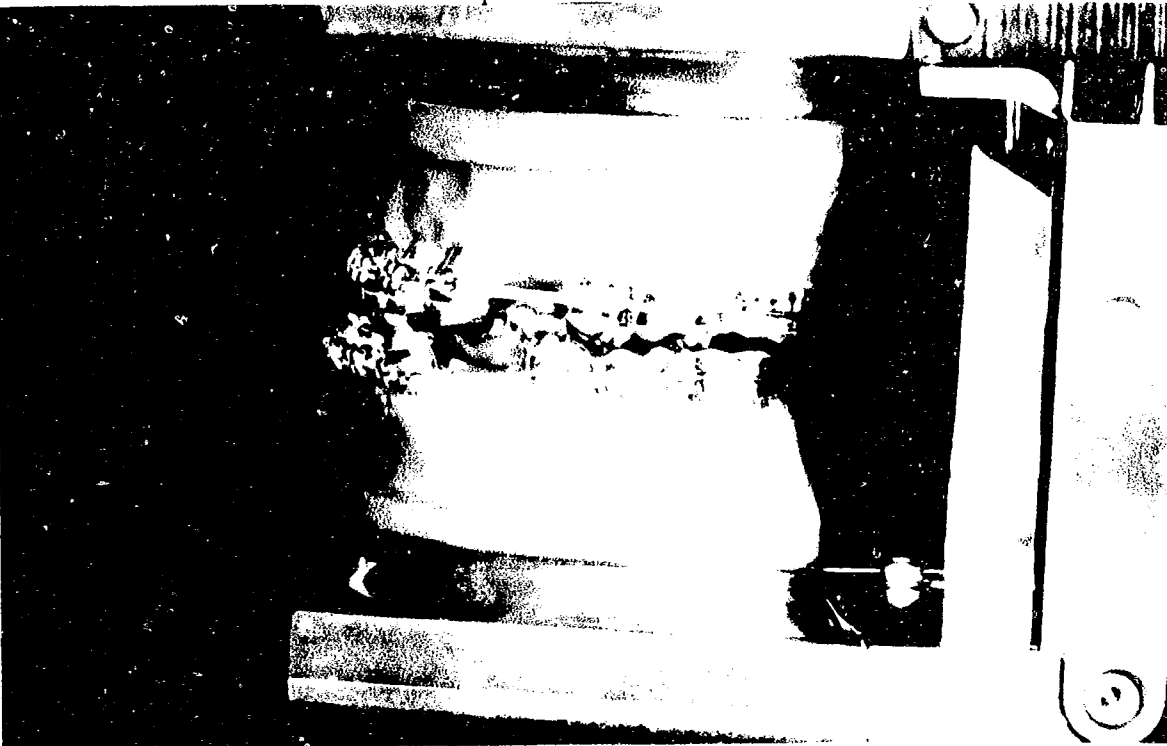


Foto 30 - Articulador marca "Dentaurum" en semejantes condiciones que el prototipo

El procedimiento de cementado de las bandas con cemento de fosfato de cinc fue similar para ambos tipodontos no ofreciendo diferencias.

El tamaño de los dientes de zinalco obligo a hacer los loops de forma y tamaño semejantes a los aplicados en clínica, a diferencia de los hechos en los dientes del articulador Dentaurum que al ser más grandes facilitan el crear loops de mayor tamaño, situación no siempre posible en la cavidad oral.

El movimiento de los incisivos en ambos articuladores fue similar.

En los segmentos posteriores se observo una mejor respuesta en los dientes con anatomía radicular que en los conoides truncos.

Los molares con anatomía radicular se ubicaron en sentido buco - lingual mejor que los dientes con raíces cónicas y truncas.

Los premolares girados respondieron mejor a la corrección cuando su raíz era anatómica .

El movimiento distal de los caninos traccionados por medio de cadena elástica con longitud de tres módulos permitió cerrar la mitad del espacio de extracción de los primeros premolares . Al cambiarse por cadenas de longitud de dos módulos se obtuvo el cierre en tres cuartas partes del espacio de extracción.

Con el último cambio de cadena elástica con una longitud de cuatro módulos y colocada de los caninos a los ganchos de los segundos molares, se logró, en la mayoría de los casos, el cierre total del espacio de extracción de los primeros premolares.

El comportamiento de los caninos con Antonia radicular semejante a la natural fué similar al observado en la clínica .

DISCUSION Y COMENTARIOS

Existe la necesidad de utilizar aparatos que permitan imitar en mayor o menor grado las condiciones naturales en las que se van a utilizar distintos materiales , equipos o aditamentos.

En la odontología, los articuladores son ejemplo de aparatos para este fin y han sido ideados y descritos en la literatura a través de la historia.

Son usados generalmente en el área protésica y ortodóntica-ortopédica. En ellos se realizan montajes de modelos con fines diagnósticos , restauradores o para elaborar aparatos ortopédicos , prueba de materiales , técnicas o respuestas con distintos aditamentos en el área ortodóntica.

Los diseños actuales son específicos para el área en la que se desean utilizar, no permitiendo flexibilidad en sus prestaciones.

En el área protésica se encuentra una gran variedad de instrumentos que tratan de reproducir la mitad inferior de la cabeza (maxilar y mandíbula) y sus movimientos. Estos instrumentos van de los mas sencillos y arbitrarios hasta los mas complejos y completamente ajustables donde la complejidad se refleja en el costo.

En ortodóncia-ortopédia, sin embargo, los articuladores que se utilizan durante el entrenamiento, prueba de elementos activos y pasivos y en la elaboración de aparatología son arbitrarios y es necesario uno para cada procedimiento.

Tener la posibilidad de un instrumento que se acerque mas a la realidad de un paciente para poder realizar todas esas tareas de mejor manera es lo deseable sin incrementar en forma sustancial el costo.

Un solo instrumento que permita realizar montajes de modelos para el entrenamiento y ejecución de trabajos en prostodoncia , prótesis , ortopedia y ortodoncia en lugar de tener un instrumento para cada una de éstas labores simplifica las mismas y reduce el armamentario útil.

Se cuenta con la ventaja de tener los elementos necesarios para elaborar tal instrumento sin tener que recurrir a materias primas extranjeras o en su caso a instrumentos ya confeccionados de igual procedencia .

Al atender a la clasificación de procesos de fabricación que marca tres fases y de las cuales la primera es el diseño, se crean modificaciones en los dientes que tradicionalmente se presentan en formas que distan de la anatomía real para darles características semejantes a las humanas. En cuanto al cuerpo del articulador, es modificado para proporcionarle la capacidad de recibir modelos de yeso para confeccionar sobre ellos trabajos protésicos u ortopédicos maxilares así como para realizar el montaje de bases de cera con los dientes metálicos para la ejecución de mecanoterapias ortodónticas correctivas.

Para éste diseño de articulador, la aleación de zinc posee características físicas sobradas por lo que permitiría hacer piezas de menor espesor sin menoscabo de su resistencia teniendo un ahorro importante en la cantidad de material a usar.

En su segundo rubro, correspondiente a la selección de los materiales idóneos para la fabricación , se utilizaron materiales como la aleación de zinc desarrollada en la U.N.A.M. por el Instituto de Investigación en Materiales. Esta aleación compete con el aluminio por sus características y es de fabricación nacional, puede hacerse dentro del laboratorio con equipo sencillo sin la necesidad de recurrir a compañías fuera de la U.N.A.M., a diferencia del aluminio que para su elaboración requiere de procesos complicados y se tiene que adquirir de un proveedor.

La fundición del zinalco se realiza a una temperatura cercana a los 500°C. a diferencia del aluminio que se acerca a los 700°C.; esto representa un ahorro considerable de energía (KW/Kg) .

Al tener el zinalco menor temperatura de fusión los moldes en los que se vacíe sufrirán un menor desgaste teniendo una vida útil mas larga y pueden ser mas sencillos, por lo tanto de menor costo.

La cera rosa para toda estación marca "Filenes" y revestimientos son tambien hechos en el país.

Por último, el tercer rubro hace énfasis en la selección de aquellos procesos que permitan obtener la pieza deseada con el menor costo, por lo que se utilizo el procedimiento de colado.

Siendo un instrumento de utilidad primaria para el estudiante de licenciatura dentro del área protésica y para aquel que es entrenado en la especialidad de ortodoncia - ortopedia, el costo representa un factor importante para su adquisición, ya que cuenta con ambas posibilidades dentro de un solo instrumento.

La infraestructura de la U.N.A.M. puede soportar la elaboración completa del articulador sin necesidad de recurrir a fuentes externas dando como consecuencia que el costo de elaboración y venta sea menor a los ya comercializados .

Pudiera existir la posibilidad de una venta directa de la U.N.A.M. al estudiante de licenciatura y posgrado creando un fondo revolvente para la propia Universidad.

CONCLUSIONES

El articulador que se obtuvo cumple con características de un articulador promedio tipo arcón con movimientos de apertura y cierre además de lateralidad. Permite realizar montajes de modelos con facilidad (no se usó arco facial) y modificarlo en forma sencilla para el trabajo de laboratorio de ortodoncia. Los materiales con los que fue elaborado el articulador, las bases portaceras, los dientes y las bases de cera utilizan materia prima nacional.

El zinalco es una aleación que por sus características de resistencia física, peso, facilidad para ser colada e inoxidable resulta adecuada para la elaboración del instrumento, dando así otro uso a esta aleación desarrollada en la U.N.A.M. y que compite con el aluminio.

Se cumplió con la clasificación de procesos de fabricación en sus tres rubros (diseño, materiales y selección del procesado).

La determinación del tiempo que debe permanecer la cera en el baño térmico así como la temperatura ideal para poder recibir la carga que producen los aparatos ortodónticos es de 30 minutos y un rango de temperatura $>50^{\circ}\text{C}$ y $<55^{\circ}\text{C}$.

Los dientes con anatomía radicular, observan un comportamiento más parecido al de los dientes naturales al ofrecer un área de resistencia más compleja.

La anatomía coronal de dimensiones semejantes a las naturales proporciona el mismo grado de dificultad para adaptar sobre ellos elementos pasivos y activos.

Al quedar englobado éste trabajo dentro del área de innovación tecnológica, cabe la posibilidad de presentarlo al grupo comercial de productos dentales para su fabricación y difusión a nivel de mercado de los profesionistas del área odontológica.

PROPUESTAS DE INVESTIGACION

Debido a las características del presente estudio como innovación tecnológica, se desprenden dos líneas directas de investigación.

La primera , relacionada con la aleacion de "zinalco" dando usos como biomaterial o como elemento estructural.

La segunda, relacionada con el instrumento "articulador" en si ; en donde se pueden realizar pruebas de aparatologias ortodóncicas simples o complejas, sean fijas o removibles; llevarse al las areas de prostodoncia total, prótesis removible y en todas aquellas que requieran de un instrumento sencillo y promedio para la realizacion de distintos trabajos.

BIBLIOGRAFIA

- 1.-Tylman S.D. : Teoria y practica de la prostodoncia fija. editorial Cientifico Tecnica. Cuba, 1984.
- 2.- Clinicas Odontologicas de Norteamerica : Oclusion funcional. editorial Interamericana - Mc. Graw Hill. México, vol. 2 , 1987.
- 3.- Donald L. Mitchell, D.D.S., M.S.: Articulators through the years. part I up to 1940.
The Journal of Prosthetic Dentistry march 1978 volume 39 number 3 pag 330-338.
- 4.- Donald L. Mitchell, D.D.S., M.S.: Articulators through the years. part II from 1940.
The Journal of Prosthetic Dentistry april 1978 volume 39 number 4 pag 451-458.
- 5.- Graber T.M. : Ortodoncia teoria y practica . editorial Interamericana. México, tercera edicion 1974.
- 6.- Graber T.M. : Ortodoncia, conceptos y tecnicas. editorial Medica Panaremicana. México, 1979.
- 7.-Renfroe W. Earl : Edgewise. editorial Lea - Febiger. Philadelphia U.S.A.,1975.

- 8.- Milne W. Jim : Bpnd strength comparison: a simplified indirect technique versus direct placemen of brackets. Am J Orthod 1989;96: 8 - 15.
- 9.-Tidy D.C.: Frictional forcer in fixed apliancer . Am J Ortod Dentofac Orthop . 1989;96: 249 - 254.
- 10.- Chung P.C.K. : In vitro testing of elastomerics modules. B J O 1989; 4: 265 - 269.
- 11.- Kesling C. Peter : Expanding the horizons of the edgewise slot. Am J Orthod 1988;94: 26 - 37.
- 12.- Andreasen F. George : Laboratory and clinical analyses of nitinol wire. Am J Orthod 1978;73(2): 142 - 151.
- 13.-Phillips R. N. : La ciencia de los materiales dentales de Skinner. editorial Interamericana. México, 1986.
- 14.- Gsborne John : Tecnologia y materiales dentales . editorial Limusa. México, 1987.
- 15.- ANSI/ADA Specification no.24 for base plate wax adopted. American National Standar/American Dental Association Specifications.

- 16.- Espinosa Islas Raul : Procesos de manufactura y procesos industriales Mecánicos. apuntes, Facultad de Ingenieria U.N.A.M.
- 17.- Baumeister Theodore : Marks manual del ingeniero mecanico.editorial Mc.Graw - Hill Co. U.S.A.,segunda edicion en español, 1982.
- 18.-Torres Villaseñor G. : Propiedades y usos del zinalco. Revista Mexicana de Fisica . 1985;31(3): 489 - 501.
- 19.- Barba A., Castillo P., Molera P., Quiroz N., Sanchez F. Sociedad Quimica. México, 1994.
- 20.- Brown I. " trans.i.m.f." 1985, 62:139.
- 21.- Torres - Villaseñor G., Hua Zhu Yao, Piña Barba C. . Recent advances in Science, Technology and Applications of Zn - Al Alloys. Instituto de Investigación en Materiales, Universidad Nacional Autónoma de México. 1994.
- 22.- Ash - Ramfjord : Oclusion funcional. editorial Interamericana. México, Primer edición en español, 1984.

CURRICULUM VITAE

**ESTA TESIS NO DEBE
SALIR DE LA BIBLIOTECA**

NOMBRE : Gabriel Sáez Espínola

LUGAR Y FECHA DE NACIMIENTO : México D.F. 23 de diciembre de 1957.

NOMBRE DE LOS PADRES : Florentino Sáez Múgica

Fidelia Espínola Almanza

ESTUDIOS PROFESIONALES :

Licenciatura : Facultad de Odontología , U.N.A.M. 1976 - 1979.

Especialidad : Ortodoncia, División de Estudios de Posgrado U.L.A.

1984 -1985.

Maestría : División de Estudios de Posgrado e Investigación, Facultad de

Odontología U.N.A.M. 1987 - 1989.

Doctorado : División de Estudios de Posgrado e Investigación, Facultad de

Odontología U.N.A.M. 1991 - 1996.

PRACTICA LABORAL :

Privada : de 1979 a la fecha.

Institucional : 1981 - 1985, S.S.A.

Docencia : Pregrado y Posgrado , 1986 - 1996 U.L.A.

PUBLICACIONES : 3 , en revistas nacionales e internacionales.

DOMICILIO PERMANENTE : Retorno 43 No. 22 Colonia Avante Cp. 04460.