

Efecto de combinación de materiales de inclusión a diferentes presiones sobre movilidad de dientes artificiales durante el procesamiento protésico

Effect of the combination of materials for inclusion at different pressures on the mobility of artificial teeth during prosthetic processing

Resumen

Objetivo: Comparar los cambios en la posición de los dientes artificiales en las prótesis totales maxilares al momento del prensado, mediante la medición en puntos de referencia pre determinados, bajo una fuerza de presión de 800, 1 000 y 1 250 kg, empleando yeso tipo III (Whip Mix, USA®) o silicona de condensación (Zhermack, Italia) como materiales de inclusión. **Métodos:** Fueron fabricadas 36 prótesis superiores obtenidas desde un modelo de yeso de un único paciente edéntulo total. Las réplicas fueron divididas de forma aleatoria en seis grupos, cada uno con seis repeticiones, considerando las variables involucradas, materiales y fuerza evaluada, tras el prensado y acrilizado. La diferencia entre los puntos referenciales fue establecida mediante Autocad (versión 21,2, Autodesk, España). **Resultados:** Se detectó una diferencia significativa entre la silicona y el yeso a 1 000 kg fuerza al 1% de nivel de significancia. **Conclusiones:** Existió mayor estabilidad en cuanto a movimiento cuando fue empleado como material de inclusión la silicona, con mejores resultados al emplear bajo 1 000 Kg fuerza de presión; independiente de la presión probada en todas las muestras existió movimiento en la posición original de los dientes artificiales.

Palabras clave: Materiales dentales; Movilidad dentaria; Prosthodontia.

Abstract

Objective: Compare the artificial teeth changes position in the maxillary total prosthesis at the time of pressing, by measuring at certain pre-determined reference points, under different types of pressure force of 800, 1 000 and 1 250 kg, using Type III gypsum (Whip Mix, USA®) and condensation silicone (Zhermack, Italy) as inclusion materials. **Methods:** 36 superior prostheses obtained from a plaster model of a single total edentulous patient were fabricated. The copies were randomly divided into 6 groups each with 6 repetitions, considering the involved variables, materials and evaluated strength after press and process of being transformed in acrylic. The difference between the reference points was established by Autocad (21.2 version Autodesk, Spain). **Results:** significant difference was detected between silicone and gypsum at 1 000 force at 1% of significance level. **Conclusions:** Standing out more stability in terms of movement when used silicone as material for inclusion, with better results when using under 1 000 kg pressure force, independent of the pressure tested in all samples there was movement in the artificial teeth original position

Keywords: Dental materials; Prosthodontics; Tooth mobility.

Letty Cecibel Jaramillo Ruiz ^{1,a}, Ana del Carmen Armas Vega ^{2,b}, Juan Pablo Rodríguez Villarreal ^{3,a}, Valeria Elizabeth Banderas Benítez ^{2,c}, María Fernanda Chávez Campuzano ^{1,d}, Jorge Augusto Naranjo Izurieta ^{4,a}

¹ Dentimagen centro odontológico. Quito, Ecuador.

² Universidad Tecnológica Equinoccial, Facultad de Odontología. Quito, Ecuador.

³ Nova dental el Inca. Quito, Ecuador.

⁴ Universidad Central del Ecuador, Facultad de Odontología. Quito, Ecuador.

^a Especialista en Rehabilitación Oral.

^b PhD en Operatoria Dental.

^c Máster en Teoría de Juegos, Economía Experimental y Econometría Aplicada.

^d Especialista en Prótesis Dentaria.

Correspondencia:

Juan Pablo Rodríguez Villarreal

Correo electrónico: pablorodri-@hotmail.es

Diego de Narvaez y Humberto Albornoz, Pichincha, Quito, Ecuador.

Coautores:

Letty Cecibel Jaramillo Ruiz

flaquilet@hotmail.com

Ana del Carmen Armas Vega

ana_del_ec@yahoo.es

Valeria Elizabeth Banderas Benitez

valeb88@hotmail.com

María Fernanda Chávez Campuzano

maferchacez21@gmail.com

Jorge Augusto Naranjo Izurieta

kikoliga2008@gmail.com

Conflicto de intereses: Los autores declaran no tener conflictos de interés.

Fuente de financiamiento: Autofinanciado

Fecha de recepción: 01/04/18

Fecha de aceptación: 21/10/18

Introducción

La confección de una prótesis total busca rehabilitar, mediante una estructura artificial apoyada en una base acrílica y dientes artificiales ¹, las funciones masticatoria, fonética y estética facial ², así como prevenir la destrucción futura del sistema estomatognático ^{3,4}. La gran cantidad de adultos mayores en la población ⁵ y el edentulismo en ellos presente, asociado a tratamientos fallidos ⁶, encuentra en la prótesis el método adecuado para devolver funcionalidad mecánica del sistema estomatognático. En ese contexto la disposición armoniosa entre los distintos elementos que conforman la prótesis constituye un factor importante ⁷, al buscar armonía con las estructuras anatómicas existentes ^{5,8,9}, las reglas de tamaño, forma, color y colocación de los dientes artificiales durante el enfilado ¹⁰, permitirán una reproducción natural y armónica de las estructuras del paciente ¹¹.

Los dientes artificiales constituyen parte esencial ¹² en la fabricación de las prótesis totales ¹³; sin embargo, son los elementos protésicos que con mayor frecuencia tienden a desprenderse de sus bases protésicas ⁶, por fallas en el establecimiento de curvas de compensación ¹⁴, en las relaciones oclusales y en ciertas ocasiones por fallas de procesamiento.

El recubrimiento del enfilado en la prótesis total, mediante silicona o yeso, constituyen los métodos empleados para mantener los dientes ubicados en su posición adecuada, durante su procesamiento, observando al emplear la silicona movimiento horizontal lingual de los dientes, asociados a la presión digital propia del proceso ^{15,16}, sin alterar el ajuste de los mismos a la base de la prótesis acrílica ¹⁷, permitiendo una copia fiel de la superficie esculpida en cera de la prótesis ¹⁸, siempre que se realicen retenciones mecánicas sobre su superficie externa.

La resina acrílica de termocurado constituye el material de elección en la fabricación de estas prótesis ¹⁹, pese a su susceptibilidad ²⁰ dependiente a su composición ^{21,22} y procesamiento ^{23,24} con presencia de una contracción inevitable ²⁵ relacionada con el monómero residual ¹². La alta frecuencia en la ejecución de este tipo de prótesis y las variaciones existentes en cuanto a su procesamiento, llevaron a evaluar los cambios en la posición de los dientes artificiales en las prótesis totales maxilares al momento del prensado bajo una fuerza de presión de 800, 1 000 y 1 250 kg, empleando yeso tipo III (Whip Mix, USA®) o silicona de condensación (Zhermack, Italia) como materiales de inclusión como objetivo del trabajo.

Métodos

Se presenta un estudio de tipo experimental, donde a partir de una impresión primaria obtenida mediante cubeta stock (Inox Desd Total U-DI, Pakistan) y alginato (Zhermack, Italia), fue elaborado un modelo de trabajo usando yeso tipo III (Whip Mix, USA) de una paciente edéntula total. Previamente se realizó bloqueo en zonas de retención e irregularidades con el uso de cera determinando la extensión de la cubeta individual a través de

la marcación de los terrenos protésicos (2 mm del fondo de surco) y las estructuras anatómicas del maxilar. Se diseñó una cubeta individual en resina acrílica autopolimerizable previo aislamiento. Realizado el recorte por acción muscular y el sellado periférico mediante godiva de baja fusión (Kerr, USA), sobre la cual fue colocada una capa delgada de adhesivo universal (Zhermack, Italia) y silicona de condensación leve (Zhermack, Italia) obteniendo una impresión definitiva. A partir de esta impresión, mediante yeso extraduro tipo IV (Zhermack, Italia), se obtuvo el modelo definitivo, sobre el cual fue elaborado una base de resina acrílica con rodetes de cera con altura para establecer la dimensión vertical y relación céntrica.

Tras fijar los modelos en el articulador semiajustable (Bio Art A7 Plus, Brasil), mediante el arco facial y el registro de mordida, fue establecida la forma, tamaño y color de los dientes artificiales (66, tamaño 3D, 34L; Duratone, Colombia) que fueron adaptados y enfilados siguiendo protocolos establecidos ²⁶; con un esquema oclusal balanceado bilateral, cuyas características fueron el contacto de todos los dientes en máxima intercuspidación y durante los movimientos mandibulares excéntricos, así las fuerzas oclusales propiciadas por los movimientos son compartidas por todos los dientes y en conjunto con las articulaciones temporomandibulares mejorando la estabilidad de la prótesis total, proporcionando una menor reabsorción del reborde alveolar ^{27, 28}.

A partir del modelo de trabajo del maxilar superior, fueron obtenidas 36 impresiones mediante silicona leve de condensación (Zhermack, Italia), transformadas en modelos empleando yeso extraduro tipo IV (Zhermack, Italia). Las réplicas obtenidas fueron analizadas visualmente por el investigador principal, descartando aquellas que presentaban diferencia con el modelo de trabajo original.

La colocación de los dientes sobre cada una de las bases duplicadas fue ejecutada siguiendo la disposición pre establecida en la prótesis base, empleando por cada tres muestras, un cilindro plástico previamente conformado, en cuyo interior fue adaptada silicona; los dientes fueron colocados en la posición previamente determinada y posteriormente recubiertos con cera fundida (Whip Mix, Estados Unidos) vertida y adaptada, en el cilindro. Después del enfriamiento a temperatura ambiente, el conjunto dientes, cera y modelo duplicado, fueron retirados del cilindro, este procedimiento fue repetido hasta conseguir la reproducción de 36 prótesis totales superiores enceradas de forma idéntica.

Mediante marcador permanente de punta 0,5 mm se establecieron seis puntos sobre los dientes de la prótesis aun en cera, empleando un acetato guía, regla milimetrada y paralelizador. Los puntos fueron establecidos en el borde incisal del incisivo central derecho a 2 mm del borde mesial, en el centro de la cúspide palatina del segundo premolar derecho e izquierdo a 2 mm de la cara palatina y en el centro de la cúspide mesio palatina del segundo molar derecho e izquierdo a 2 mm de la cara palatina.

Cada una de las réplicas con dientes articulados fueron adaptadas en una caja de 40x40 cm realizándose un registro fotográfico de ellos por medio de una cámara fotográfica (Canon EOS Rebel T5, Estados Unidos) fijada y posicionada a una distancia estandarizada para capturar las caras oclusales. Las imágenes obtenidas fueron llevadas al programa Autocad (versión 21,2, Autodesk, España).

Las réplicas de las prótesis enceradas fueron adaptadas dentro de muflas para procesamiento protésico mediante yeso tipo III (Whip Mix, USA), verificando la ausencia de contacto de los dientes con la tapa. El aislamiento del modelo fue realizando con aislante (Ruthinium, España). Las réplicas se dividieron en seis grupos (n=6), considerando dos materiales de revestimiento de los dientes y tres medidas de presión ejercida durante el procesamiento (800, 1 000 o 1 250 kg).

Según el grupo, sobre los dientes artificiales de cada una de las réplicas, fue colocado yeso clase IV (Whip Mix, USA) o silicona de condensación (Zhermack, Italia) cuidando que penetre completamente entre los espacios interdentes hasta colocar la tapa de la mufla. Todas las muflas, independientes al material empleado, fueron sumergidas en agua caliente a 100 °C por 10 minutos, tras su abertura, la cera residual fue eliminada completamente y colocada una capa de aislante (Ruthinium, España) para facilitar su posterior apertura, cuidando de no provocar desplazamientos de los dientes artificiales.

El monómero y polímero de la resina acrílica (Veracril, Colombia) fue preparada según las instrucciones del fabricante e insertada en la contramufla, ejerciendo presión durante 10 minutos, de forma lenta y constante en una prensa hidráulica a 800, 1 000 o 1 250 kg fuerza según el grupo. Una vez conseguido el cierre completo de la mufla y eliminado el exceso de resina, cada una de las muflas provistas de sus propias prensas fueron sometidas a cocción en agua hasta alcanzar 70 °C por 30 minutos, pasando luego a un proceso de ebullición por 180 minutos, ser sumergidas en agua a 40 °C por 30 minutos y pasar a ser enfriadas a temperatura del ambiente.

Una vez abierta la mufla y eliminados los residuos de yeso, cada una de las prótesis obtenidas fue pulida con pastas abrasivas (DiamondR, FGM-Brasil) y puntas de acrílico apropiadas. Los puntos fueron marcados en cada una de las prótesis recubiertos con grafito para tor-

narse más evidentes. Las prótesis fueron colocadas en la caja fotográfica en la posición antes realizada, para ser fotografiadas; las imágenes obtenidas fueron llevadas al programa Autocad (versión 21,2, Autodesk, España) para las mediciones correspondientes en los puntos determinados.

Los valores recolectados tras las mediciones considerando seis grupos cada uno con seis muestras y que en cada muestra existieron seis puntos evaluados antes y después, fueron registrados en tablas en Excel (Microsoft Corporation, Redmond, USA), depurados y sometidos a análisis en el programa SPSS versión 25 a través del análisis de ANOVA con el estadístico t de Student, considerando la diferencia entre las dos mediciones de desplazamiento de los dientes antes y después del procesamiento, entendiéndose que a mayor valor existió mayor desplazamiento.

Resultados

Considerando los materiales empleados y la diferencia entre las mediciones ejecutadas durante el procesamiento, entendiéndose que a menores valores de desplazamiento de la posición dentaria es mayor la estabilidad; se encontró que comparando yeso y silicona, el yeso permitió las mayores medias (0,1119 ± 0,1040 mm), es decir, mayor distorsión comparada con los valores conseguidos con la silicona (0,0940 ± 0,1456 mm) con una diferencia significativa entre ambos tratamientos ($p = 0,004$) en la prueba ANOVA con distribución t de Student. Sin embargo, este efecto se desvanece al analizar los kilogramos fuerza conseguidos con cada material y fuerza.

Al relacionar el grupo yeso, las menores medias fueron observadas con una fuerza de 1 250 kg (0,0690 ± 0,0450 mm) en cuanto que la mayor media fue observada a los 1 000 kg (0,1588 ± 0,1576 mm) donde también se presentaron valores atípicos (Tabla 1), con una diferencia significativa al 1% entre estos dos valores de fuerza (0,0897 ± 0,0290 mm), sin diferencias significativas al relacionar con los valores al aplicar los 800 kg fuerza que no se destacan en ser altos o bajos.

Con respecto a la silicona, la menor media fue observada a 1 000 kg fuerza (0,0628 ± 0,0517 mm) y la mayor media a 1 250 kg fuerza (0,1379 ± 0,2337 mm) y de manera similar a lo reportado con yeso, en la silicona

Tabla 1. Medias de desplazamiento (mm) considerando el material empleado y la fuerza aplicada

Tratamiento	Media	Desviación estándar	Mínimo	Máximo
Silicona 800	0,0812	0,0660	0,0000	0,2796
Silicona 1000	0,0628	0,0517	0,0008	0,2136
Silicona 1250	0,1379	0,2337	0,0000	1,1277
Yeso 800	0,1078	0,0455	0,0197	0,1991
Yeso 1000	0,1588	0,1576	0,0175	0,9990
Yeso 1250	0,0690	0,0450	0,0028	0,1860
Total	0,1029	0,1265	0,0000	1,1277

no fue observada ninguna diferencia significativa al 1%. Al relacionar con los 800 kg fuerza, los dos materiales mostraron valores intermedios: 0,1078 (\pm 0,0455) mm y 0,0812 (\pm 0,0660) mm respectivamente.

Para comparar todos los tratamientos y fuerzas aplicados, mediante un análisis ANOVA, se consideró como hipótesis nula las medias iguales y su hipótesis alternativa que al menos una media es diferente. Se evidenció las diferencias significativas entre los grupos con un valor p menor a 0,01 que acepta la existencia de una media diferente; observando que el grupo silicona a 1 000 se destaca con respecto al grupo yeso a 1 000 ($p=0,0010$), seguido por la Silicona a 800 versus Yeso a 1 000 ($p=0,0080$) (Tabla 2).

Discusión

Los resultados obtenidos muestran diferencia entre los materiales probados, evidenciando que la silicona a 1 000 kg de fuerza mostró mayor estabilidad, asociada a una mayor estabilidad a la contracción¹⁶ de la silicona empleada como revestimiento, independientemente de la técnica de polimerización empleada²³. Con respecto al yeso su mayor capacidad de retención de humedad puede explicar los mayores valores de distorsión²⁴, sobre todo cuando fue aplicado a una fuerza de 1 000 kg de fuerza, sustentando la necesidad de control sobre la fuerza en el prensado protésico como método para disminuir fallas en la prótesis^{20,29-35} y reducir los cambios dimensionales propios del procesamiento del acrílico³⁶.

Con respecto al yeso como material de prueba, los valores de distorsión variaron con respecto a la fuerza aplicada, con un comportamiento asociado a la composición misma del material empleado¹. Es evidente que durante la compresión existirán movimientos dentales horizontales³⁷, independientes de la forma de polimerización de la resina acrílica en microondas o por sistema convencio-

nal²³, recomendando un lento proceso de enfriamiento después del procesamiento de las muelas, lo que evitaría un alto estrés residual, generado por una expansión térmica gradual entre modelo y muela; garantizando con ello mayor equilibrio de las prótesis dentales totales en la cavidad oral, menor reabsorción de la cresta residual y por consecuencia mayor comodidad para el paciente³⁸.

Considerando los puntos evaluados en cada una de las muestras no se puede encontrar una diferencia entre los valores; sin embargo, la literatura refiere movimiento más acentuado a nivel intermolar e interincisivo, al utilizar yeso piedra³⁹ como material de revestimiento dental, lo que estaría influenciado por el espesor de las bases protésicas⁴⁰ observando que una base de 1,25 mm en unión al uso de yeso como material de recubrimiento de los dientes desencadena mayor cambio en la posición de estos; por otro lado, un espesor intermedio de 2,5 mm, junto con silicona como material de recubrimiento demostró ser ideal como base protésica¹³, al estandarizar el espesor de la base protésica a este valor.

Las prótesis completas constituyen una estructura artificial con base acrílica y dientes artificiales, alternativa para recuperar las funciones masticatoria, fonética y estética facial^{1,2} perdidas^{3,4,6} exigiendo considerar en su construcción variaciones anatómicas³¹⁻³³ e inclusive psicológicas del paciente^{28,29}. La colocación de los dientes artificiales constituye un paso fundamental³⁰ cuyas modificaciones se encuentran asociadas al desplazamiento de sus bases protésicas⁶, composición del acrílico y de procesamiento^{12,18,25} que se traducen en alteraciones oclusales²⁸ evidenciadas en aumento de la dimensión vertical³⁴.

Los resultados del estudio evidencian la influencia que el procesamiento presenta sobre la prótesis, asociada a su torsión⁴¹ durante el prensado⁴², haciéndose necesario controlar clínicamente las diferentes etapas de con-

Tabla 2. Diferencias significativas de medias según el tratamiento y kilogramos fuerza aplicados

Grupo I	Grupo J	Diferencia de medias	Error estándar	Valor p
Silicona 800	Silicona 1 000	0,0183	0,0290	0,5270
Silicona 800	Silicona 1 250	-0,0567	0,0290	0,0520
Silicona 800	Yeso 800	-0,0266	0,0290	0,3600
Silicona 800	Yeso 1 000	-0,0776*	0,0290	0,0080
Silicona 800	Yeso 1 250	0,0121	0,0290	0,6750
Silicona 1 000	Silicona 1 250	-0,0750	0,0290	0,0100
Silicona 1 000	Yeso 800	-0,0449	0,0290	0,1220
Silicona 1 000	Yeso 1 000	-0,0959*	0,0290	0,0010
Silicona 1 000	Yeso 1 250	-0,0062	0,0290	0,8310
Silicona 1 250	Yeso 800	0,0301	0,0290	0,3000
Silicona 1 250	Yeso 1 000	-0,0209	0,0290	0,4710
Silicona 1 250	Yeso 1 250	0,0688	0,0290	0,0180
Yeso 800	Silicona 1 000	0,0449	0,0290	0,1220
Yeso 800	Silicona 1 250	-0,0301	0,0290	0,3000
Yeso 1 000	Yeso 1 250	0,0897*	0,0290	0,0020

* Nivel de significancia al 1%

fección protésica, desde la toma de impresión hasta su pulido y realizar nuevos estudios buscando el método apropiado. Se concluye que existió mayor estabilidad en cuanto al desplazamiento de los dientes artificiales durante el procesamiento protésico cuando fue empleado silicona como material de inclusión bajo 1 000 kg fuerza de presión ($0,0628 \pm 0,0517$ mm) en relación a la media alcanzada bajo 1 250 kg fuerza ($0,1379 \pm 0,2337$ mm) y en general entre el yeso y la silicona se evidenció una diferencia significativa.

Referencias bibliográficas

- Gharechahi J, Asadzadeh N, Shahabian F, Gharechahi J. Flexural strength of acrylic resin denture bases processed by two different methods. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects*. 2014;8(3):48-52.
- Heidari B, Firouz F, Izadi A, Ahmadi S, Radan P. Flexural Strength of cold and heat cure acrylic resins reinforced with different materials. *J Dent*. 2015;12(5):316-23.
- Gharechahi J, Asadzadeh N, Shahabian F, Gharechahi M. Dimensional changes acrylic resin denture bases conventional versus injection molding technique. *J Dent*. 2014;11(4):98-405.
- Marquez P, Zeballos L, Surco V. Técnica de confección de prótesis de resina. *Rev Act Clin Med*. 2012;24(2):1153-57.
- Felton D, Cooper L, Duqum I, Minsley G, Gucker A, Haug S, Meredith P, Solie C, Avery D, Chandler ND. Evidence based guidelines for the care and maintenance of complete dentures. *JADA*. 2011;20(1):S1-S12.
- Perea C, Urbano J. Influencia del ciclo de polimerización en la concentración de monómero residual de tres resinas comerciales para bases de dentadura. *Rev Odont Mex*. 2009;13(4):205-16.
- Goiato M, Amantea D, Vedovatto E, Gennari H, Assuncao W, Santos D. Estudo comparativo entre duas resinas acrílicas e dois silicones utilizados para o processamento de próteses totais através da análise bidimensional da posição dos dentes artificiais. *Cienc Odontol Bras*. 2005;8(2):60-69.
- Rahn A, Ivanhoe J, Plummer K. *Prótesis dental completa*. 6ta ed. Buenos Aires: Medica Panamericana; 2011. 464 p.
- Hae H, Chung J, Kenso A. Correlation in the medical properties of acrylic denture base resins. *Dent Mater J*. 2012;31(1):157-64.
- N'Dindin AC, N'Guessan KS, Assi KD, Bitty MJ, Ohomon OR. Choice of size of anterior teeth in black african patients. *Odontostomatol Trop*. 2002;25(100):9-12.
- Krishna CH, Babu JK, Fathima T, Reddy GV. Fabrication of a hollow bulb prosthesis for the rehabilitation of an acquired total maxillary defect. *BMJ Case Rep*. 2014;1-4 doi:10.1136/bcr-2013-201400
- Ali Al-Kadi F, Abdulkareem J, Abdulrahman C. Fracture strength of palatal denture base constructed from different acrylic denture base materials. *ESJ*. 2015;11(12):346-54.
- Mazaro JV, Gennari Filho H, Vedovatto E, Amoroso AP, Pellizzer EP, Zavanelli AC. Influence of different base thicknesses on maxillary complete denture processing: linear and angular graphic analysis on the movement of artificial teeth. *J Craniofac Surg*. 2011;22(5):1661-5.
- Consani R, Domitti S, Consani S, Tanji M. Effect of bench-delay after flask cooling on the posterior teeth movement in maxillary complete denture. *Cienc Odontol Bras*. 2003;6(1):6-10.
- Xediek R, Giulia M, Pucciarelli N, Mesquita M, Nogueira. Polymerization cycles on hardness and surface gloss of denture bases *Int J Contemp Dent Med Rev*. 2014;13(4):1-6.
- Keenan PL, Radford DR, Clark RK. Dimensional change in complete dentures fabricated by injection molding and microwave processing. *J Prosthet Dent*. 2003;89(1):37-44.
- Sanna R, Nabeel A. Tooth movement in maxillary complete dentures fabricated with fluid resin polymer using different investment materials. *J Bagh College dentistry*. 2012;24(3):18-24.
- Slaviero TV, Simon GH, Tagliari I, Busato PM, Sinhorette MA, Camilotti V, Mendonça MJ. Effect of polymerization techniques on vertical dimension and tooth position in complete dentures. *Acta odontol latinoam*. 2011;24(2):211-17.
- Ono T, Kita S, Nokubi T. Dimensional accuracy of acrylic resin maxillary denture base polymerized by a new injection pressing method. *Dent Mater J*. 2004;23(3):348-52.
- Takahashi Y, Yoshida K, Shimizu H. Fracture resistance of maxillary complete dentures subjected to long-term water immersion. *Gerodontology*. 2012;29(6):1086-91.
- Masahiko K, Lynch C. Effect of some curing methods on acrylic maxillary denture base fit. *Eur J Prosth Rest Dent*. 2010;18(3):132-138.
- Shibayama R, Gennari Filho H, Mazaro JV, Vedovatto E, Assunção WG. Effect of flasking and polymerization techniques on tooth movement in complete denture processing. *J Prosthodont*. 2009;18(3):259-64.
- Assunção W, Marinho M, Santos P, Gennari Filho H, Goiato M. Avaliação da alteração dimensional linear de silicones para inclusão laboratorial. *Rev Odont. UNESP*. 2006;35(2):113-8.
- Kobayashi N, Komiayama O, Kimoto S, and Kawara M. Reduction of shrinkage on heat-activated acrylic denture base resin obtaining gradual cooling after processing. *J Oral Rehabil* 2004;31(7):710-16.
- Arun J, Madhulika N, Pradeep R, Vijayalakshmi K. Comparison of impact strength in three different types of denture base resins-an in-vitro study. *Pak Oral Dental J*. 2014;34(2): 373-77.
- Bortolotti L. *Prótesis removibles Clásica e innovaciones*; 1ra ed. Caracas: Amolca; 2006. 214 p.
- Abduo, J, Tennant, M. Impact of lateral occlusion schemes: A systematic review. *J Prosthet Dent*. 2015;114(2):193-204.
- Chintalacheruvu V, Balraj R, Puthala L, Pachalla S. Evaluation of Three Different Processing Techniques in the Fabrication of Complete Dentures. *J Int Soc Prev Community Dent*. 2017;7(1):S18-S23.

29. Epstein D, Epstein P, Cohen V, Pagnillo M. Comparison of the retentive properties of six prefabricated post overdenture attachment system. *J Prosthet Dent.* 1999;82(5):579-84.
30. Yu S, Lee Y, Oh S, Cho H, Oda Y, Bae J. Reinforcing effect of different fibers on denture base resin based on fiber type, concentration, and combination. *Dent Mater J.* 2012;31(6):1039-46.
31. Preen B, Harsha V, Prasanna B, Santosh K, Sheeharsha T, Prashant.G. Comparison of impact strength and fracture morphology of different heat cure denture acrylic resins: an invitro study. *J Int Oral Health.* 2014;6(5):12-6.
32. Babu S, Manjunath S, Vajawat M. Effect of palatal form on movement of teeth during processing of complete denture prosthesis: An in-vitro study. *Contemp Clin Dent.* 2016;7(1):36-40.
33. Nishigawa G, Maruo Y, Okamoto M, Oki K, Kinuta Y, Minagi S, Irie M, Suzuki K. Effect of adhesive primer developed exclusively for heat-curing resin on adhesive strength between plastic artificial tooth and acrylic denture base resin. *Dent Mater J.* 2006;25(1):75-80.
34. Pachauri P, Sangur R, Bathala LR, Mahajan T. Comparison of the linear dimensional accuracy of the maxillary denture teeth by three flask closure methods. An in vitro study. *Odontostomatol Trop.* 2016;39(153):14-22.
35. Polat TN, Karacaer O, Tezvergil A, Lassila LV, Vallittu PK. Water sorption, solubility and dimensional changes of denture base polymers reinforced with short glass fibers. *J Biomater Appl.* 2003;17(4):321-335.
36. Mendonça MJ. Effect of Polymerization Techniques on Vertical Dimension and Tooth Position in Complete Dentures. *Acta Odontol Latinoam.* 2011;24(2):211-217.
37. Negreiros WA, Consani RL, Verde MA, da Silva AM, Pinto LP. The role of polymerization cycle and post-presing time on tooth movement in complete dentures. *Braz Oral Res.* 2009;23(4):467-72.
38. Basso MF, Nogueira SS, Arioli-Filho JN. Comparison of the occlusal vertical dimension after processing complete dentures made with lingualized balanced occlusion and conventional balanced occlusion. *J Prosthet Dent.* 2006;96(3):200-204.
39. Salloum AM. Effect of three investing materials on tooth movement during flasking procedure for complete denture construction. *Saudi Dent J.* 2016;28(1):56-61.
40. Nogueira SS, Russi S, Compagnoni MA, De Assis Mollo F Jr. A variation on split-cast mounting for complete denture construction. *J Prosthet Dent.* 2004;91(4):386-88.
41. Patil SB, Naveen BH, Patil NP. Bonding acrylic teeth to acrylic resin denture bases: a review. *Gerodontology.* 2006;23(3):131-9.
42. Consani R, Leonardo G, Sonehara, Caetano R, Conrado R. Teeth movement in denture and implant supported prosthesis influenced by microwe flask systems. *J Oral Biol Craniofac Res.* 2015;5(3):127-238.