

MARC
67063
R/17441

A283c
2015



**Universidad
de Valparaíso**
CHILE
Escuela de Odontología

**COMPARACIÓN IN VITRO DE LA FUERZA DE RETENCIÓN DE DISTINTOS
ELEMENTOS PLÁSTICOS PARA ATACHES KERATOR Y BOLA ALPHABIO
ANTE CICLOS DE INSERCIÓN/DESINSERCIÓN**



Trabajo de Investigación
Requisito para optar al
Título de Cirujano Dentista

Alumnas: Katherine Aguileras Salinas
Joan Arancibia Garay
Susana Cerda Canales

Docente Guía: Prof. Dr. Marcos Faúndes Pinto
Cátedra de Prótesis Removible

Valparaíso - Chile
2015

AGRADECIMIENTOS

Gracias a todas aquellas personas que nos acompañaron, comprendieron y apoyaron en este proceso, familiares, compañeros y docentes de Pedagogía en Física de la Universidad de Playa Ancha. Cada uno de ustedes contribuyó a que con paciencia este proyecto fuera posible.

ÍNDICE

INTRODUCCIÓN	1
MARCO TEÓRICO	3
SALUD ORAL DEL ADULTO MAYOR EN CHILE	3
SOPORTE, RETENCIÓN Y ESTABILIDAD EN PRÓTESIS COMPLETAS	4
SOBREDENTADURAS	5
Reseña histórica	5
Concepto de sobredentadura	6
Beneficios de las sobredentaduras	6
Indicaciones de las sobredentaduras	9
Contraindicaciones de las sobredentaduras	11
Clasificación de las sobredentaduras	12
Consideraciones protésicas para pilares de sobredentaduras	13
Consideraciones para el paciente portador de sobredentadura	17
ATCHES PARA SOBREDENTADURAS	17
Concepto de ataches	17
Componente de los ataches	18
Beneficios del uso de ataches para sobredentaduras	18
Clasificación de los ataches	19
Licitaciones de ataches en la V región entre 2013 - 2014	23
Retención del elemento plástico del sistema de atache	25
OBJETIVOS	29
OBJETIVO GENERAL	29
OBJETIVOS ESPECÍFICOS	29
HIPÓTESIS DE INVESTIGACIÓN	30
MATERIALES Y MÉTODO	31
Tipo de estudio	31
Población objetivo	31
Población de estudio	31
Muestra	31
Variable de estudio	31
Cuerpos de prueba	32
Instrumento de prueba	37
Análisis de datos	39
RESULTADOS	40
DISCUSIÓN	48
CONCLUSIONES	53
SUGERENCIAS	54
RESUMEN	55
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	56
ANEXOS	

1. INTRODUCCIÓN

Chile ha ido envejeciendo debido a una baja tasa de natalidad y de mortalidad, un aumento de la esperanza de vida, y a cambios culturales, sociales y económicos. Las proyecciones para la población chilena del año 2050 demuestran la relevancia a mediano y largo plazo de tener soluciones óptimas para la salud oral del adulto mayor: la gente de 65 a 74 años representará el 10,4% de la población, el 6,9% de la población tendrá 80 años, y el número de mujeres de 80 y más años será el doble que el de hombres¹. Las enfermedades más prevalentes incluyen caries, enfermedad periodontal y maloclusiones². Según Gamonal³ y Badenier y cols⁴, no hay adultos mayores de 65 a 74 años sin caries y el desdentamiento parcial y total en este mismo grupo es de aproximadamente 70% y 30% respectivamente⁵.

El tratamiento con prótesis removible total convencional se presenta hoy en día como una opción vigente y práctica, aunque variaciones individuales pueden llevar a su fracaso producto de la falta de retención de las mismas. La sobredentadura se propuso como una alternativa más eficiente, la cual puede complementarse con el uso de ataches, mejorando la estabilidad y función protésica, además del confort del paciente. Sin embargo, si bien aportan retención, no todos los sistemas de atache utilizados en Chile tienen estudios que avalen su uso, grado de retención y desempeño en el tiempo, problema que justifica su análisis. Por ello se hace relevante obtener mayor documentación sobre los tipos de ataches y sus elementos plásticos disponibles en el mercado, con el fin de saber cuál brinda el mejor costo efectividad.

La relevancia de este problema es que existen servicios públicos que ya han implementado o implementarán programas de rehabilitación con sobredentaduras utilizando un grupo selecto de ataches, de los cuales no todos tienen respaldo científico, lo cual es de suma importancia debido a que este patrón de selección se está replicando sin cuestionamiento en los programas de rehabilitación emergentes.

Producto de lo expuesto, la pregunta de investigación planteada es: ¿Son suficientes 5020 ciclos de inserción/desinserción para generar una disminución de la fuerza de retención en cinco elementos plásticos de dos sistemas de atache?

Con este trabajo se pretende iniciar una línea de investigación que permita caracterizar los ataches más utilizados en los servicios públicos de la Quinta Región, y determinar su comportamiento in vitro, aportando evidencia para estudios posteriores in vivo que permitan respaldar la selección de un determinado sistema de atache.

2. MARCO TEÓRICO

2.1. SALUD ORAL DEL ADULTO MAYOR EN CHILE

A la fecha una serie de informes han intentado caracterizar a la población del adulto mayor. La Encuesta de calidad de vida (ECV) del 2006⁶ señala que la cuarta parte de la población de 65 a 74 años dijo que su salud oral siempre afectaba su calidad de vida aumentando a un 29,2% en la población de 75 años o más. Respecto de la limitación de actividades diarias, el 22,3% de la población dijo tener algún grado de dificultad para masticar cosas duras o que no lo podía hacer. En el caso específico de la población de 65 a 74 años y más, incluso superaba el 50%.

En la Encuesta Nacional de Salud (ENS) 2009⁷ se consideraron aspectos como el uso de la prótesis dental, la percepción de necesidad de uso de prótesis y la última visita al odontólogo. El 22,9% de los encuestados usaba prótesis y de ellos, más del 20% estuvo poco o nada conforme con ella. El 27,8% de la población declaró nunca haber ido al dentista mientras que aquellos que no lo visitaban hace cinco años, eran principalmente mayores de 45 años.

Para los pacientes, el éxito de una prótesis completa radica en la retención y estabilidad, y éstos son los principales trastornos que suelen presentar las prótesis mandibulares convencionales⁸. Rehabilitadores y pacientes se han vuelto más conscientes de estos problemas. Entre ellos se describe la retención insuficiente de dicha prótesis, intolerancia a la carga por la mucosa, dolor, dificultades con la alimentación y el habla, pérdida de soporte de los tejidos blandos, y una apariencia facial alterada⁹. Esto, sumado a casos de pacientes bruxópatas, portadores de prótesis completa que habitualmente las utilizan día y noche, y que no asisten de forma regular a las sesiones de mantención, acelera aún más la pérdida ósea del reborde^{8, 10}.

En base a estos y otros datos relevantes se han tomado decisiones a nivel nacional para solventar las necesidades del adulto mayor en cuanto a su salud oral, creándose la Garantía Explícita en Salud (GES) de Salud Oral Integral del Adulto de 60 años y programas piloto de rehabilitación de sobredentaduras para adultos

mayores implementados en instituciones como universidades, hospitales, privados, etc., cuyo objetivo es superar los inconvenientes del tratamiento de una prótesis completa mandibular convencional, mejorando la estabilidad protésica y con ello, la calidad de vida del paciente¹¹.

2.2. SOPORTE, RETENCIÓN Y ESTABILIDAD EN PRÓTESIS COMPLETAS MANDIBULARES

El tratamiento con prótesis removible total sigue siendo una realidad y primera opción para muchos pacientes por un asunto económico. Sin embargo, muchas variables pueden afectar el resultado final y llevar a un fracaso con este plan de tratamiento. No basta con tener consideraciones técnicas para hacer una prótesis que el paciente acepte, también se deben considerar aspectos de salud general y de psicología.

En las consideraciones técnicas, son pocos los estudios que han evaluado los parámetros que permitan obtener retención y estabilidad protésica como una buena adaptación tisular, la extensión correcta de los flancos, un enfilado adecuado, rehabilitar en relación céntrica y a una adecuada dimensión vertical, lo cual sería ideal para analizar la calidad de los tratamientos protésicos removibles realizados^{10,12}.

La causa de la pérdida de retención es la reabsorción de la cresta ósea. Tanto en el maxilar superior como en el inferior la pérdida de dientes y la compresión (por uso de prótesis) lleva a una pérdida ósea¹². A nivel mandibular, sin embargo, la situación es más desfavorable debido a que la reabsorción ósea es hasta cuatro veces mayor que en el maxilar. La diferencia se debe al área de soporte para distribuir la carga masticatoria, la cual es mayor en el maxilar por tener la ventaja de usar el paladar. A su vez, a nivel mandibular el sector más afectado es el posterior debido a que se ve sometido a una mayor carga por estar cerca de la musculatura elevadora. Bilhan y cols., en su estudio del 2013 encontraron que un 85,9% de los pacientes presentaban pérdida de retención de sus prótesis, siendo la más frecuente de las

complicaciones, y un punto esencial por resolver para alcanzar la satisfacción del paciente¹⁰.

Otro factor que afecta a la retención y la estabilidad es la neuromusculatura. Es necesario tener presente que los flancos de la prótesis y la ubicación de los dientes artificiales debe estar en la extensión y posición correcta respectivamente para aprovechar al máximo el balance que se genera entre la fuerza que ejerce la lengua y la musculatura perioral¹².

En general, los factores que contribuyen en la estabilidad son la altura y conformación del reborde, la adaptación de la base, las relaciones del reborde residual, la armonía oclusal y el control neuromuscular, los cuales están interrelacionados¹⁰.

Ettinger y cols., encontraron que la percepción de la estabilidad protésica discrepa entre la visión del clínico y la del paciente, encontrando que el profesional evalúa parámetros técnicos y el paciente basa su satisfacción en la habilidad masticatoria que le brinda su prótesis¹³.

Si sumado a esto se considera que es difícil para el paciente de la tercera edad adaptarse a una prótesis, y que la mayoría no asiste a los controles necesarios para corregir los defectos, no es raro encontrar una realidad donde el paciente finalmente no acepta su prótesis^{10, 14}. Ante esta situación, la sobredentadura emerge como una alternativa terapéutica superior.

2.3. SOBREDENTADURAS

2.3.1. *Reseña histórica*

Fue a mediados del siglo XIX cuando aparecieron por escrito los primeros documentos que forjaron los cimientos de las sobredentaduras, Ledger fue el primero en proponer que se confeccionaran prótesis sobre restos radiculares preparados en 1856, por lo que el concepto conservador que sustenta las sobredentaduras tiene más de 150 años. En 1861 Atkinson describió la ventaja que significaba para el

rehabilitador el mantener estos restos radiculares preparados en boca, ya que con eso se lograba mantener los rebordes alveolares en mejores condiciones. Durante la segunda mitad de ese siglo, se presentó evidencia de varios casos exitosos. En 1958, Miller continuó con publicaciones que demostraron 10 años de buena experiencia con pacientes con sobredentaduras¹⁵.

Los artículos que describían los tratamientos de sobredentaduras fueron publicados en 1969 por Morrow y cols., que en publicaciones posteriores describieron los principios, conceptos y prácticas específicas para realizar el tratamiento con sobredentaduras¹⁶.

2.3.2. Concepto de sobredentadura

Se define a la sobredentadura como cualquier prótesis removible que cubra o descansa sobre uno o más dientes naturales remanentes, restos radiculares y/o implantes oseointegrados¹⁷.

2.3.3. Beneficios de las sobredentaduras

2.3.3.1. Biológicos

2.3.3.1.1. Preservación del hueso alveolar

Después de la extracción del diente el proceso alveolar se reduce en distintos grados, lo cual es imposible de predecir en ese momento⁸. Para muchos pacientes esto puede conducir a problemas graves para la retención de las prótesis convencionales. La información actual demuestra que los dientes, aunque se trate sólo de raíces, son capaces de mantener el hueso alveolar debido a que transforman las fuerzas compresivas en fuerzas traccionales, las que se describen como osteogénicas. Algo similar ocurre en la rehabilitación con sobredentadura soportada por implantes reduciendo dicha reabsorción¹⁸ y la frecuencia de rebasados a futuro. La pérdida ósea anual se reduce a una cuarta parte en la porción anterior de la mandíbula en comparación con pacientes portadores de prótesis completa⁸.

2.3.3.1.2. Mantenimiento de la propiocepción

Con la pérdida de dientes naturales se produce una pérdida de la propiocepción periodontal, la cual altera en forma importante la transmisión de las fuerzas masticatorias. Esta función es reemplazada por receptores de presión menos sensibles ubicados en la mucosa, los músculos y las articulaciones, sumado a que los estímulos deben superar la barrera constituida por la estructura protésica, dificultando aún más la eficacia sensorial ya disminuida¹⁹. Se describe que con sobredentaduras sobre dientes naturales se conserva la discriminación direccional, la sensibilidad táctil a la carga y la diferenciación del grosor y consistencia de los alimentos. Por ese motivo el conservar las raíces, sobre todo las de los caninos, es de gran importancia, ya que son los dientes con mayor respuesta mecano-sensitiva²⁰.

Una prótesis completa sobre implantes no brinda beneficios respecto a propiocepción, y los pacientes muerden con una fuerza cuatro veces superior a la de los dientes naturales²¹.

2.3.3.2. Funcionales

Se sabe que la conservación de los dientes mejora la coordinación neuromuscular ya que al poseer mecanorreceptores periodontales ejercen una influencia refleja participando en el control nervioso de los movimientos mandibulares. Éstos representan así una fuente de información sensorial que participa en la discriminación y control de las fuerzas oclusales que se desarrollan entre los dientes durante la función masticatoria²⁰.

La sobredentadura retenida por implantes proporciona mejoras significativas en el rendimiento masticatorio, tanto para la mandíbula como para el maxilar en pacientes que tienen problemas funcionales persistentes con el tratamiento protésico convencional mandibular debido a un reborde alveolar con reabsorción severa¹⁸.

2.3.3.3. Protésicos

2.3.3.3.1. Mejor retención, estabilidad y soporte

El éxito de una prótesis completa radica en la retención y estabilidad, y éstos son los principales trastornos que suelen presentar las prótesis mandibulares⁸. La presencia de raíces mejora el soporte en forma directa, pues se comportan como verdaderos pilares sobre los que asienta la prótesis, pero también en forma indirecta disminuyendo la tasa de reabsorción alveolar. Además pueden ser utilizadas como medio de retención mejorando esa propiedad de la prótesis y con ello la estabilidad¹⁹.

De igual forma las sobredentaduras retenidas por implantes mediante la utilización de sistemas retentivos, ofrecen una mejor estabilidad y retención a la prótesis mandibular en comparación con una prótesis completa convencional¹⁸.

2.3.3.4. Psicológicos

2.3.3.4.1. Satisfacción del paciente

Las raíces conservadas hacen que el paciente evite la sensación de quedarse completamente desdentado, lo que sumado a la preparación de los dientes pilares con un sistema de anclaje mejora en forma considerable la retención de la prótesis y con ello el confort del paciente.

Con frecuencia los pacientes son reticentes a la extracción de las últimas piezas dentarias, aunque éstas se hallen en mal estado⁸, por ello su mantención puede ser suficiente motivo para que el paciente se acostumbre a llevar esta prótesis y, cuando pierda las raíces, con muy pocas modificaciones, la misma sobredentadura podrá convertirse en una prótesis completa convencional¹⁹.

La satisfacción de los pacientes portadores de sobredentaduras implantorretenidas es evaluada generalmente al compararlos con aquellos rehabilitados con prótesis completa mandibular. Este parámetro es relacionado por los pacientes con un aumento de estabilidad de la aparatología, y de la confianza social que proporciona la sobredentadura retenida por implantes¹⁸.

2.3.3.5. Nutricionales

La mala alimentación no se relaciona sólo con la capacidad funcional de la persona para comer o sus hábitos alimenticios ya establecidos, pues preferencias personales y el grado de conocimiento acerca de la nutrición pueden afectar la ingesta dietética. Sin embargo, se acepta que una mayor capacidad de retención y estabilidad de las sobredentaduras aportan una eficacia masticatoria superior⁸ y con ello, la nutrición de pacientes que las portan se ve beneficiada.

2.3.3.6. Económicos

El costo económico de la sobredentadura sobre implante es mayor que el de una sobredentadura sobre dientes naturales y ésta a su vez, mayor que el de una prótesis convencional. Sin embargo, la diferencia de las dos primeras respecto de la prótesis convencional es menor cuando se consideran los mejores resultados a mediano plazo, la vida útil total de las prótesis y los costos indirectos^{8, 18}.

2.3.4. Indicaciones de las sobredentaduras

2.3.4.1. Sobre dientes naturales

- Donde quede al menos uno o pocos dientes remanentes que no se encuentran suficientemente saludables (por ejemplo, periodontalmente dudoso como pilar, a no ser que se reduzca su proporción corono-radicular) o en una posición adecuada como para soportar una restauración fija o removible convencional⁸.
- Cuando el paciente, siendo subsidiario de tratamiento con prótesis sobre implantes, opta por una sobredentadura por su menor costo⁸.
- Pacientes con algún defecto congénito o adquirido donde haya una alteración destructiva sobre el tejido de sostén⁸. En pacientes con paladar hendido, es aconsejable mantener los dientes en la arcada superior porque la prótesis completa maxilar convencional sería un fracaso, debido a la ausencia de sellado periférico²².

- Cuando el paciente siendo un firme candidato a una prótesis completa, presenta algún diente en esa arcada que puede ser aprovechado para mantener el hueso alveolar y aportar algo de estabilidad, aunque no intervenga directamente en su retención^{8, 19}.
- En aquellos pacientes en los que la sobredentadura aportará apoyo psicológico ya que la conservación de algún pilar, aunque dudoso, mejora la adaptación del paciente, demorando el paso a una prótesis completa⁸.
- Cuando el paciente presenta una arcada casi edéntula y el antagonista presenta todos los dientes o presenta edentulismo parcial. El caso tipo se da cuando hay un maxilar superior en donde hay uno o dos dientes y una clase I de Kennedy inferior donde hay mayor posibilidad de desarrollar un Síndrome combinado de Kelly⁸.
- Pacientes con discrepancia maxilar clase II²² y III²³ esquelética y que serán rehabilitados con prótesis completa.
- Como una fase transitoria o definitiva de prótesis sobre implantes u otros tratamientos.
- Cuando cualquier otro tipo de tratamiento dañaría aún más los dientes residuales.
- Cuando el pronóstico del tratamiento protésico total es desfavorable.

2.3.4.2. Sobre implantes dentales

- Paciente con una cresta alveolar posterior con anatomía favorable²⁴.
- Paciente portador de prótesis completa insatisfecho con la retención y estabilidad, o que no se encuentre cómodo con ella estando estos parámetros adecuados⁸.
- Paciente sin soporte labial adecuado por reabsorción excesiva del hueso alveolar⁸.
- Pacientes que recibirían una prótesis fija implanto-soportada, pero que perdieron uno o más implantes⁸.
- Pacientes con defectos orales o maxilofaciales, congénitos o adquiridos, que

requieren rehabilitación oral⁸.

- Pacientes médicamente comprometidos que requieren rehabilitación, siendo conveniente una intervención mínima con el menor número de implantes necesarios⁸.
- Paciente con indicación de realizarse una prótesis fija implanto-soportada, pero que no puede realizarla por razones económicas⁸.

2.3.5. Contraindicaciones de sobredentaduras

2.3.5.1. Sobre dientes naturales

- Cuando los dientes pilares no cumplan los requisitos rehabilitadores, endodónticos y/o periodontales.
- Cuando existe un espacio interoclusal insuficiente, especialmente cuando se van a usar ataches lo que impedirá la acomodación de la porción coronal del pilar y de la prótesis.
- En casos donde estaría indicado rehabilitar con prótesis fija.
- En pacientes con una higiene oral deficiente. Estudios indican que el estado inicial de la higiene oral es un pobre predictor respecto de la cooperación del paciente y el pronóstico a largo plazo de las sobredentaduras²⁵. No se considera una contraindicación absoluta ya que siempre se puede mejorar a través de la enseñanza de medidas higiénicas y de la motivación del paciente.

2.3.5.2. Sobre implantes dentales

- En pacientes jóvenes o que son desdentados hace menos de 10 años, debido a la aceleración de la reabsorción ósea que provoca la sobredentadura en la región posterior²⁴.
- Paciente sin problemas con la rehabilitación protésica actual.
- Hueso alveolar severamente reabsorbido.
- Espacio interoclusal insuficiente para la ubicación del sistema de retención y los

componentes protésicos.

- Pacientes en proceso de crecimiento, pues el implante no acompaña el desarrollo del hueso alveolar.
- Pacientes sometidos a radioterapia por el peligro de desarrollo de osteorradionecrosis. En estos casos se deberá esperar el tiempo necesario luego de la terapia y decidir qué tipo de prótesis se confeccionará.
- En pacientes con síndrome de Sjögren se debe evitar la utilización de prótesis implanto-mucosoportadas, por su mayor riesgo de padecer candidiasis debido a la hiposialia. Se recomienda una prótesis completamente soportada por implantes.
- Pacientes con contraindicación de cirugía menor.
- Pacientes en tratamiento con inmunosupresores.
- Pacientes con enfermedad metabólica no controlada y pacientes epilépticos⁸.
- Pacientes fumadores, pues tienen un mayor riesgo de complicaciones, incluyendo infección, pérdida del implante, mucositis y periimplantitis, en comparación con los pacientes que no fuman²⁶.

2.3.6. Clasificación de las sobredentaduras

Existen diversas maneras de clasificar las sobredentaduras:

2.3.6.1. Según cobertura: parcial y total

2.3.6.2. Según soporte: parcial y total

2.3.6.3. Según vía de carga^{8, 22}:

- Dentosoporte, convencional (parcial o total) y de inserción inmediata
- Implantosoporte
- Dentomucosoporte
- Implantomucosoporte
- Mucosoporte

2.3.6.4. *Según pilares protésicos y uso de sistemas retentivos*

- Sobre diente natural, con y sin medio retentivo
- Sobre implantes, con y sin medio retentivo

2.3.7. *Consideraciones protésicas para pilares de sobredentadura*

La selección de los pilares es fundamental para el pronóstico del tratamiento a largo plazo. Una elección incorrecta, llevará a la pérdida de retención y estabilidad de la sobredentadura y posiblemente a la pérdida del pilar.

2.3.7.1. *Consideraciones periodontales de los pilares protésicos*

La enfermedad periodontal sigue siendo el principal problema en las sobredentaduras incluso con un alto grado de cooperación del paciente²⁵. Algunos han descrito que una sobredentadura impide la estimulación normal y natural de las estructuras de soporte, existiendo un mayor potencial de acumulación de placa, la que puede precipitar la enfermedad periodontal con mayor inflamación gingival, pérdida de encía adherida, y formación de sacos asociados²⁷.

Dentro de las características periodontales a evaluar, tanto clínica como radiográficamente en el pilar, se encuentra el soporte óseo, el cual sufre una reducción en cantidad y calidad. Se considera que el diente pilar debe poseer al menos un 50% de soporte óseo para soportar un sistema de retención, menos que eso llevaría a un pronóstico desfavorable, aumentando la movilidad dentaria. Para disminuir dicha movilidad, se recomienda desgastar el diente hasta una altura y forma deseadas a unos 2mm del margen gingival, mejorando considerablemente la proporción corono-radicular y acortando el brazo de palanca que produce torsión sobre el diente ante la aplicación de una fuerza lateral. La profundidad al sondaje no debe ser mayor a 3 mm; en caso contrario, se indica su eliminación quirúrgica. En general, el tejido periodontal alrededor del diente pilar debe estar libre de inflamación y sangrado, y contar con una encía adherida de un ancho adecuado (no menos de 1

mm) para actuar como una barrera de protección.

La mucositis periimplantaria y periimplantitis son condiciones que determinan la tasa de supervivencia a mediano y largo plazo de los implantes. Ambas aumentan su incidencia a medida que pasa el tiempo, lo que demanda tratamientos extra con el debido costo asociado²⁸. Es por esto que se debe considerar siempre una adecuada instrucción de higiene inicial y sesiones de mantenimiento establecidas.

2.3.7.2. Consideraciones endodónticas en los pilares naturales

Debido a que la predictibilidad de éxito en los pilares de la sobredentadura es de gran importancia, la mayoría de éstos requieren de tratamiento endodóntico producto de la eliminación completa o parcial de la corona clínica, la utilización de pilares inclinados o en mal posición. Ocasionalmente, dientes con cámaras pulpares retraídas pueden prepararse sin endodoncia para soportar sobredentaduras⁸.

2.3.7.3. Número de pilares y localización en el arco mandibular

En sobredentaduras sobre dientes naturales, generalmente se utilizan dos a cuatro pilares, de preferencia un pilar posterior en cada lado y dos pilares anteriores. Cuando se dispone de un diente por cuadrante, se deberán extremar las precauciones y conseguir que la prótesis no sobrecargue el pilar, ya que, en caso contrario, aumentará progresivamente su movilidad y acabará perdiéndose⁸. Los caninos son los que se utilizan más frecuentemente (casi el 70 %), por ser los últimos que se pierden^{19, 29}; biológicamente son los que tienen las raíces más largas y mejor soporte óseo.

La situación ideal en cuanto a localización, será cuando se dispongan pilares en ambos cuadrantes dispuestos simétricamente. Con ello, se conseguirá aportar la máxima estabilidad, una amplia distribución de contacto entre el pilar y la base de la prótesis, a la vez que la velocidad de reabsorción de la cresta alveolar en ambos lados será similar siendo menor la sobrecarga a la que se somete a los pilares^{8, 30}.

Cuando se trata de una rehabilitación de una prótesis implantomucosoportada se recomienda como opción básica de tratamiento el uso de dos implantes^{31, 32},

teniendo en cuenta el rendimiento, la satisfacción del paciente, el costo y tiempo clínico¹⁸. Cuando se ha comparado pacientes rehabilitados con dos y cuatro implantes, no se ha encontrado una diferencia significativa entre ambos³³. En prótesis implantosoportada serán necesarios cuatro implantes bien distribuidos.

Al igual que en las sobredentaduras sobre pilares naturales, se recomienda en mandíbulas edéntulas ubicar los implantes a cada lado de la línea media y de forma simétrica, generalmente a nivel de los caninos⁸.

2.3.7.4. Distancia entre los pilares

Hay que tener presente que una distancia adecuada permite realizar una buena higiene. Es conveniente tomar la posición de los caninos como referencia de la distancia máxima entre los implantes, lo que corresponde a unos 22-23 mm⁸.

2.3.7.5. Forma y tamaño del pilar

En general, cuanto mayor sea el área de superficie radicular de un pilar natural, mayor será el soporte. El máximo soporte y retención se consigue con dientes multirradiculares, siempre y cuando éstos no presenten lesión de furca. Los dientes unirradiculares con buen soporte óseo son buenos pilares a la vez que permiten mantener una buena higiene. Los peores pilares son las raíces cónicas⁸.

Varios autores han establecido que la altura ósea mínima suficiente para la instalación de implantes es de 10 mm³⁴, valor coincidente con la longitud del implante^{21, 35}. En estos casos se considerará la recomendación previa de usar dos implantes como mínimo. Cuando se utilizan implantes para sobredentaduras de menores dimensiones el número de implantes deberá ser mayor²¹, siendo una opción válida su ferulización.

2.3.7.6. Forma de la arcada

Tiene relación directa con el sistema de anclaje a utilizar y la decisión de ferulizar o no los pilares.

2.3.7.7. Angulación de los pilares

Las fuerzas oclusales están distribuidas más efectivamente cuando están dirigidas por todo lo largo del eje axial de los pilares, lo cual favorece su mantenimiento. En pilares naturales, cada vez que se produzcan los movimientos de inserción y desinserción de la prótesis se ejercen fuerzas torsionales sobre los dientes, lo cual se evita mientras más paralelos sean los anclajes utilizados⁸.

La inclinación que tengan los implantes va a tener relevancia para escoger el tipo de atache que será usado para unirlos a la sobredentadura que se confeccionará⁸; mientras mayor es la inclinación del implante se registran menores valores de retención³⁶ y mayores tensiones alrededor del mismo³⁷. Es así como existen algunos elementos de retención que permiten corregir discrepancias de inclinación entre los implantes instalados³⁶. Por último, se considera que la experiencia del cirujano es un factor importante en la angulación final de estos. Aquellos con mayor experiencia obtienen menor desviación en su posición³⁸.

2.3.7.8. Espacio interoclusal

Las sobredentaduras mandibulares requieren de un espacio interoclusal mínimo para proporcionar integridad estructural y permitir un soporte, comodidad, función masticatoria y habla adecuados. Este espacio permitirá posicionar los dientes artificiales, la estructura protésica de soporte y el sistema de retención. Es por esto que se ha propuesto un espacio mínimo de 8,5 – 14 mm (dependiendo del tipo de sistema retentivo utilizado), como una dimensión mínima suficiente para los componentes protésicos^{24, 34}.

2.3.7.9. Dentición antagonista

Tanto para sobredentadura sobre pilares naturales como implantes es importante tener presente el antagonista en el momento de decidir realizar una sobredentadura. Si es edéntulo total superior y una clase I de Kennedy inferior se estará expuesto al síndrome combinado de Kelly. Con el fin de evitar o al menos retardar la reabsorción progresiva de la porción anterior del maxilar, se deberá tratar de preservar o ubicar algún pilar en esa zona anterior⁸.

2.3.8. Consideraciones para el paciente portador de sobredentadura

Se establece que el paciente debe retirar su sobredentadura después de cada alimento para higienizar tanto la boca como la sobredentadura, esto se supone que ocurre mínimo tres veces al día considerando tres comidas diarias básicas. La remoción de la prótesis se facilita mediante el tallado de una ranura a nivel de los caninos lo que permite la introducción de la uña del pulgar, debe ser lo más axial posible y no debe ayudarse con la oclusión para evitar lesiones de los pilares o deformar la sobredentadura en caso de no acertar la vía de inserción⁸.

2.4. ATACHES PARA SOBREDENTADURAS

Algunas décadas después del desarrollo de las sobredentaduras, surgen los ataches como un sistema de retención directa alternativa. Su uso en sobredentaduras mejoró la estabilidad protésica, marcando un cambio positivo para los pacientes en la habilidad masticatoria y mejorando la satisfacción del resultado del tratamiento.

2.4.1. Concepto de atache

Según el glosario de términos prostodónticos, los ataches son dispositivos mecánicos para la fijación, retención y estabilización de una prótesis. Es un retenedor que consiste en un receptáculo metálico y una parte complementaria que se ajusta a él¹⁷.

Los primeros ataches surgieron en Estados Unidos a principios del siglo XX, y entre los pocos que había se encontraban diseños en forma de T y en barra. En su desarrollo se involucraron varios inventores, entre ellos estaban Bennett, Peeso, Roach, Chayes (Nueva York) y McCollum (Los Angeles), siendo estos dos últimos quienes destacaron y fueron reconocidos en el primer volumen del Journal of Prosthetic Dentistry de 1951 como los que impulsaron su progreso. A partir de esta base se han ido desarrollando diversos sistemas de ataches, algunos con poca aceptación se dejaron de fabricar³⁹.

2.4.2. Componentes de los ataches

Generalmente los sistemas de atache se componen de las siguientes estructuras:

- Perno o pilar, aquel que se conecta al implante²¹ o al diente pilar preparado.
- Carcasa o encapsulador, estructura que contiene al elemento de retención.
- Elementos de retención, se describen de dos tipos:
 - Láminas metálicas activables
 - Elementos plásticos: corresponden a polímeros sintéticos que poseen la capacidad de doblarse con resistencia y volver a su forma original aproximada como resultado de una red tridimensional de cadenas de elastómeros flexibles. Entre sus ventajas está que son fáciles de cambiar, gran amplitud de movimiento, y tienen diferentes grados de retención, identificados con distintos colores, los cuales son determinados arbitrariamente por cada fabricante.

Las estructuras anteriores pueden adoptar las formas de *patrix* o macho y *matrix* o hembra, dependiendo del diseño de sus componentes, los que son complementarios entre sí.

2.4.3. Beneficios del uso de ataches en sobredentadura

- Mejoran la retención y estabilidad de la sobredentadura⁴⁰, el rendimiento masticatorio y aumentan la confianza social¹⁸.
- Transmiten, generalmente de forma axial fuerzas masticatorias entre el periodonto residual y la prótesis minimizando con ello el trauma a los tejidos remanentes.
- Corrigen las discrepancias de inclinación entre los pilares³⁶.
- Dan comodidad al paciente, mejorando los niveles de satisfacción^{18, 40, 41}.
- Tienen componentes fácilmente recambiables para cuando pierden retención o se desee una mayor retención.
- Se integran fácilmente dentro de una rehabilitación estética.

2.4.4. Clasificación de attaches⁸

2.4.4.1. Según fabricación

- *Mecanizado o de precisión:* componentes elaborados en distintos tipos de aleaciones, su calidad y precisión supera a los colados pues son elaborados en fábricas. Su confección es compleja, lo que involucra un alto costo.
- *Colado o de semiprecisión:* fabricados a partir de un patrón en un laboratorio. Producto de las múltiples etapas en su elaboración, están sujetos a menor exactitud que los anteriores.

2.4.4.2. Según ubicación de trabajo

- *Intrarradicular y suprarradicular:* en los primeros el patix está ubicado en la sobredentadura y la matrix en el pilar, mientras que en los segundos, se invierte dicha ubicación. Algunos sistemas tienen ambas versiones.
- *Intracoronario y extracoronario:* el primero es un dispositivo que conecta la prótesis a la corona con un punto dentro del contorno del diente y en el segundo, el dispositivo está ubicado enteramente fuera del contorno de la corona.

2.4.4.3. Según biomecánica

- *Rígidos:* no aportan resiliencia, por ende se indican cuando las raíces soportarán mayoritariamente la carga. Existen activables y no activables.
- *Resilientes o lábiles:* al utilizar un espaciador entre el macho y la hembra evitan cargar el pilar durante la oclusión.
 - *Con resiliencia vertical y sin rotación,* los anclajes aportan resiliencia sólo en sentido vertical. Compatible con soporte mucoso y dentomucoso cuando hay pilares anteriores y posteriores.
 - *Con rotación y sin resiliencia vertical,* permiten la rotación de la prótesis pero sin aportar resiliencia vertical.
 - *Con rotación y resiliencia vertical,* permite movimiento en sentido vertical y

rotaciones. Compatible con soporte dentomucoso.

2.4.4.4. Según tipo de anclaje

Se pueden clasificar los anclajes para sobredentaduras en tres grupos claramente diferenciados:

- **Ataches axiales.** Son los dispositivos más populares usados para fijar sobredentaduras. Se pueden usar por separado o varios en sentido bilateral, a menudo en raíces de caninos o premolares. Se subdividen en:
 - *Suprarradiculares:* Generalmente corresponden a ataches de bola. Se prefieren mecanizados por su calidad y precisión. Se compone de un perno, el cual presenta una cabeza, un cuello o surco y un cuerpo. La cabeza es más ancha que el cuello, el cual corresponde a una zona retentiva. Ejemplos son bola Dalbo de Cendres y Métaux (Fig. 1) y Gerber de Cendres y Métaux.
 - *Intrarradiculares:* La ubicación de sus componentes permite una disminución del brazo de palanca. La parte retentiva que actúa de macho está ubicada en una carcasa metálica que se localiza en la base de la sobredentadura. Poseen diferentes elementos plásticos que exhiben diferentes fuerzas retentivas y que pueden compensar angulaciones de los pilares. Ejemplos de éstos son Locator de Zest Anchors (Fig. 2) y Kerator de Kerator System.



Figura 1. Dalbo- Classic de Cendres y Métaux⁴²

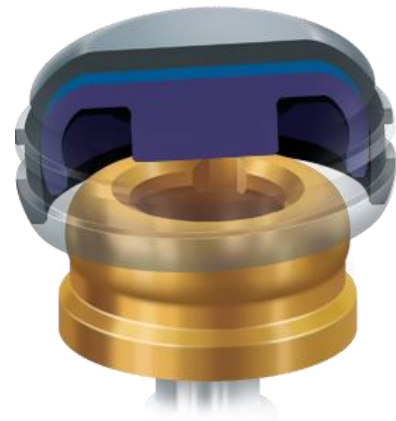


Figura 2. Locator de Zest Anchor⁴³

- **Ataches de barra.** Proveen fijación para una sobredentadura y permiten ferulizar dientes remanentes o implantes que están angulados entre sí. Esto permite resolver casos en donde la falta de paralelismo es marcada, como cuando aumenta el número de pilares a utilizar.

Se contraindica el uso de barras cuando la mandíbula tiene forma de V y se ubican los pilares en la zona de caninos, pues se invade el espacio de la lengua; cuando se posicionan los pilares en la zona más anterior, la longitud de la barra se vuelve insuficiente. En tales casos se indican ataches axiales o uso de una barra con tres o cuatro pilares²⁴. Tampoco es conveniente utilizar tramos excesivamente largos ya que aumentan las tensiones transmitidas al hueso³⁵. El uso de una barra puede aumentar el costo de la prótesis, tiene una técnica más sensible y generalmente requieren más espacio intermaxilar que los ataches axiales²⁴. Producto de lo mismo, sus indicaciones son más específicas. Algunos ejemplos de ellos son:

- *Barra y clip de Hader (Fig.3).*
- *Barra Dolder (Fig. 4).*
- *Barra Ackerman.*



Figura 3. Barra Hader⁴⁴



Figura 4. Barra Dolder⁴⁵

- **Ataches magnéticos⁸** (Fig. 5 – Fig. 6). Corresponde a la tercera variedad de anclajes para sobredentaduras. Consiste en imanes reducidos a dimensiones aptas para uso intraoral siendo los más actuales de Neodimio, Hierro y Boro (Nd-Fe-B); estos tienen un 20% más de potencia magnética por unidad de volumen que las generaciones anteriores. Se describen dos sistemas:
 - *Enfrentamiento de dos imanes con polaridades opuestas:* Actualmente no se utilizan, pues se debían adaptar a la forma radicular, lo que modifica la fuerza de atracción del imán y la resistencia de la raíz. Además, en este sistema el imán que va en la raíz queda expuesto a fluidos orales.
 - *Utilización de un imán y una contraparte ferromagnética (captador):* Éste consiste en un metal o una aleación que bajo un campo magnético se comporta como imán (imán inducido). El captador puede ser colable,

usándose como tapa del perno radicular, debiendo ser plano para que quede contactando en toda sus superficie con el imán.

Los ataches magnéticos presentan baja resistencia a la corrosión en contacto con fluidos orales, lo que conlleva a la pérdida del magnetismo, ya que la máxima fuerza retentiva se ejerce sólo cuando los dos componentes están en íntimo contacto, es por ello que el encapsulamiento de los componentes limita su fuerza de atracción.

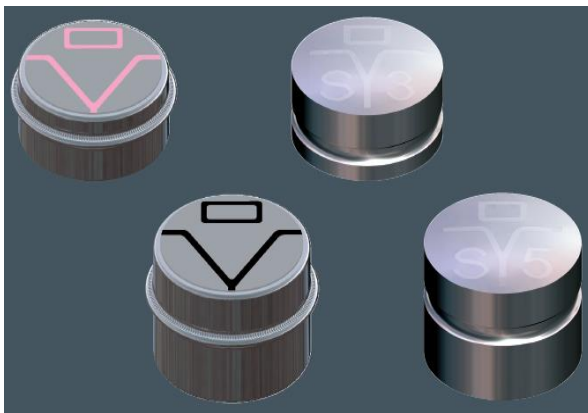


Figura 5. Variedad de imanes Dyna de Dyna System⁴⁶



Figura 6. Imán Dyna de Dyna System sobre diente natural⁴⁶

2.4.5. Licitaciones de ataches en la V región entre 2013 - 2014

Se realizó una búsqueda sistemática en la plataforma virtual Mercado Público (Anexo 1), la cual arrojó un resultado de 41 licitaciones para la región de Valparaíso, dentro de las cuales Kerator de Kerator System y Bola de Alphabio representaron la mayor proporción de ataches solicitados. Hay dos hospitales que adquirieron ataches por medio de licitaciones:

- El Hospital Claudio Vicuña de San Antonio adquirió veinte ataches de bola O'Ring para sus pacientes el año 2013
- El Hospital de Quilpué trabajó con ataches de bola el año 2013. Al año

siguiente adquirió 20 ataches Kerator de Kerator System.

Otros establecimientos que trabajan con ataches en Chile son:

- Hospital de San José
- Hospital Clínico Metropolitano La Florida Dra. Eloisa Díaz
- Hospital de Talca
- Hospital de Coquimbo
- Hospital Base Osorno
- Otros.

2.4.5.1. Atache de Bola Alphabio

Sistema axial suprarradicular que permite el uso de pilares naturales e implantes dentales. Se encuentran disponibles pilares de distinta angulación, altura y diámetro. Los que se acompañan con una carcasa metálica que contiene al elemento plástico, el cual puede tener distinto grado de retención, en función del color que lo identifica⁴⁷ (Figura 7).



Figura 7. Elementos plásticos de pilares de Bola Alphabio⁴⁷

2.4.5.2. Atache Kerator de Kerator System

Sistema axial intrarradicular que permite el uso de pilares naturales e implantes dentales. Entre sus características se encuentra una doble retención, lo que asegura un rendimiento más duradero, los distintos grados de retención de los elementos plásticos (Fig. 8) minimiza la reparación de la sobredentadura al poder recambiarlos, el pilar posee un soporte de plástico que permite su fácil manejo y comprobar su alineación, tiene el pilar con la altura más baja (1,48mm), permite instalar sobredentaduras sobre implantes no paralelos (hasta 40°) con el elemento plástico rojo que es el de menor grado de retención, y su costo es menor en comparación a Locator de Zest Anchors, mundialmente conocido y de diseño similar⁴⁸.



Figura 8. Elementos plásticos de Kerator de Kerator System⁴⁸

2.4.6. Retención del elemento plástico del sistema de atache

La retención es una preocupación importante para los pacientes, y uno de los mayores desafíos que enfrentan los clínicos en la provisión de un tratamiento de prótesis que proporcione la retención que los pacientes desean.

A la fecha no se ha encontrado evidencia de la superioridad de algún diseño de atache sobre los otros. Para la elección del sistema a utilizar se debe entender sus ventajas y desventajas³⁷, y se basa en las preferencias del clínico, la opinión de expertos, la información empírica disponible y las necesidades del paciente. Esta

elección se ve afectada por el número de pilares que retiene la sobredentadura, su distribución y alineación, además de la calidad del hueso, la forma del arco, la necesidad de retención y el diseño de la prótesis²⁴.

La mínima fuerza de retención efectiva se ha valorado a partir de alimentos pegajosos que actúan en las sobredentaduras durante la masticación. Se han obtenido de 10-20 N de retención efectiva por atache en una sobredentadura, valor que puede disminuir si aumenta el número de ataches^{8, 29}.

Hasta la fecha se han llevado a cabo diferentes estudios que han comparado in vitro la fuerza retentiva de diferentes sistemas de ataches. Por lo general se han utilizado máquinas de prueba universal que permiten la tracción. La mayoría ha utilizado un modelo de prueba mandibular en el que se simula la ubicación de los pilares protésicos en la zona canina. A partir de lo anterior se evalúa la fuerza de retención al desalojo vertical de la sobredentadura, medida en Newton (N). Sin embargo, los resultados de estos estudios han sido poco concordantes en cuanto al valor de fuerza de retención obtenida, principalmente por la variabilidad de la metodología y sistemas utilizados. Además, es importante considerar que en el entorno oral, el movimiento de la sobredentadura mandibular sobre los pilares protésicos es compleja y raramente ocurren fuerzas unidireccionales de desalojo. Sin embargo se considera que las pruebas de tracción direccional son una forma efectiva de medición de la retención y estabilidad de una prótesis durante una evaluación in vitro⁴⁹.

Dentro de esos estudios destaca el de Petropoulos y Mante, quienes evaluaron la fuerza de retención de seis sistemas de ataches para sobredentadura. El atache Locator (Zest Anchor Advanced Generation) tuvo significativamente la fuerza de retención más alta (37 N). El resto de los sistemas evaluados no fueron estadísticamente significativos entre ellos (bola estándar Nobel Biocare con O- Ring, bola Novel Biocare de nueva generación, Locator estándar, ERA naranja y ERA blanco)⁵⁰.

A nivel nacional no se han realizado estudios similares con los sistemas de ataches

disponibles actualmente en el mercado, y se desconoce si los valores de retención inicial entregados por el fabricante están estandarizados para cada elemento plástico como los de Kerator de Kerator System y bola recta de Alphabio.

Dentro de las estructuras que componen un atache, los elementos plásticos han sido objeto de diversos estudios que los han señalado como el eslabón débil del sistema de atache, considerando que el pilar y la carcasa no sufren cambios dimensionales⁵¹. Incluso, se considera que los pigmentos incorporados al plástico podrían generar alteraciones indeseables de sus propiedades físicas y de trabajo²¹.

La pérdida progresiva de retención de los elementos plásticos en el tiempo se puede atribuir al desgaste. Se describe que los ataches de todas las sobredentaduras se desgastan y se vuelven menos retentivos como consecuencia de sus movimientos y su retiro de boca⁴⁹. Esto se ha comprobado en estudios de microscopía donde se han observado distintos patrones de desgaste después de ciclos de inserción-desinserción. A este cambio físico de desgaste se le atribuyen los cambios de retención (tanto aumento como disminución) que sufren los distintos sistemas de atache^{36, 52}.

Aunque los mecanismos del desgaste son poco conocidos, algunos autores proponen que pueden estar relacionados con la deformación ocurrida durante la inserción y desinserción, siendo ésta una de las complicaciones más comunes.

Kobayashi comparó el grado de retención de tres sistemas de atache diferentes, bola Dalbo Plus, Locator y barra SFI ® , analizando además su pérdida de retención luego de 14600 ciclos de inserción- desinserción, simulando experimentalmente 10 años de función (cuatro ciclos de inserción-desinserción por día). Los resultados mostraron un comportamiento significativamente diferente en la retención de los sistemas de atache, registrando fuerzas iniciales para la barra SFI de $40,9 \pm 13,8$ N, Dalbo Plus de $40,3 \pm 15,83$ N y Locator de $33,5 \pm 9,77$ N, contrariamente determinó que el número de ciclos de inserción- desinserción no tenía influencia en las fuerzas retentivas posteriores. Al final del estudio el atache Locator mostró una retención significativamente menor⁴⁹.

Rodrigues y cols. evaluaron el efecto de la inserción- desinserción sobre la fuerza de retención de dos ataches, bola Dalbo y Locator (claro y rosa) a una velocidad de inserción- desinserción de 0,5 Hz, aplicada constantemente. Un ciclo completo correspondía a una inserción-desinserción y su número por período de tiempo se calculó considerando que un paciente retira su prótesis en promedio tres veces por día. La fuerza de retención se midió desde los 0 ciclos hasta los 5400 ciclos (5 años). Se obtuvo que el atache Locator claro mostró la mayor retención inicial (85.7 N), seguido de la bola Dalbo (62,1 N) y, finalmente, el Locator rosa (49.6 N). A los seis meses y los cinco años las fuerzas retentivas eran mayores para el Locator claro ($76,5 \pm 2,42$ N y $42,3$ N, respectivamente) que para el sistema bola Dalbo ($58,2 \pm 2,04$ N y $34,3$ N, respectivamente) y el Locator rosa ($46,9 \pm 1,7$ N y $24,6$ N, respectivamente) ⁵³.

Inicialmente todos los elementos de anclaje muestran un comportamiento muy inestable caracterizado por un marcado aumento y posterior disminución de la fuerza de retención. A este comportamiento se le conoce como período de adaptación⁵⁴. A partir de este, se obtienen valores de retención más estables. Los análisis de Ortegón y cols.⁴⁷ muestran que esto sucede desde el ciclo 100 en los ataches esféricos analizados.

3. OBJETIVOS

3.1. OBJETIVO GENERAL

Analizar in vitro el comportamiento de la fuerza de retención, de cinco elementos plásticos de dos sistemas de atache utilizados para sobredentaduras ante 5020 ciclos de inserción/desinserción.

3.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Comparar, a partir de una muestra de cada elemento plástico, el valor inicial de la fuerza de retención con la informada por el fabricante.
- Determinar si la fuerza de retención obtenida en cada par de elementos plásticos alcanza el valor mínimo aceptado según literatura, a lo largo del estudio.
- Determinar si la cantidad de ciclos de inserción/desinserción propuesta es suficiente para generar una disminución en la fuerza de retención de cada elemento plástico evaluado.
- Describir el comportamiento de la fuerza de retención de cada par de elementos plásticos de dos sistemas de atache para sobredentaduras durante 5020 ciclos de inserción/desinserción.

4. HIPÓTESIS DE INVESTIGACIÓN

No existe una disminución en la fuerza de retención en los elementos plásticos de dos sistemas de ataches después de 5020 ciclos de inserción/desinserción.

5. MATERIALES Y MÉTODO

5.1. TIPO DE ESTUDIO.

Este estudio es de tipo experimental in vitro.

5.2. POBLACIÓN OBJETIVO.

Todos los elementos plásticos de los ataches disponibles en Chile.

5.3. POBLACIÓN DE ESTUDIO.

Todos los elementos plásticos de los ataches axiales disponibles en la V Región.

5.4. MUESTRA

Se seleccionaron debido a su mayor disponibilidad y demanda en los programas de rehabilitación de la V Región:

- Seis elementos plásticos azul de atache Kerator
- Seis elementos plásticos rosa de atache Kerator
- Seis elementos plásticos rojo de atache Kerator
- Seis elementos plásticos estándar de atache de bola con pilar recto Alphabio
- Seis elementos plásticos soft de atache de bola con pilar recto Alphabio

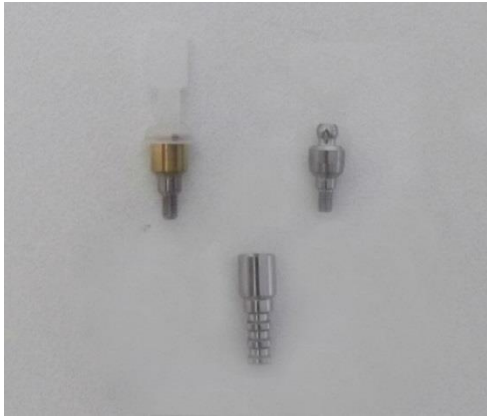
5.5. VARIABLE DE ESTUDIO

En el contexto de este estudio se entiende por fuerza de retención a la fuerza mínima necesaria para separar el patrix del matrix medida como fuerza de carga máxima⁵⁵. Operacionalmente esta variable, cuantitativa de tipo continua, corresponde a la fuerza, medida en newtons (N) del sistema de atache al momento de la desinserción.

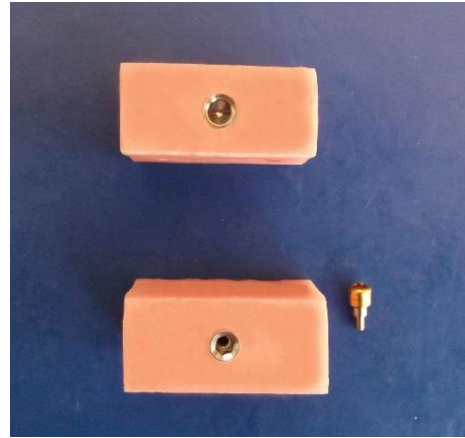
5.6. CUERPOS DE PRUEBA

Para realizar la comparación de la fuerza de retención inicial de los elementos plásticos de cada sistema de atache con los valores informados por el fabricante, se confeccionaron tres bloques de prueba con acrílico de autocurado (Marché, fabricación chilena) de 1x3x2 cm; en el bloque de prueba inferior se instaló un análogo de implante (Alphabio Simplantology) común a los dos pilares de atache seleccionados, bola de Alphabio y Kerator de Kerator System, ambos de 3 mm de altura. En los dos bloques superiores se instalaron los complementos protésicos de cada sistema de atache (Fig. 9a, b, c).

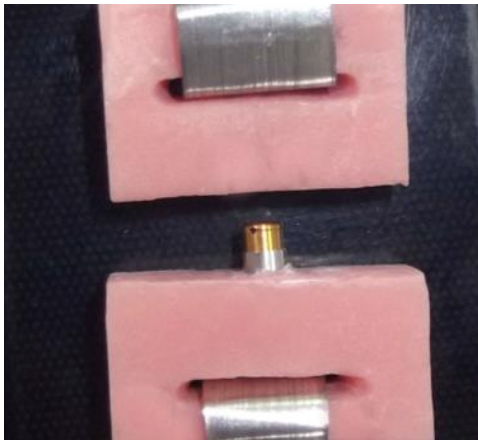
Se utilizaron cuatro muestras de cada uno los cinco elementos plásticos seleccionados (Fig. 9d). Para la obtención de la fuerza de retención inicial se utilizó una máquina modelo PASCO AP-8214 (California, Estados Unidos), desarrollando 20 experiencias in vitro, independientes entre sí (Figura 10).



(a) Pilares Kerator (superior izquierdo) y Alphabio (superior derecho) con el análogo de implante Aphabio Simplantology común a ambos.



(b) Bloque de prueba superior con carcasa metálica de Kerator y bloque de prueba inferior con análogo de implante Aphabio Simplantology



(c) Bloques superior e inferior con instalación de atache Kerator



(d) Muestras de cada elemento plástico para el atache Kerator

Figura 9. Confección de bloques de prueba unitarios para obtención de fuerza de retención

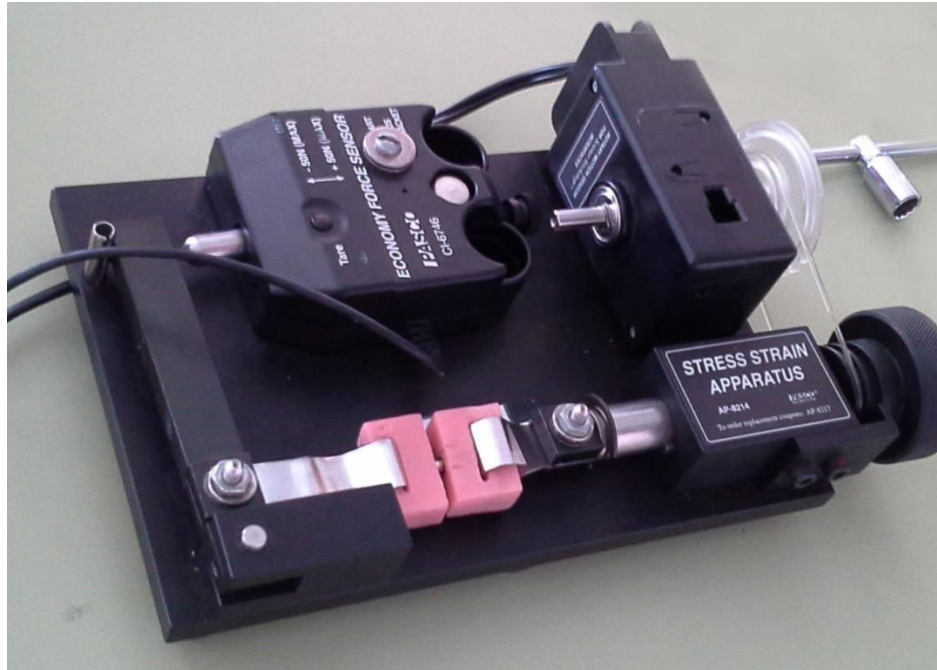


Figura 10. Maquina PASCO con bloque de prueba individual.

Para describir el comportamiento de la fuerza de retención de los elementos plásticos en el tiempo ante ciclos de inserción/desinserción, se simuló la condición clínica de una mandíbula edéntula con dos implantes a nivel de la zona canina. Para esto se confeccionaron tres bloques con acrílico rosado de autocurado (Marché, fabricación chilena). Un *bloque de prueba inferior único* (Fig. 11a) representó la mandíbula, en el cual se instalaron dos análogos de implante (Alphabio Simplantology) fijados de forma rígida para simular la condición de oseointegración. Éstos se posicionaron a 22 milímetros, simulando la distancia natural aproximada de los caninos en la arcada, y ubicados de forma paralela mediante una guía de inserción (Fig. 11b) y posterior uso de paralelógrafo para asegurar una vía de inserción común. Los análogos de implante fueron comunes a los dos pilares de atache (Fig. 11c, d).



(a) Bloque de acrílico con agujeros para análogos de implante.



(b) Guía de inserción de análogos de implante



(c) Bloque inferior con análogos implantes instalados comunes a ambos ataches



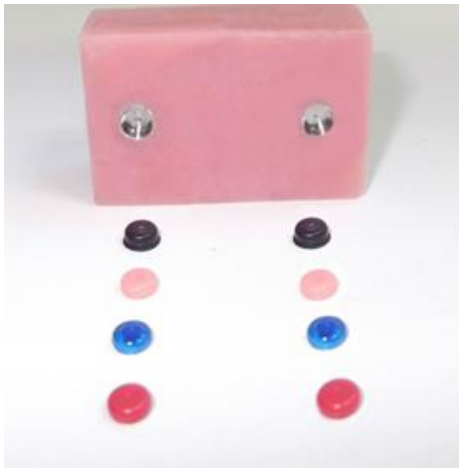
(d) Pilares de Bola Alfabio (superior) y Kerator (inferior) intercambiados en el bloque inferior

Figura 11. Confección de bloque de prueba inferior.

Los *dos bloques superiores* contenían los complementos protésicos correspondientes a cada sistema de atache. Se consideró la misma masa de una prótesis total inferior convencional elegida arbitrariamente para la confección de los dos bloques superiores, los cuales representaron, cada uno, una sobredentadura de 18 gramos.

Para la instalación de los elementos patrix y matrix de cada sistema, así como para la adaptación y retiro de los cinco elementos plásticos, se siguieron las instrucciones dadas por el fabricante (Anexo 2) utilizando las llaves de torque y de retiro de

elementos plásticos de cada sistema de atache (Fig. 12a, b).



(a) Bloque superior con carcasa metálica de Kerator y los elementos plásticos a rosa, azul y roja.



(b) Bloque superior con carcasa metálica de Bola de Alfabio y los elementos plásticos estándar y soft.

Figura 12. Bloques superiores y elementos plásticos de atache Kerator y Bola de Alfabio.

Para evaluar la fuerza de retención en el tiempo, se consideró que un paciente retira su prótesis 3 veces al día. La medición se realizó en dos fases:

Fase manual, un operador calibrado realizó manualmente 20,5 ciclos de inserción/desinserción de los bloques con cada uno de los sistemas de atache y elementos plásticos seleccionados. Un ciclo correspondió a una inserción y una desinserción completada en dos segundos, estrictamente cronometrados; 21 ciclos simularon una semana de uso. Para ello se ubicó el bloque inferior a nivel de la mandíbula del operador de forma que él sólo desplazara el bloque superior axialmente (Fig. 13a, b). Al terminar los 20,5 ciclos de inserción/desinserción se pasaba a la fase de medición.

Fase de medición, al ciclo 22, 43, 64, 85, 106, etc., y cada 21 ciclos hasta completar los 5020 ciclos de inserción/desinserción, que representan 5 años de uso, se registró

la fuerza de retención de cada elemento plástico estudiado. Se obtuvieron 240 valores de fuerza de retención por cada elemento plástico, incluyendo el ciclo 1. Para ello se utilizó la misma máquina de registro de fuerza de retención.



(a) Operador realizando inserción



(b) Operador realizando desinserción

Figura 13. Fase manual realizada por operador, 1 ciclo de inserción/desinserción con atache de Bola Alfabio.

5.7. INSTRUMENTO DE PRUEBA

La máquina PASCO AP-8214 es un modelo a escala reducida de un dispositivo de ingeniería, tal como una máquina de ensayo de materiales. Mide hasta 50 N.

Para obtener los valores de fuerza de retención inicial y fuerza de retención cada 21 ciclos de inserción/desinserción, los bloques de prueba fueron montados por el operador y desinsertados por la máquina de prueba. Un sensor de fuerza conectado a una interface, y girando una manivela de alta calidad permitió determinar la fuerza de retención de los dispositivos (Fig. 14). La máquina fue calibrada cada 988 ciclos (un año).

Los valores tomados de forma continua, y mediante el software DataStudio permitieron crear un gráfico en tiempo real.

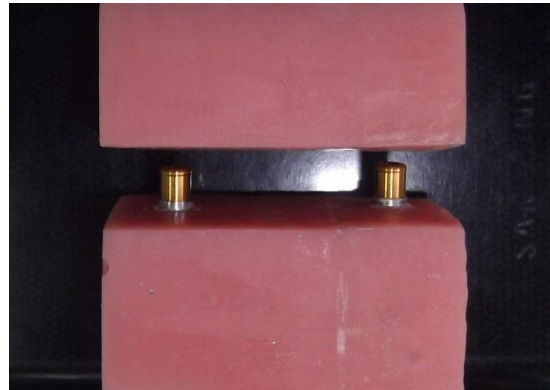


Figura 14. Bloques de prueba montados sobre máquina PASCO AP-8214 durante medición de fuerza de retención.

5.8. ANÁLISIS DE LOS DATOS

Para la comparación de la fuerza de retención inicial de los elementos plásticos de cada sistema de atache con los informados por el fabricante, se utilizaron:

Software Excel, para la obtención de medidas descriptivas (promedio, mediana, desviación estándar) y gráfico asociado.

Método bootstrap de remuestreo, para la construcción de intervalos de confianza, debido a que la muestra es muy pequeña y se desconoce su distribución.

H₀: La fuerza de retención inicial media por elemento plástico coincide con la especificación del fabricante, versus

H₁: La fuerza de retención inicial media por elemento plástico no coincide con la especificación del fabricante.

Para el registro de las fuerzas de retención de los elementos plásticos obtenidos por ciclos de inserción/desinserción, se utilizaron:

Software Excel, para la obtención de medidas descriptivas (promedio, mediana, desviación estándar) y construcción de gráficos.

Software R, proyect for statistiscal computing, para análisis de datos de las series de tiempo de cada elemento plástico. Éstas corresponden al conjunto de observaciones de una variable cuantitativa que se obtienen en períodos regulares a través del tiempo; también se conoce como series temporales o series cronológicas. La unidad de tiempo puede ser: hora, día, semana, mes, trimestre, año o cualquier período considerado de interés.

6. RESULTADOS

6.1. Comparación de las fuerzas de retención inicial de cada elemento plástico versus fabricante

Debido a que se desconoce la distribución de la variable bajo estudio y además el tamaño de muestra es muy pequeño ($n=4$), para verificar si la fuerza de retención inicial de cada elemento plástico es consistente con las especificaciones dadas por los fabricantes, se aplicó el método Bootstrap de remuestreo para la construcción de intervalos de confianza del 95% (IC 95%). A través de este método se simularon 1000 observaciones en cada caso, basadas en los valores obtenidos a partir de las muestras.

La Tabla I expone las principales medidas descriptivas obtenidas a partir de las fuerzas de retención inicial de cada grupo de muestras de elementos plásticos ($n=4$) y el valor entregado por el fabricante según catálogo Kerator e información solicitada al fabricante de Alphabio.

ELEMENTO PLÁSTICO	n	Promedio (N)	Mediana (N)	DS	Valor Mínimo (N)	Valor Máximo (N)	Valor Fabricante (N)
Kerator azul	4	3,525	3,650	0,36	2,990	3,810	5,33
Kerator rosa	4	9,60	9,29	1,29	8,50	10,24	10,64
Kerator rojo	4	3,580	3,710	0,65	2,7	4,2	3,55
Bola estándar	4	6,060	5,985	0,37	5,71	6,56	12,74
Bola soft	4	5,235	5,175	0,65	4,61	5,98	8,82

Tabla I. Medidas descriptivas de la fuerza de retención inicial, en newton, de las muestras obtenidas de cada elemento plástico (DS= desviación estándar).

La Tabla II entrega los límites de los intervalos de confianza del 95% (IC 95%) obtenidos a partir del método Bootstrap para cada muestra de elemento plástico y el valor del fabricante. Según los valores obtenidos, se observa que sólo Kerator con elemento plástico rosa y Kerator con elemento plástico rojo, incluyen dentro de su intervalo el valor dado por el fabricante por ende, podría estimarse que éstos provienen de una misma población. En los elementos plásticos azul de Kerator y soft y estándar de Bola Alphabio, los valores del fabricante no están contenidos dentro del intervalo de confianza generado con el método bootstrap de percentiles.

ELEMENTO PLÁSTICO	Promedio Bootstrap (N)	Valor Fabricante (N)	IC 95%	
			Límite Inferior (N)	Límite Superior (N)
Kerator azul	3,525	5,33	3,16	3,75
Kerator rosa	9,60	10,64	8,06	10,66
Kerator rojo	3,580	3,55	2,895	4,07
Bola estándar	6,060	12,74	5,79	6,388
Bola soft	5,235	8,82	4,69	5,78

Tabla II. Límites de los Intervalos de confianza del 95% para la fuerza de retención media inicial, en newton, de acuerdo al método de Bootstrap, para cada elemento plástico.

6.2. Fuerzas de retención de los elementos plásticos obtenidos por ciclos de inserción/desinserción

6.2.1. Medidas descriptivas de los elementos plásticos estudiados

La Tabla III y el Gráfico 1, muestran la distribución de las fuerzas de retención simuladas para cada elemento plástico. En ella se puede observar una gran diferencia entre los distintos sistemas. Específicamente, todas muestran medidas de centralidad (Promedio y Mediana) bastante distintas, siendo Kerator con elemento plástico azul el que presenta las fuerzas de retención más bajas y Kerator con elemento plástico rosa, las más altas. Además, el Gráfico 1 muestra que la variable bajo estudio, presenta valores más dispersos en Kerator con elemento plástico rojo y más concentrados en Kerator con elemento plástico azul. Destaca además el hecho de la gran cantidad de valores atípicos que presenta Kerator con elemento plástico rosa, característica que no presenta Kerator con elemento plástico rojo ni Bola con elemento plástico soft.

ELEMENTO PLÁSTICO	Promedio (N)	Mediana (N)	Valor Mínimo (N)	Valor Máximo (N)	Q1	Q3
Bola estándar	8,26	8,15	4,94	12,21	7,60	8,97
Bola soft	7,45	7,14	5,68	11,17	6,20	8,61
Kerator azul	6,02	5,95	3,94	8,39	5,54	6,45
Kerator rojo	11,00	11,28	5,34	14,07	9,58	12,45
Kerator rosa	12,50	12,29	8,00	16,39	11,72	13,10

Tabla III. Medidas descriptivas de las 240 observaciones de la fuerza de retención, en newton, simuladas para cada elemento plástico.

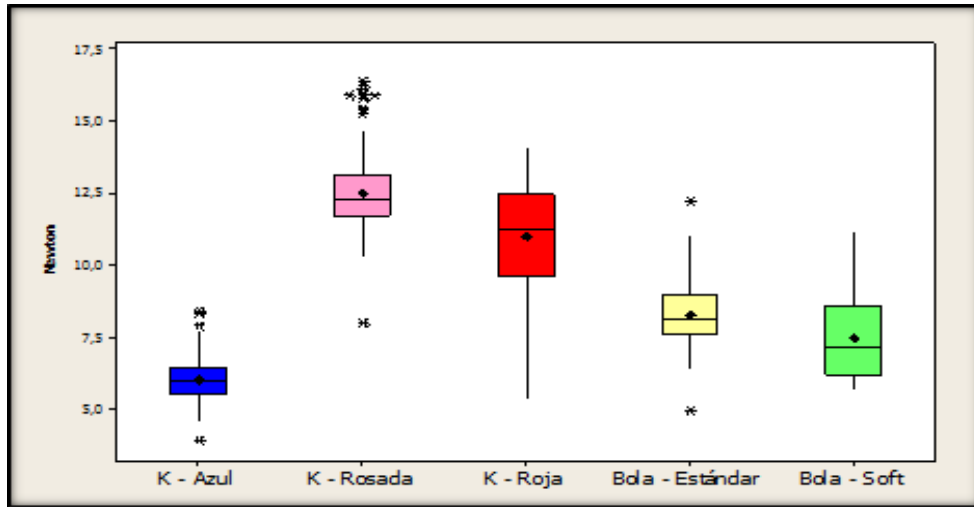


Gráfico 1. Box-Plot de las fuerzas de retención, por par de elementos plásticos.

6.2.2. *Series de tiempo de las fuerzas de retención de los elementos plásticos*

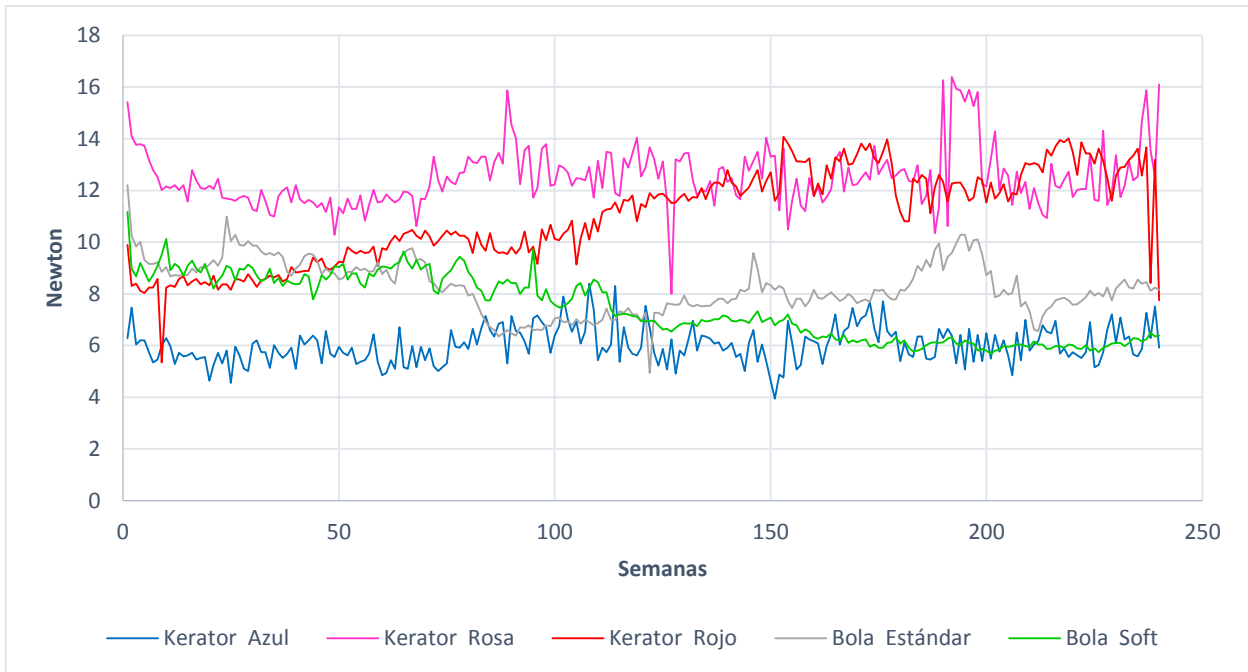


Gráfico 2. . Series de tiempo de la fuerza de retención de los cinco elementos plásticos evaluados.

El Gráfico 2. Muestra la secuencia de observaciones obtenidas en la simulación de la fuerza de tracción, medida en newton, de todos los elementos plásticos, los cuales presentaron distinto comportamiento.

Los Gráficos secuenciales del 3 al 7 muestran la secuencia de observaciones obtenidas en la simulación de la fuerza de retención de cada elemento plástico utilizado en el estudio, considerando como unidad de tiempo 1 semana.

El Gráfico 3 muestra que las fuerzas de retención simuladas para el caso de Bola con elemento plástico estándar, son bastante estables en el tiempo ($DS=1,03N$). Sin embargo, es posible apreciar que los valores en general presentan un comportamiento inestable, existiendo un punto de ruptura de la media entre las semanas 100 y 150. Además, de acuerdo a lo indicado en la Tabla IV, durante todo el período estudiado, el 75% de las observaciones obtuvo valores entre los 4,94N (Mínimo) y los 8,97N (Q3).

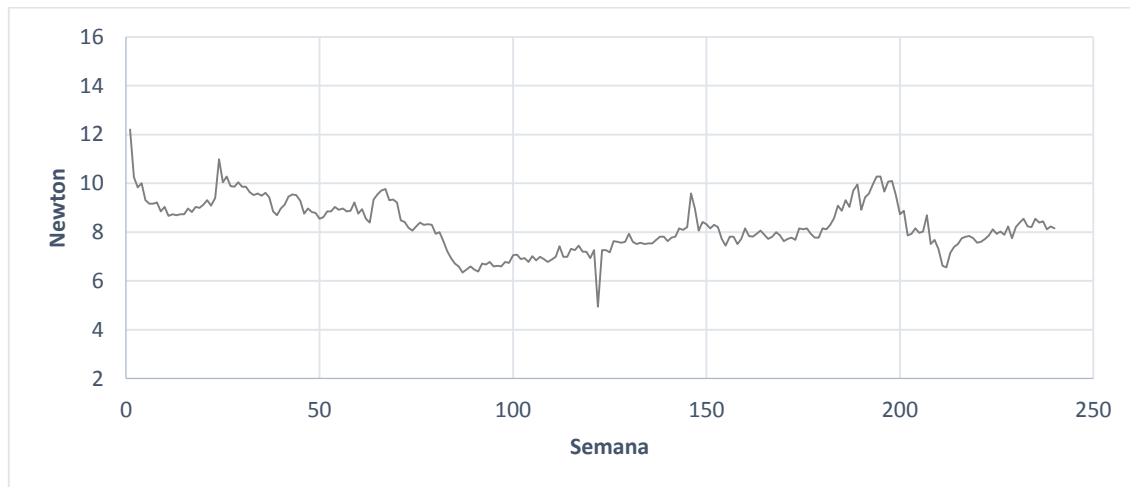


Gráfico 3. Serie de tiempo de la fuerza de retención, Bola con elemento plástico estándar.

El Gráfico 4 muestra la serie formada por las fuerzas de retención simuladas para el caso de Bola con elemento plástico soft, el cual presenta una DS de 1,25N. Su comportamiento es bastante diferente entre dos períodos, cuyo quiebre se produce alrededor de la semana 110. Hasta la semana 112, los valores fueron superiores a 8N ($DS= 0,56N$), mientras que para el resto de la serie, todos los valores fueron

inferiores a 8N ($DS= 0,48N$), lo que indica que la serie no tiene una varianza constante. Sólo desde la semana 160 presenta un comportamiento constante. Según lo indicado en la Tabla IV, durante todo el período estudiado, el 75% de los casos permanece entre los 5,68N (Mínimo) y los 8,61N (Q3).

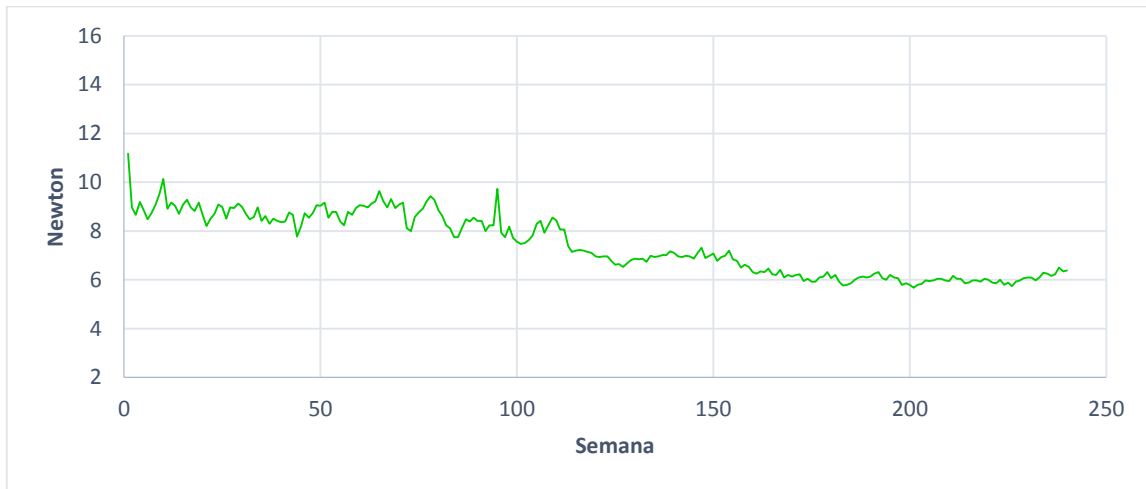


Gráfico 4. Serie de tiempo de la fuerza de retención, Bola con elemento plástico soft

El Gráfico 5 muestra que las fuerzas de retención simuladas para el caso de Kerator con elemento plástico azul, son bastante estables en el tiempo con una media constante de 6,02N con una $DS=0,7N$, por lo que no presentan tendencia y permite visualizar que durante todo el período estudiado, el 50% de los valores permanece entre los 5,54N (Q1) y los 6,45N (Q2).

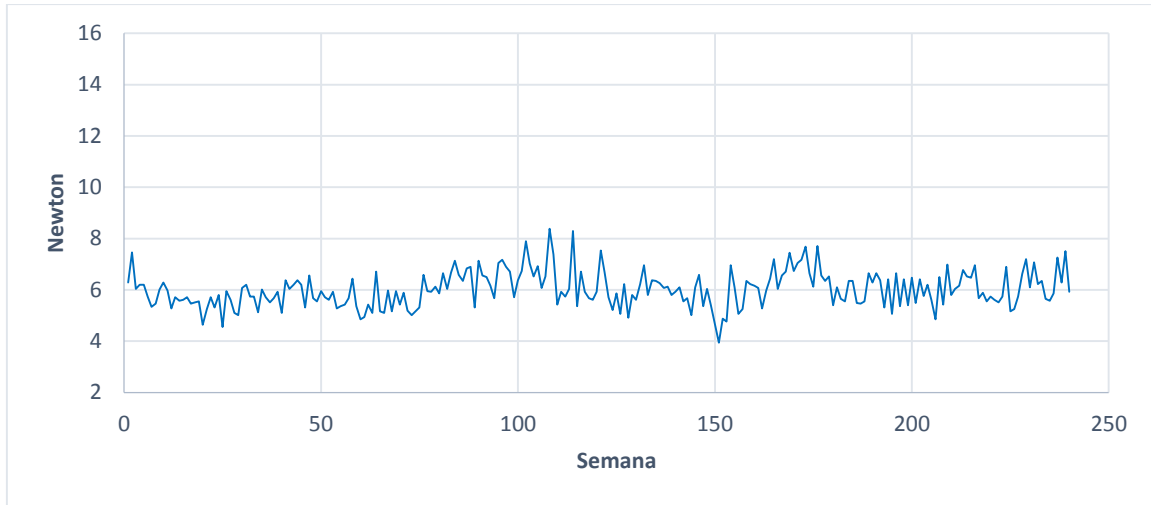


Gráfico 5. Serie de tiempo de la fuerza de retención, Kerator con elemento plástico azul.

El Gráfico 6 muestra que las fuerzas de retención simuladas para el caso de Kerator con elemento plástico rojo, son las más inestables en el tiempo ($DS=1,79N$) y presentan un comportamiento que indica una tendencia al aumento con un valor mínimo de 5,34N, obtenido al comienzo de la serie, alcanzando su valor máximo (14,07N) en la semana 153. A partir de esa semana, la serie presenta un comportamiento muy variable, alcanzando un valor de 14,01N casi al final del período simulado (semana 219).

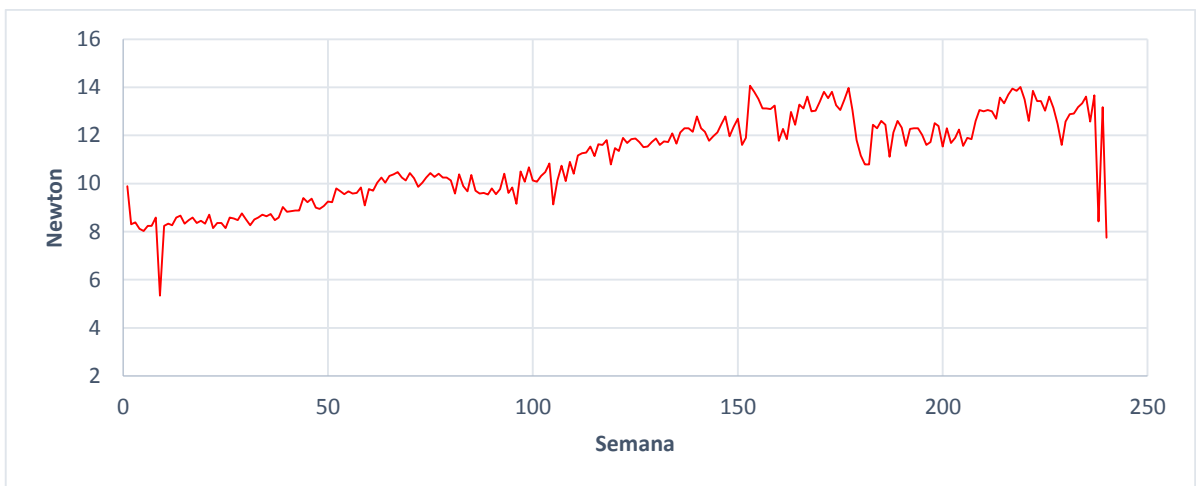


Gráfico 6. Serie de tiempo de la fuerza de retención, Kerator con elemento plástico rojo.

El Gráfico 7 muestra que las fuerzas de retención simuladas para el caso de Kerator con elemento plástico rosa, aunque presentan una baja variabilidad ($DS=1,15N$), sin una tendencia particular, su comportamiento presenta fluctuaciones que se debieran analizar, ya que, de acuerdo a lo que se indica en la Tabla IV, durante todo el período estudiado, al menos el 75% de los valores permanece entre los 11,72N (Q1) y los 16,39N (Máximo).

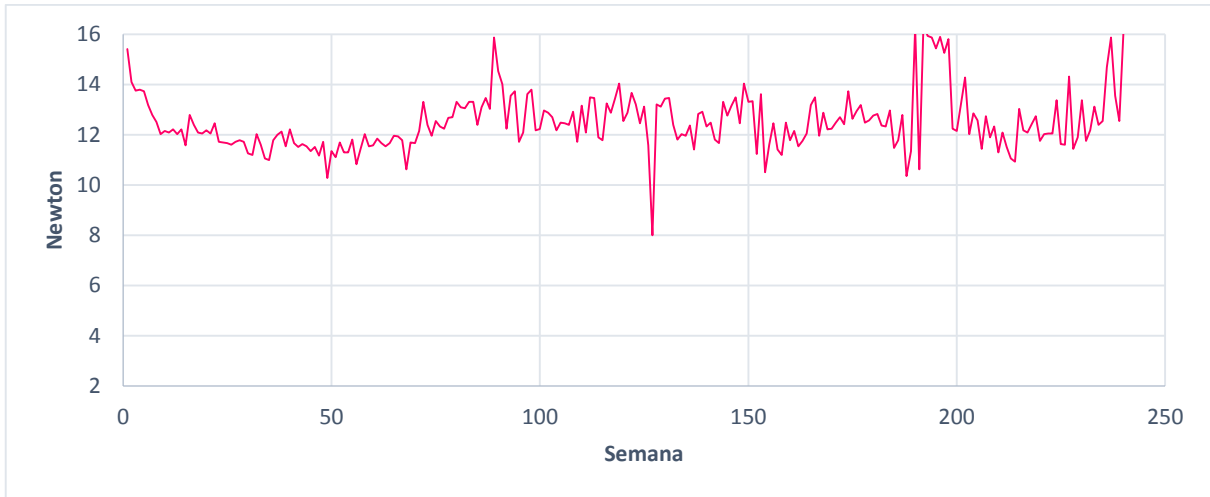


Gráfico 7. Serie de tiempo de la fuerza de retención, Kerator con elemento plástico rosa.

7. DISCUSIÓN

Este estudio representa el inicio de una línea de investigación en la rehabilitación con sobredentaduras en Chile. Actualmente se están implementando programas de rehabilitación en el sistema público, donde los ataches Kerator de Kerator System y Bola de Alphabio con sus respectivos elementos plásticos son los más utilizados. Sin embargo en el país no existen estudios publicados que evalúen su comportamiento.

Tras la evaluación del desempeño de los respectivos dispositivos, los resultados obtenidos indican que existe gran variabilidad en la fuerza de retención de los elementos plásticos respecto a los valores entregados por el fabricante, así como también en su comportamiento en el tiempo ante ciclos de inserción/desinserción.

Todos los promedios de fuerza de retención de los elementos plásticos evaluados individualmente fueron menores a los entregados por el fabricante en mayor o menor grado. Los que presentaron mayor diferencia fueron los elementos plásticos estándar y soft de Bola Alphabio y el elemento plástico azul de Kerator, mientras que los elementos plásticos rosa y rojo de Kerator presentaron un rango de variabilidad menor. El elemento plástico rosa de Kerator presentó las mejores características entre todos los elementos plásticos evaluados: el mayor grado de retención y fue acorde con el valor dado por el fabricante.

Todos los fabricantes proponen su propio sistema de diferenciación de retención para sus elementos plásticos basado en colores. Sin embargo en este estudio, los elementos plásticos rojo y azul de Kerator presentaron el mismo valor de retención. Esto podría deberse a que el diseño de doble retención del elemento plástico azul no es efectivo.

Esta evidencia permite deducir que la confección de los elementos plásticos de Kerator y Bola Alphabio no está estandarizada, excepto los elementos plásticos rosa y rojo de Kerator. Esta información es relevante en los programas de rehabilitación con sobredentadura que utilizan dos ataches, donde el grado de retención es uno de los parámetros más importantes en el momento de la instalación. Si éste se basara sólo en el catálogo del fabricante, podrían generarse resultados distintos a los

esperados e incluso insatisfacción con el tratamiento realizado.

El análisis de la retención individual de cada elemento plástico permite aplicar el principio físico que establece que la suma de más de una fuerza en la misma dirección sobre un cuerpo es sustituida por una única fuerza llamada “fuerza resultante”.

Al utilizar dos attaches, como lo fue el cuerpo de prueba de este estudio, la fuerza de retención resultante estaría dada por la suma de las fuerzas de retención individuales de los elementos plásticos dadas por el fabricante. Si se considera esto para los elementos plásticos rojo, azul y rosa de Kerator y estándar y soft de Bola Alphabio, esta fuerza debería haber sido 7,1 N, 10,66 N, 21,28 N , 25,48 N y 17,64 N respectivamente. Según lo anterior, a excepción del elemento plástico rojo de Kerator, todos los elementos plásticos evaluados deberían haber superado el mínimo de 10 N de retención total para una sobredentadura, que es lo establecido según literatura^{8, 29}.

Sin embargo, este estudio demostró que sólo Kerator con los elementos plásticos rosa y rojo, presentan valores de retención consistentes con la literatura la mayor parte del tiempo, a diferencia de los elementos plásticos estándar y soft de Bola Alphabio, donde sólo en cortos períodos superaron sutilmente el valor mínimo de la literatura. Por último el elemento plástico azul de Kerator nunca superó los 9 N. Esto se explica porque los valores de retención individual para el resto de elementos plásticos fueron menores que las entregadas por los fabricantes. Stephens y cols.³⁶ proponen que es necesario utilizar un sustituto salival en pruebas in vitro para alcanzar los valores de retención entregados por el fabricante, el cual no se utilizó en este estudio.

El número de ciclos de inserción/desinserción utilizados en este estudio no fue suficiente para generar una disminución de la fuerza de retención en el tiempo, confirmando la hipótesis planteada. Esto difiere de lo encontrado por autores como Rodrigues y cols.⁵³, quienes determinaron en su estudio que al terminar los 5.400 ciclos, equivalentes a cinco años, la disminución en la fuerza de retención fue

evidente para diseños similares tales como Bola Dalbo y Locator. Otros como Kobayashi y cols.⁴⁹, proponen que son necesarios más de 14.600 ciclos para generar una disminución significativa de la retención e incluso algunos proponen hasta 100.000.

Una observación importante es que los elementos plásticos estándar y soft de Bola Alphabio a pesar de no presentar una evidente tendencia a la disminución en el tiempo, su comportamiento indica que es probable que necesiten menos ciclos de inserción/desinserción en comparación a los elementos plásticos de Kerator para generar una pérdida de su fuerza de retención. La única forma de evidenciar esta disminución sería mediante una evaluación por mayor cantidad de ciclos.

En el presente estudio hay hallazgos que difieren con la literatura y que son de relevancia, los que se describen a continuación.

El período de adaptación varía para los distintos elementos plásticos. Kerator con sus elementos plásticos azul, rojo y rosa presentaron un período de adaptación que va desde las 9 a las 15 semanas, mientras que los elementos plásticos soft y estándar de Bola Alphabio presentaron períodos de adaptación completamente diferentes, el primero menor a 10 semanas y el segundo mayor a las 20 semanas. Esto último difiere de lo encontrado por Ortegón y cols.⁵², quienes para un diseño de atache esférico determinaron un período de adaptación in vitro de 100 ciclos, esto equivale en el presente estudio a 4,7 semanas. Este rango de tiempo debe ser considerado al evaluar el desempeño óptimo de una sobredentadura, pues sólo después de éste se podrá valorar si la retención proporcionada es la adecuada para el paciente.

El comportamiento en el tiempo evaluado bajo ciclos de inserción/desinserción de los cinco elementos plásticos fue notablemente distinto, sin embargo todos tuvieron en común períodos de aumento de la fuerza de retención con un consecutivo descenso de forma reiterada, en algunos más que otros, durante todo el proceso. Esto puede ser explicado por la deformación permanente de los elementos plásticos, al material de confección de los mismos e incluso, a los pigmentos empleados resultando en un

aumento de dureza y rugosidad de la superficie. Esta última fue corroborada al finalizar cada una de las pruebas.

Considerando el valor de retención individual de cada elemento plástico y la fuerza de retención resultante de dos de ellos, se deduce que presentan indicaciones diferentes.

El elemento plástico azul de Kerator al presentar un bajo grado de retención y la mejor estabilidad en el tiempo, puede ser útil en casos de motricidad limitada.

Para los elementos plásticos soft y estándar de Bola Alphabio, el fabricante garantiza una duración efectiva de un año. Esto fue confirmado para ambos elementos plásticos, a pesar de que su fuerza de retención individual fue muy inferior a la dada por el fabricante. Además, el comportamiento en el tiempo de ambos fue diferente, lo que podría atribuirse a un distinto material de fabricación. Al igual que el elemento plástico azul de Kerator, estaría indicado en condiciones de motricidad reducida.

A las características positivas mencionadas previamente para el elemento plástico rosa de Kerator, se suma que podría indicarse cuando la retención es un factor clave para el confort del paciente.

El elemento plástico rojo presentó un comportamiento anómalo donde el valor registrado de forma individual fue de 3,58 N y en su evaluación en el bloque de prueba con dos ataches presentó un promedio de fuerza de retención resultante de 11 N, lo que no coincide con los principios básicos de la física. Se obtuvo además un patrón de aumento progresivo en la fuerza de retención de este elemento plástico, lo cual también ha sido hallado en otros estudios con ataches similares^{49, 53}. Este fenómeno podría ser explicado por su utilización en pilares paralelos, en lugar de su indicación clínica (pilares no paralelos) lo que sumado a la deformación permanente pudieron potenciar este aumento progresivo de la fuerza de retención. Según estos resultados, no sería recomendable utilizar este elemento plástico en una situación diferente a la indicada por el fabricante.

Producto de lo expuesto anteriormente se sugiere no usar indistintamente los

elementos plásticos entre sistemas similares, además no se han estudiado los resultados clínicos de este intercambio.

Cabe destacar que entre las semanas 100 y 150, es decir entre los 25 y 37,5 meses, todos los elementos plásticos registraron un patrón de marcado descenso. Se proponen estudios posteriores para determinar su naturaleza y si corresponde a la manifestación del inicio de alguna etapa, como podría ser la disminución de la fuerza de retención.

La metodología de este trabajo permite obtener un acercamiento al uso cotidiano de una sobredentadura. Esto debido a que gran parte del experimento se realizó de forma manual, donde los ciclos de inserción/desinserción fueron en el eje axial de los pilares, tal como se indica clínicamente, incluyendo el componente de variabilidad que se puede presentar en una situación real.

Limitaciones

- Los fabricantes no exponen los estudios de los elementos plásticos expuestos en su catálogo.
- El número de muestras y bloques de prueba pequeños se relaciona directamente al alto costo de adquisición.

8. CONCLUSIONES

En este estudio se concluye que:

- Sólo los elementos plásticos rosa y rojo de Kerator tienen un valor de retención inicial coincidente con lo propuesto por el fabricante, mientras que el resto es menor.
- Sólo los pares de Kerator con elementos plásticos rosa y rojo presentan valores de retención consistentes con la literatura⁸, los cuales se observan en más de la mitad el período de estudio.
- Los 5020 ciclos no fueron suficientes para generar una disminución en la fuerza de retención en los cinco elementos plásticos evaluados. Se necesitan más ciclos para observar una tendencia clara.
- Todos los elementos plásticos mostraron comportamientos diferentes.

El elemento plástico azul de Kerator es el más estable de los cinco y el de menor retención.

El elemento plástico rosado a pesar de ser relativamente estable y el más retentivo, presenta fluctuaciones notables.

El elemento plástico rojo es el único que presenta un patrón de aumento de retención en casi todo el período estudiado, siendo éste un comportamiento atípico.

Los elementos plásticos estándar y soft tienen un comportamiento muy irregular y diferente entre sí durante todo el período y probablemente son los que duren menos. El estándar es el más irregular de los dos y presenta fluctuaciones notables, mientras que en el soft se observan dos etapas diferenciadas, cada una con valores más bien estables, caracterizándose la segunda por ubicarse en un rango menor de retención.

La base de datos generada con este estudio, si bien es limitada, permitirá a futuros investigadores continuar con esta línea de investigación y dar el paso a un estudio in vivo que permita evaluar la retención y el grado de satisfacción asociada.

9. SUGERENCIAS

- Se deberían realizar más estudios para poder obtener evidencia más contundente, avalada por una muestra mayor que la conseguida para este análisis y comprobar todos los hallazgos de este estudio
- Simular la prueba en un ambiente semejante al encontrado clínicamente, como medio húmedo, temperatura bucal e influencia de alimentos y así acercarse a resultados más fiables del comportamiento de los attaches con sus respectivos elementos plásticos.
- Comprobar en estudios posteriores si los valores obtenidos en este análisis para los elementos plásticos son suficientes para generar satisfacción en los pacientes respecto al grado de retención de sus sobredentaduras.
- Se recomienda probar el elemento plástico rojo de Kerator en un modelo con pilares no paralelos, como lo indica el fabricante.

10. RESUMEN

Introducción. En la salud pública chilena hay programas de rehabilitación con sobredentaduras mandibulares que usan ataches sin respaldo científico.

La hipótesis de investigación es que no existe disminución en la fuerza de retención (FR) en elementos plásticos (EP) de dos sistemas de ataches después de 5020 ciclos de inserción/desinserción (CID).

Objetivo. Analizar in vitro el comportamiento de FR de cinco EP de dos sistemas de atache ante 5020 CID.

Materiales y método. Este estudio experimental in vitro evaluó los EP azul (A), rojo (R) y rosa (RO) de Kerator System y soft (S) y estándar (E) de Bola Alphabio (ARROSE). Se confeccionaron tres bloques de acrílico, uno inferior común con dos implantes con los pilares de cada sistema de atache y dos bloques superiores representando con las cazoletas respectivas. Se midió la retención inicial de cada EP y la FR cada 21 ciclos manuales con la máquina PASCO AP-8214, hasta completar 5020 ciclos. Se utilizó software Excel y software R.

Resultados. Sólo el promedio de FR inicial de R y RO coincidió con el fabricante. El promedio de FR ante CID para EP ARROSE fue 6,02N(DS=0,7N), 11N(DS=1,79N), 12,5N(DS=1,15N), 7,45N(DS=1,25N) y 8,26N(DS=1,03N), sin tendencia clara en ninguno.

Discusión. El número de ciclos no fue suficiente para generar disminución de la FR.

La confección de EP R y RO está estandarizada.

Existen períodos de aumento de FR explicado por la deformación, material, pigmentos, etc.

Conclusión. Son necesarios más ciclos y estudios para evaluar la retención y grado de satisfacción in vivo.

11. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Ministerio del Desarrollo Social. Informe de política social. Santiago: Nicolás Andrade; 2013 p. 103.
2. Sala E, García P. Odontología preventiva y comunitaria. 3^{ra} Edición, Barcelona: Elsevier España; 2013.
3. Gamonal J. Prevalencia de enfermedades periodontales y de caries dental en la población de 35-44 y 65-74 años de nivel socioeconómico bajo y medio bajo de la provincia de Santiago, Región Metropolitana y determinación de los recursos necesarios para su tratamiento [Magíster]. Facultad de Odontología Universidad de Valparaíso; 1996.
4. Badenier O, Moya R, Cueto A. Estudio de prevalencia de Enfermedades Bucodentales y necesidades de tratamiento en la V región. Universidad de Valparaíso, Chile. Valparaíso, FONIS. 2007.
5. Ministerio de Salud. Resultados I Encuesta Nacional de Salud Chile. Santiago: Departamento de Salud Pública PUC; 2003.
6. Ministerio de Salud. II Encuesta de Calidad de Vida y Salud Chile. Santiago: División de Planificación Sanitaria; 2006.
7. Ministerio de Salud. Encuesta Nacional de Salud ENS Chile. Santiago: Departamento de Salud Pública PUC; 2010.
8. Mallat Desplats E, Mallat Callís E. Prótesis parcial removible y sobredentaduras. 2^{da} Edición, Madrid: Elsevier; 2004.
9. Stellingsma C, Vissink A, Meijer H, Kuiper C, Raghoobar G. Implantology and the severely resorbed edentulous mandible. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*. 2004; 15(4):240-248.
10. Bilhan H, Geckili O, Ergin S, Erdogan O, Ates G. Evaluation of satisfaction and complications in patients with existing complete dentures. *Journal of Oral Science*. 2013; 55(1):29-37.
11. Ministerio de Salud. Guía Clínica Salud Oral Integral para Adultos de 60 años. Santiago: MINSAL; 2010.
12. Kumar L. Biomechanics and clinical implications of complete edentulous state. *Journal of Clinical Gerontology and Geriatrics*. 2014; 5(4):101-104.
13. Ettinger R, Jakobsen J. A comparison of patient satisfaction and dentist evaluation of overdenture therapy. *Commun Dent Oral Epidemiol*. 1997; 25(3):223-227.
14. Fouda S, Al-Attar M, Virtanen J, Raustia A. Effect of Patient's Personality on Satisfaction with Their Present Complete Denture and after Increasing the Occlusal Vertical Dimension: A Study of Edentulous Egyptian Patients. *International Journal of Dentistry*. 2014; 2014:1-7.

15. Ettinger R. Overdentures: a longitudinal perspective [Doctorado]. Universidad de Sydney; 1992.
16. Fenton A. The decade of overdentures: 1970-1980. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1998; 79(1):31-36.
17. The Academy of Prosthodontics. The Glossary of Prosthodontic Terms. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2005; 94(1):10-92.
18. Thomason J, Kelly S, Bendkowski A, Ellis J. Two implant retained overdentures—A review of the literature supporting the McGill and York consensus statements. *Journal of Dentistry*. 2012; 40(1):22-34.
19. Lauzardo García del Prado Gema, Muguercia González Daya, Gutiérrez Hernández María Elena, Áreas Tabares Odalys, Quintana Castillo Maritzabel. La sobredentadura, una opción válida en Estomatología. *Rev Cubana Estomatol [revista en la Internet]*. 2003 Dic [citado 2015 Jul 14]; 40(3). Disponible en: http://scielo.sld.cu/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0034-75072003000300004&lng=es.
20. Manns A. Sistema estomatognático, Fundamentos clínicos de fisiología y patología funcional. 2^{da} Edición, Santiago: AMOLCA; 2010.
21. Misch C. Prótesis dental sobre implantes. 1^{ra} Edición, Madrid: Elsevier; 2006.
22. Veeraiyan D, Ramalingam K, Bhat V. Textbook of prosthodontics. 1^{ra} Edición, New Delhi: Jaypee Brothers; 2003.
23. Vinícius P. Alternative esthetic and cost-effective therapy using a removable partial overdenture for the treatment of a patient with class III malocclusion. *Braz j Oral Sci*. 2006; 5(16):985-990.
24. Bansal S, Aras M, Chitre V. Guidelines for treatment planning of mandibular implant overdenture. *J Dent Implant*. 2014; 4(1):86-90.
25. Budtz-Jørgensen E. Effect of controlled oral hygiene in overdenture wearers: a 3-year study. *Int J Prosthodont*. 1991; 4(3):226-231.
26. Rodríguez-Argueta O, Figueiredo R, Valmaseda-Castellon E, Gay-Escoda C. Postoperative Complications in Smoking Patients Treated With Implants: A Retrospective Study. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 2011; 69(8):2152-2157.
27. Ettinger R. Periodontal considerations in an overdenture population. *Int J Prosthodont*. 1996; 9(3):230-238.
28. Meijer H, Raghoobar G, de Waal Y, Vissink A. Incidence of peri-implant mucositis and peri-implantitis in edentulous patients with an implant-retained mandibular overdenture during a 10-year follow-up period. *J Clin Periodontol*. 2014; 41(12):1178-1183.

29. Scherer M, McGlumphy E, Seghi R, Campagni W. Comparison of retention and stability of two implant-retained overdentures based on implant location. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2014; 112(3):515-521.
30. Boucher C. *Prostodoncia total de Boucher*. 10ª Edición, México: Mc Graw-Hill Interamericana; 1990.
31. Feine J, Carlson G, Awad M, Chehade A, Dunkan W, Gizani S. The McGill Consensus Statement on Overdentures: Mandibular two-implant overdentures as first choice standard of care for edentulous patients. *Gerodontology*. 2002; 19(1):3-4.
32. British Society for the Study of Prosthetic Dentistry. The York consensus statement on implant-supported overdentures. *Eur J Prosthodont Restor Dent*. 2010; 18(1):42.
33. Lee J, Kim H, Shin S, Bryant S. Number of implants for mandibular implant overdentures: a systematic review. *The Journal of Advanced Prosthodontics*. 2012; 4(4):204-209.
34. Cooper L, Limer B, Gates W. "Rules of 10"--guidelines for successful planning and treatment of mandibular edentulism using dental implants. *Compend Contin Educ Dent*. 2012; 33(5):335-336.
35. Mallat-Callís E. Aspectos de interés en el diseño de sobredentaduras sobre implantes. *RCOE [revista en la Internet]*. 2006 Jun [citado 2015 Jul 14]; 11(3): 329-343. Disponible en: http://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1138-123X2006000300004&lng=es.
36. Stephens G, di Vitale N, O'Sullivan E, McDonald A. The Influence of Interimplant Divergence on the Retention Characteristics of Locator Attachments, a Laboratory Study. *Journal of Prosthodontics*. 2014; 23(6):467-475.
37. Yang T, Maeda Y, Gonda T, Kotecha S. Attachment systems for implant overdenture: influence of implant inclination on retentive and lateral forces. *Clinical Oral Implants Research*. 2011; 22(11):1315-1319.
38. Payer M, Kirmeier R, Jakse N, Pertl C, Wegscheider W, Lorenzoni M. Surgical factors influencing mesiodistal implant angulation. *Clinical Oral Implants Research*. 2008; 19(3):265-270.
39. Stewart K, Rudd K, Kuebker W. *Prostodoncia Parcial Removible*. 2ª Edición, Caracas: Actualidades Médico Odontológicas Latinoamérica; 1993.
40. Rutkunas V, Mizutani H, Takahashi H. Influence of attachment wear on retention of mandibular overdenture. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2007; 34(1):41-51.
41. Burns D, Unger J, Coffey J, Waldrop T, Elswick R. Randomized, prospective, clinical evaluation of prosthodontic modalities for mandibular

- implant overdenture treatment. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2011; 106(1):12-22.
42. Dentalunion.nl. Dental Union Plandent [Internet]. 2014 [cited 7 December 2014]. Available from: <http://www.dentalunion.nl/catnew/php/showmodule.php?Module=6475>
 43. Zestanchors.com. LOCATOR Overdenture Attachment System | Zest Anchors [Internet]. 2014 [cited 5 December 2014]. Available from: <http://www.zestanchors.com/products/products-locator>
 44. Preat.com. PREAT Precision Attachments | PREAT CORPORATION Precision Attachments [Internet]. 2014 [cited 4 December 2014]. Available from: <http://www.preat.com/haderinst.html>

 45. Preat.com. PREAT Precision Attachments [Internet]. [cited 4 December 2014]. Available from: http://www.preat.com/plastwax_dolder-tech.htm
 46. Dynadental.com. Dyna dental [Internet]. 2014 [cited 4 December 2014]. Available from: <http://www.dynadental.com/nl/Dyna+Magneet+Systeem/Dyna+Magneet+Systeem>
 47. Catálogo de productos Alphabio TEC Simplantology. 2013
 48. Catálogo Kerator, Kerator System. Presentación del sistema de anclaje para sobre- dentadura. Catalana Dental.
 49. Kobayashi M, Srinivasan M, Ammann P, Perriard J, Ohkubo C, Müller F et al. Effects of in vitro cyclic dislodging on retentive force and removal torque of three overdenture attachment systems. *Clinical Oral Implants Research*. 2013; 25(4):426-434.
 50. Petropoulos V, Mante F. Comparison of Retention and Strain Energies of Stud Attachments for Implant Overdentures. *Journal of Prosthodontics*. 2011; 20(4):286-293.
 51. Rutkunas V, Mizutani H, Takahashi H, Iwasaki N. Wear simulation effects on overdenture stud attachments. *Dent Mater J*. 2011; 30(6):845-853.
 52. Ortegón S, Thompson G, Agar J, Taylor T, Perdakis D. Retention forces of spherical attachments as a function of implant and matrix angulation in mandibular overdentures: An in vitro study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2009; 101(4):231-238.
 53. Rodrigues E, Figueiral M, Fonseca P, Vas M, Morais F. In vitro study of the insertion and disinsertion effect on retention of two attachment systems of an overdenture on two implants. *Rev Odonto Cienc*. 2014; 29(1):1-5.

- 54.** Besimo C, Guarneri A. In vitro retention force changes of prefabricated attachments for overdentures. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2003; 30(7):671-678.
- 55.** Jabbour Z, Fromentin O, Lassauzay C, Abi Nader S, Correa J, Feine J et al. Effect of Implant Angulation on Attachment Retention in Mandibular Two-Implant Overdentures: A Clinical Study. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*. 2013; 16(4):565-571.