

MOVIMIENTO DE LOS DIENTES ARTIFICIALES LUEGO DEL PROCESADO EN DIFERENTES SISTEMAS DE RESINAS ACRILICAS.

Dr. David Lafuente M., MS, MS*

Veinticinco prótesis totales superiores (n=5) fueron fabricadas con diferentes técnicas de procesado. Se colocaron pines metálicos en las piezas 1.1., 1.6 y 2.6, se midieron las distancias entre ellos y entre la parte superior de cada pin y la base del modelo de trabajo. Se procesaron las prótesis y se volvieron a realizar las medidas originales, justo después de procesada la prótesis, y después de removerla por 24 horas del modelo de trabajo. Los resultados se compararon usando los intervalos de Tukey-Kramer a un nivel de significancia de 0.05. En el plano horizontal se demostró que los dientes se mueven en sentido antero-posterior más que en sentido lateral. Tres de los sistemas producen movimientos de los dientes que provocarían el aumento de la dimensión vertical, mientras que otros dos producirían una disminución de esta.

25 complete upper (n=5) were fabricated using different processing techniques, three metal rods were inserted in teeth 1.1, 1.6 and 2.6. Distances among them and between the rod and the bottom of the cast were measured before processing. After processing, all measurements were repeated and then a third time after removing the denture from the cast for 24 hours. Data were compared using a repeated measurements analysis of variance and means were compared using a Tukey-Kramer interval, at a 0.05 significance level. In the horizontal plane, teeth move more in an antero-posterior way than in a lateral way, in the vertical plane, three systems moved the teeth in away that could produce an increase in the vertical dimension of occlusion, and the other two, moved the teeth in a way that could produce a decrease in the vertical dimension.

*Profesor Asociado de la Facultad de Odontología de la Universidad de Costa Rica. Maestría en Prosthodontia en la Universidad de Texas- Houston, Maestría en Biomateriales Orales en la Universidad de Texas - Houston.

Introducción

Dos factores importantes para el éxito en prótesis totales son el ajuste de la dentadura y el movimiento de los dientes artificiales en dos planos al ser las prótesis procesadas. Ambos factores son esenciales y deben ser tenidos en cuenta por el operador al realizar este tipo de tratamientos.

Para lograr un oclusión protésica aceptable, es necesario conseguir un dimensión vertical aceptable clínicamente¹. La dimensión vertical de oclusión en la distancia entre las dos maxilas cuando los dientes se encuentra en contacto (*Glosario de Términos Prosthodonticos*, 1994) Schroder (1975) probó la capacidad de fuerza de las prótesis y

encontró que, con excepción de los incisivos, las fuerzas ejercidas por los pacientes eran mayores luego de doscientos días de uso que cuando fueron puestas por primera vez. La capacidad de masticación de los pacientes con prótesis totales está calculada en aproximadamente una sexta parte de los pacientes con dientes naturales. También se comprobó que el ajuste de estas prótesis y la presencia de puntos irritantes influye en estos números.

Thompson (1937) dijo que los dientes con cúspides altas eran más eficientes para la masticación. Mehringer (1973) afirmó que los rebordes alveolares pueden tolerar las fuerzas verticales mejor que las horizontales o laterales. También obtuvo certeza de que dientes con cúspides altas pueden penetrar la comida más fácilmente y, por lo tanto, producen menor trauma vertical. Una oclusión precisa con cúspides altas era necesario para reducir o eliminar las destructivas fuerzas laterales provenientes de interferencias oclusales.

Baikie (1975) comprobó que los dientes se mueven de su posición inicial al procesar las prótesis. La resiliencia de los tejidos suaves bajo las bases de las prótesis, tiene un efecto en la oclusión de los dientes artificiales (Heartwell, 1975). Klusener, en 1975 afirmó que las prótesis totales mejoran en función, tienen mejor retención y forman menos puntos de presión luego de realizar un ajuste oclusal después del procesado. Este procedimiento se llama “remontaje de laboratorio”. Para obtener aún mejores resultados al perfeccionar la oclusión, se deben realizar registros oclusales con las prótesis en boca, para luego montarlas en un articulador y refinar la oclusión una vez más (Bawendi, 1975).

El contacto oclusal durante la masticación y deglución, no debe de inducir un movimiento traumatogénico de las prótesis (Gerber, 1974). Gronas y Stout (1974) aseguraron que una línea de contactos oclusales en una arcada contra un plano oclusal plano en la otra arcada, era la mejor forma de evitar fuerzas laterales. Craig y otros (1974) dijeron que las fuerzas generadas por las bases eran compresivas, con valores máximos en las áreas debajo de los dientes artificiales. Además, ellos comprobaron que las fuerzas oclusales eran mayores en la zona de la segunda molar. Koran y Craig (1974) luego averiguaron que las mayores fuerzas en relación céntrica fueron

encontradas en el área de la primer molar y en el lado de trabajo. Beck (1973) concluyó que era posible que más de un esquema oclusal pudiera proveer resultados satisfactorios.

Wesley y otros (1973) observaron que dos factores producían discrepancias oclusales: el cambio de posición de uno o más dientes durante el procesado y la distorsión de la base. Un pequeño movimiento lateral de uno de los dientes, podría causar un contacto lateral en los planos inclinados de los dientes. La apertura que tuviera el pin incisal dependía más de la cantidad del movimiento lateral del diente que de la dirección.

Adair y otros (1975) se dieron cuenta de que, al procesar las prótesis por compresión, el pin incisal se abría no más de 0.2 milímetros. Skinner (1949) reportó que el método de inyección era mejor que el de compresión, porque la presión en la resina era controlada. Por lo tanto, la dimensión vertical se conservaba mejor. Aunque la contracción de polimerización y la liberación de fuerzas al desmenuflar no son controlables, la distorsión no era clínicamente significativa. Sin embargo Dukes y otros (1985), luego de comparar las técnicas de compresión y chorreado, descubrió que la primera era la que producía menos aumento de la dimensión vertical.

Prótesis convencionales son procesadas en una mufla capaz de soportar las fuerzas del procesado sin distorsionares. Mutti y Pazzini (1974) probaron diferentes muflas y averiguaron que todas tienen un desajuste vertical en tres diferentes puntos. Este desajuste puede ser causa de errores en las prótesis, por producir un aumento artificial en la dimensión vertical.

Chen y otros (1988) advirtieron que el rango de apertura posterior en una prótesis total luego de procesada era de 0.23 a 0.58 mm. Ellos dijeron que entre más gruesa la base, mayor sería la apertura. La cantidad de contracción a través del arco, de molar a molar estaba en el rango de 0.04 a 0.12 mm.

McCartney (1984) se dio cuenta de que la liberación de fuerzas luego de la remoción de la prótesis procesada del modelo, inducía maloclusión como resultado de la distorsión, y que era de magnitud suficiente como para tener significancia clínica.

La mayoría de los estudios que evalúan el movimiento de los dientes lo hacen midiendo la cantidad de separación entre el pin incisal en el articulador y la mesa incisal luego de procesadas las bases. Esta técnica presenta el problema de que las distancias son magnificadas a la altura del pin incisal, y que un pequeño movimiento horizontal de uno de los dientes podría producir una gran apertura del pin al contactar con un plano inclinado de la pieza antagonista. Además, ninguno de los estudios presenta una forma estándar de colocar los dientes en las prótesis para disminuir la cantidad de variables.

Materiales y Métodos

Veinticinco prótesis completas maxilares fueron enceradas y divididas en cinco grupos de cinco prótesis cada uno. A cada grupo se le asignó, sin prejuicio, un material diferente para ser procesado. Los sistemas de resina fueron: 1) PERFORM (PF, Garreco, Inc.), una resina de chorreado; 2) Palapress-Vario (Heraeus Kulzer) procesado por: a) inyección (PI) y b) Chorreado (PP); 3) Ivoclar (IV, Ivoclar North America), una resina de inyección pre-empacada, y 4) Lucitone (LT, Dentsply), resina de comprensión. Una lista completa de los sistemas y sus fabricantes se encuentra en la Tabla No.1.

Todas las prótesis fueron construidas en modelos de trabajo obtenido de un molde de hule typodont. Para eliminar la variable de las diferencias entre los modelos, se fabricaron 40 modelos de trabajo en Lab-Stone (Modern Materials, Southbend, IN). Un modelo fue fabricado en Die-Keen (Bayer Corp., Dakkas, TX) y fue considerado como el análogo del paciente para propósitos de este estudio. Los modelos de trabajo fueron escogidos al medir las distancias entre tres puntos anatómicos fácilmente identificables que formaban un triángulo. Las distancias se midieron con la ayuda de un microscopio de medición (Gaertner Scientific Corp., Chicago IL). Tres distancias se obtuvieron de cada modelo, y fueron comparadas con su dimensión correspondiente en el modelo análogo. 25 modelos fueron seleccionados porque tenían diferencias iguales o menores al 1.8%.

El modelo maestro fue montado en un articulador (Hannau H2, Teledyne Waterpick, Ft. Collins, CO) con un índice de montaje para estandarizar la ubicación del modelo de

trabajo en el articulador. La primera prótesis fue articulada y encerada usando rodetes oclusales prefabricados y “dientes de técnica “ (Dentsply, York, PA). Los dientes fueron colocados en una forma ideal pero arbitraria. Luego se fabricó un índice con Lab-Stone que cubría dos tercios de las superficies bucales de los dientes y todo el paladar. Las prótesis restantes se elaboraron usando este índice, para estandarizar la ubicación de los dientes con respecto al modelo. El índice provee de un grosor uniforme el área del paladar. La cera del área vestibular emergió en forma recta de los dientes a la parte más profunda del surco vestibular. La cera fue acabada dándole una superficie lisa, pero no un brillo intenso.

Un pin de metal se introdujo en la cúspide mesio-palatina de las dos primeras molares y en el cingulo de el central superior derecho, a una profundidad de dos milímetros, dejando unos dos milímetro de altura expuestos. Se midió la distancia existente entre la punta del pin y la base del modelo en milímetros para cada uno de los pines, para calcular el movimiento vertical de los dientes en un plano vertical luego de procesada la prótesis. Además, se midió en milímetros la distancia entre cada uno de los tres pines, para calcular el movimiento de los dientes en un plano horizontal luego de procesadas las prótesis.

Luego las prótesis fueron enmufladas y procesadas siguiendo las indicaciones de los fabricantes: Lucitone, comprensión; Palapress-Vario, inyectado y chorreado; Ivocap, inyectado, y PERform, chorreado. El proceso de polimerización y la proporción polvo y líquido están descritos en la Tabla No. 1.

Todas las prótesis se dejaron enfriar por treinta minutos antes de desenmuflarlas, se volvieron a hacer todas las mediciones de distancia antes de remover la prótesis del modelo y se calculó la cantidad de movimiento que existió entre las dos mediciones. Las prótesis se removieron del modelo de trabajo por 24 horas y luego fueron colocadas de vuelta en el modelo. Luego de esto se procedió a realizar las mismas mediciones, para compararlas con las mediciones anteriores y calcular la cantidad de movimiento que sufren los dientes luego de procesadas las prótesis y de removida la base del modelo.

Tabla 1 Técnica de Procesado, Proporción Polvo/líquido*, Número de Lote y Fabricante de Resinas Acrílicas Estudiadas

	Técnica	Curado	Pro. P/L (g/ml)	Lote #	Fabricante
Lucitone LT	Compression Molding 31 MPa	165 °F 9 hr.	18.6 g 8 ml	941026 941113E	Dentsply York, PA
Palapress- vario Inyectado PI	Injection 0.41 MPa	55 °C 15 min 0.20 MPa	30 g 15 ml	227 230	Heraeus Kulzer Irvine, CA
Palapress- vario Chorreado PP	Pouring	55 °C 15 min 0.20 MPa	30 g 21 ml	227 230	Heraeus Kulzer Irvine, CA
PERfrom PF	Pouring Vacuum	50 °C 30 min 0.41 MPa	50 g 27.5 ml	** **	Garreco Heber Springs, AR
Ivocap IV	Injection 0.62 MPa	90-100 °C 40 min 0.62 MPa	20 g 30 ml Encapsulado	725120	Ivoclar N.A. Amherst, NY

*Método de curado y proporciones dadas por la compañía

**Producto sin número de lote

En este estudio se analizaron dos variables: a) movimiento horizontal y b) movimiento vertical. Ambos movimientos fueron analizados al comparar las distancias entre los pines de 1.6, .6 y 1.1 (movimiento horizontal) y las distancias entre cada pin (1.6, 2.6 y 1.1) y la base del modelo (movimiento vertical), en tres momentos diferentes; antes de procesadas las prótesis, después de procesadas pero sin remover las bases del modelo y luego de remover las bases del modelo por 24 horas, antes de reposicionar las prótesis en su lugar. Todos los datos fueron evaluados usando un análisis de variación para mediciones repetidas (SuperANOVA, Abacus Corp.). Los promedios fueron comparados usando el intervalo de Tukey-Kramer, calculado a un grado de significancia de 0.05.

Resultados

Dos variables se utilizaron en este estudio, movimiento horizontal de los dientes medido entre los pines metálicos colocados en las piezas 1.6, 2.6 y 1.1; y movimiento vertical de los dientes medido entre los extremos de cada uno de los pines y la base del modelo de yeso.

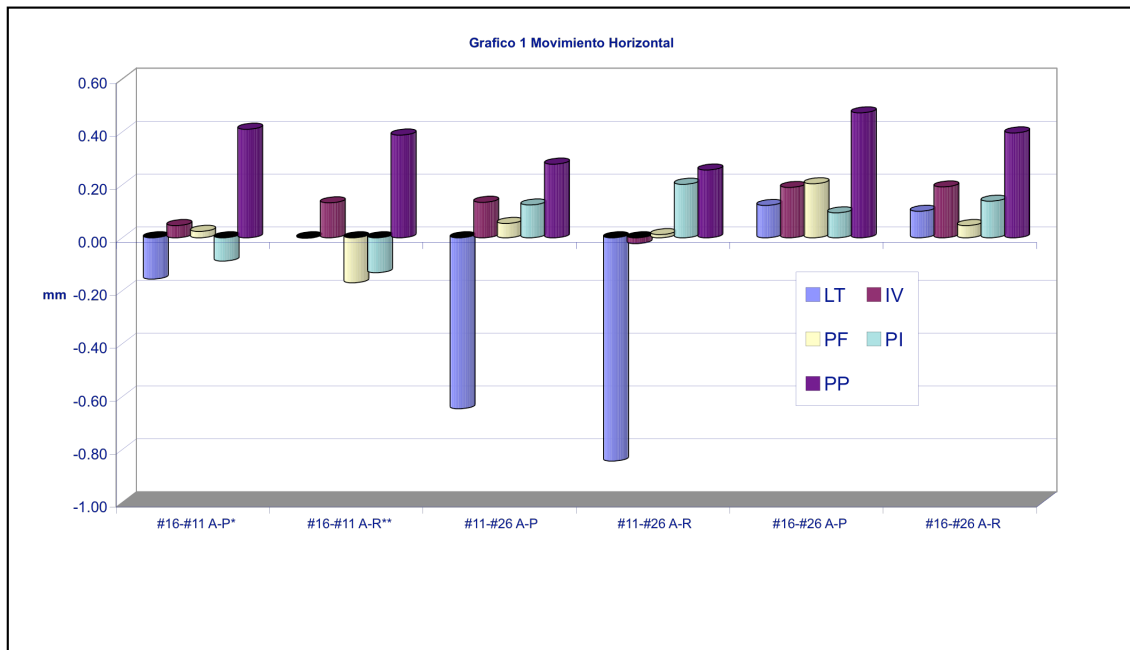
Al comparar el movimiento horizontal de los dientes, los resultados fueron analizados usando un análisis de variación para mediciones repetidas. (Los promedios y las desviaciones estándar se muestran en la Tabla No. 2 y Gráfico N°1). El análisis estadístico mostró diferencias significativas entre los sistemas, pero no entre los dos tiempos en que se realizaron las mediciones, inmediatamente después de procesada la base y luego de permanecer la base separada del modelo por 24 horas. Las distancias entre los dientes variaron de -0.84 mm (dientes se acercaron entre sí). El intervalo de Tukey-Kramer para comparaciones de promedios entre resinas acrílicas, a un nivel de significancia de 0.05, fue de 0.3. No se puede hacer un análisis post-hoc para las variables con más de un factor entre grupos; por lo tanto, las diferencias entre los dos tiempos de medición no se pueden calcular, pero el análisis de variación muestra que no hay diferencia entre las dos medidas.

Para las medidas entre los dientes 1.6 y 1.1, el sistema PP fue estadísticamente diferente del resto, comparado en los dos tiempos de medición. El resultado fue un mayor movimiento horizontal entre estos dientes. Cuando se midieron luego de procesados, los sistemas LT y PI acercaron los dientes en comparación a la medida de antes de procesar, y los sistemas PF y PI hicieron lo mismo cuando fueron medidos después de remover la base por 24 horas del modelo.

Para las mediciones entre los dientes 1.1 y 2.6, el sistema LT produjo significativamente más movimiento en ambas mediciones que el resto de las resinas acrílicas evaluadas. El sistema LT acercó estos dientes. El sistema hizo lo mismo solo en la segunda medición. Para las mediciones entre los dientes 1.6 y 2.6, el sistema PP produjo más movimiento que el resto de los sistemas en ambas medidas. Todas las resinas alejaron los dientes 1.6 de los 2.6.

Tabla 2 Promedios de movimiento horizontal (mm) entre Dientes Dentro de la Base Acrílica

	# 16- # 11		# 11-# 26		# 16-# 26	
	A-P*	A-R**	A-P	A-R	A-P	A-R
LT	-0.16	0.00	-0.65	-0.84	0.12	0.10
IV	0.05	0.13	0.13	-0.02	0.19	0.19
PF	0.02	-0.17	0.05	0.01	0.20	0.05
PI	-0.09	-0.13	0.12	0.20	0.09	0.14
PP	0.41	0.39	0.28	0.26	0.47	0.40



Los resultados del movimiento vertical de los dientes fueron evaluados por medio de un análisis de variación de mediciones repetidas. Promedios y desviaciones estándar aparecen en la Tabla No.3 y el Gráfico N°2. El análisis de variación no muestra ninguna diferencia significativa entre los sistemas, entre los tiempos de medición y entre los dientes evaluados. No se encontró una interacción significativa.

La mayor distancia registrada de algún diente a la base fue de -0.6 mm (Diente se movió más cerca de la base del modelo) a 0.49 mm (diente se movió alejándose de la base del modelo). El intervalo de Tukey-Kramer para comparaciones entre resinas

acrílicas a un nivel de significancia de 0.05 fue de 0.04. Todos los resultados fueron iguales cuando se compararon las mediciones de después de procesada la prótesis y después de remover la base por 24 horas del modelo.

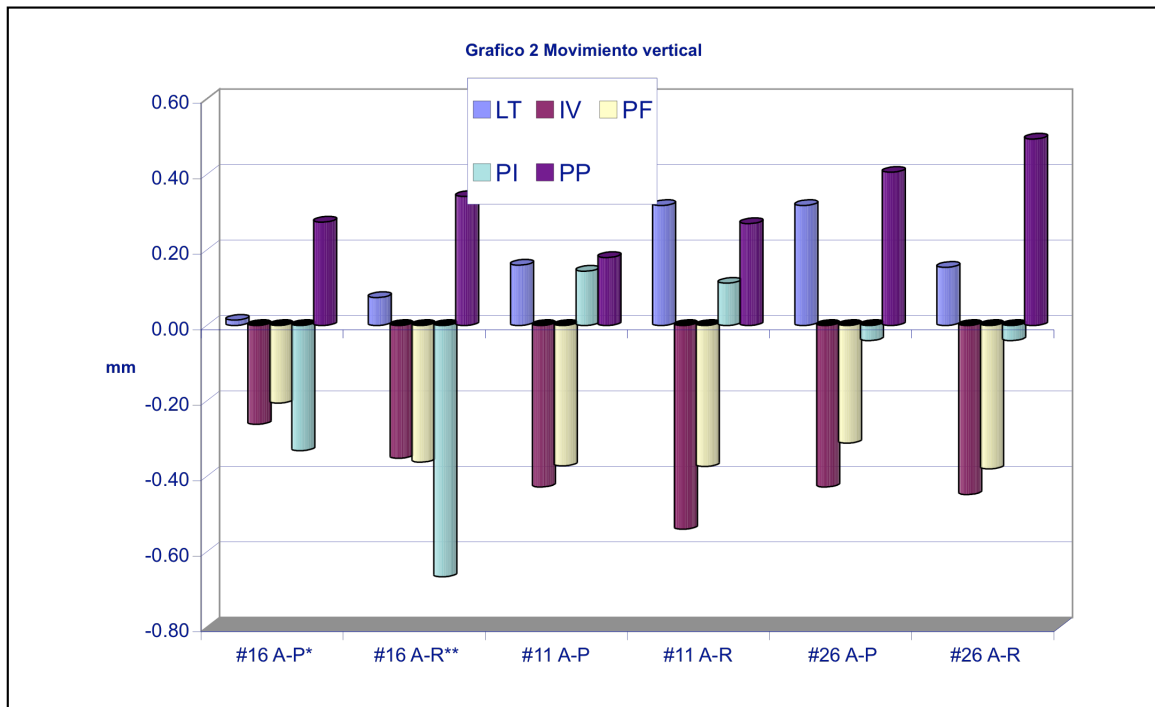


Tabla 3 Promedios de movimiento vertical (mm) entre dientes y la base del modelo

	#16 a la base		#11 a la base		#26 a la base	
	A-P*	A-R**	A-P	A-R	A-P	A-R
LT	0.01	0.07	0.16	0.32	0.32	0.15
IV	-0.26	-0.35	-0.43	-0.54	-0.43	-0.45
PF	-0.21	-0.36	-0.37	-0.37	-0.31	-0.38
PI	-0.33	-0.67	0.14	0.11	-0.04	-0.04
PP	0.27	0.34	0.18	0.27	0.41	0.49

Los movimientos entre el diente 1.6 y la base del modelo del sistema PP fueron estadísticamente diferentes a los de los sistemas IV, PF y PI; pero el sistema PP alejó el diente de la base del modelo mientras que los sistemas IV, PF y PI los movieron más cerca de la base del modelo.

Las medidas entre el diente 1.1 y la base del modelo de los sistemas IV y PF fueron estadísticamente diferente a los sistemas LT, PI y PP. Los sistemas IV y PF acercaron los dientes a la base del modelo, mientras que el resto los alejaron.

Las medidas del diente 2.6 a la base del modelo del sistema LT fueron estadísticamente diferentes a los de los sistemas IV y PF. El sistema PP fue diferente a los sistemas IV, PF y PI. Estos tres acercaron el diente 2.6 a la base del modelo, mientras que LT y PP los alejaron.

Discusión

Los resultados del movimiento horizontal son algo complicados de interpretar. Las variables son tiempo, los sistemas y los tres diferentes dientes evaluados. Comparando los sistemas, hubo diferencias solo entre los sistemas PP y PF. Pero no se puede generalizar y decir que los dientes se movieron en una dirección u otra, pues el análisis compara valores totales, sin importar la dirección de estos. En otras palabras, los movimientos de los dientes se midieron relativos a cada uno de ellos en vez de a un punto de referencia fijo. Los únicos sistemas que mostraron un patrón en cuanto a la dirección del movimiento fueron los sistemas LT y PP. El sistema LT movió los dientes posteriores (1.6 y 2.6) hacia el área de la Papila Incisiva y aparte entre ellos, pero alejándolos de la Papila Incisiva. El resto de los sistemas no mostró ningún patrón específico (ver Tabla No. 2). No se encontró diferencia significativa entre los dos tiempos en que se realizaron las mediciones. Esto significa que la cantidad de fuerzas que se liberan al remover la base del modelo no son suficientes como para provocar un movimiento significativo de los dientes en una prótesis, comparado con la ubicación de estos inmediatamente después de procesadas. La ausencia de movimiento de los dientes luego de procesada la prótesis reduciría o eliminaría la necesidad de los procedimientos de remontaje en el laboratorio, pero se evitaría la necesidad del remontaje clínico. El resultado más importante de esta investigación fue que en el plano horizontal (movimiento horizontal), los dientes se mueven en sentido antero-posterior según el sistema que se use para el procesado. Esta conclusión deriva de los movimientos entre los dientes 1.6 y 2.6 y entre 1.1 y 2.6, los cuales indican que hubo más movimiento en sentido antero-posterior que en sentido lateral. Al compararse los resultados por sistema usado y por dientes, no son lo suficientemente claros como para arrojar una conclusión acerca del comportamiento de los diferentes sistemas de procesado. Los movimientos entre los dientes 1.6 y 2-6 variaron de 0.10mm a 0.47 mm. Esto fue 0.13

mm más que lo encontrado por Sykora y Sutow (1990), cuando midieron movimiento de dientes a través del arco.

Las medidas en el plano vertical mostraron diferencia entre los sistemas pero no entre los tiempos en que se realizaron las medidas y entre los dientes evaluados. Esto indica que las diferencias entre los resultados pueden deberse a fallas en la técnica del procesado en vez de al material en sí. Los movimientos en el plano vertical resultaron más leves que en el plano horizontal: fueron de -0.67 mm a 0.49 mm comparados con -0.84 mm a 0.47 mm de los movimientos horizontales. Los sistemas PF y IV movieron los dientes más cerca de la base del modelo, lo que produjo un error negativo al momento de la entrega de la prótesis, que pudo resultar en una disminución de la dimensión vertical. Los sistemas LT y PP alejaron los dientes de la base del modelo (error positivo), por lo que la necesidad de un remontaje clínico es una vez más recomendada. El sistema PI movió los dientes posteriores más cerca de la base (error negativo), pero los anteriores los alejó de la base (error positivo), lo que una vez más puede producir una disminución en la dimensión vertical.

En este estudio se demostró que los diferentes sistemas de procesado de prótesis, producen diferentes efectos en el movimiento de los dientes en el plano horizontal y vertical, en contraste con lo que publicaron Sykora y Sutow, quienes no encontraron diferencias significativas cuando evaluaron los mismos planos.

Conclusiones

Al ser vistos en el plano horizontal, los dientes en una prótesis completa no se mueven significativamente después de que la prótesis ha sido removida del modelo maestro, cuando se compara con la cantidad de movimiento que los dientes sufren inmediatamente después del procesado. Palapress-Vario procesado por chorreado, produce mayor movimiento de los dientes que cualquiera de los otros sistemas evaluados.

Ivocap, PERFform y Palapress-Vario (inyectado) produjeron movimientos negativos de los dientes posteriores, que pueden derivar en una disminución de la dimensión vertical. Lucitone y Palapress-Vario (chorreado) producen movimientos

positivos de los dientes posteriores, que crean interferencias y un aumento de la dimensión vertical.

Los dientes se mueven de su posición original luego del procesado. La cantidad del movimiento depende de la resina acrílica usada, o de la técnica de procesado. Estos movimientos pueden ser pequeños o muy significativos y ocurren en los planos horizontal y vertical.

Bibliografía

Adair PJ, Gildenhuis RR, Stallard RE. Modified technique aids accuracy in processing complete dentures. *Dent. Surv.* 1975; 51:2832.

Baikie M. Complete denture prosthodontics, a review of literature. *J. Dent. Assoc. S. Afr.*, 1975; 30:787-97.

Bawendi B. Shape retention of plastics prosthesis manufactured by the pouring method. *Dtsch. Zahnärztl. Z.* 1975; 30:94-8.

Beck HO. Occlusal concepts in complete dentures. *J. Prosthet. Dent.* 1973; 30:515

Chen JC, Lacefield WR, Castleberry DJ. Effect of denture thickness and curing cycle on the dimensional stability of acrylic resin denture bases. *Dent. Mat.* 1988; 4: 20-4.

Craig RG, Farah JW, el-Tahawi HM. Three dimensional photoelastic stress analysis of maxillary complete dentures. *J. Prosthet. Dent* 1974; 31: 122-9.

Dukes BS, Field H, Olson JW, Schietz JP. A laboratory study of changes in vertical dimension using a compression-molding and a pour resin technique. *J. Prosthet. Dent.* 1985; 53: 667-9.

Gerber A. Complete dentures (IV), Mastication-centric for fit and tissue comfort. *Quintessence Int.* 1974; 5: 33-8.

Glossary of Prosthodontic Terms. Mosby-Year Book Inc. St. Louis, 6th ed. 1994.

Gronas DG, Stout CJ. Linear occlusion concepts for complete dentures. *J. Prosthet. Dent.* 1974; 32: 122-9

Heartwell CM Jr. The effect of tissue resiliency on occlusion in complete denture prosthodontics. *J. Prosthet. Dent* 1975; 34:602-4

klusener GA. A practical method of improving the function of complete dentures. *Quintessence Int.* 1975; 6:47-9

Koran A, Craig RG. Three dimensional photoelastic stress analysis of maxillary and mandibular complete dentures. *J. Oral Rehabil.* 1974; 1: 361-9

Mehringer EJ. Function of steep cusp in mastication with complete dentures. *J. Prosthet. Dent.* 1973; 30:367-72.

Mutti NM, Pazzani LI. Horizontal fit of flasks as a factor in complete denture disarticulation. *J. Prosthet. Dent.* 1974; 32:448-52.

McCartney JW. Flange adaptation discrepancy, palatal base distortion, and induced malocclusion caused by processing acrylic resin maxillary complete dentures. *J. Prosthet. Dent.* 1984; 52:545-53.

Schroder D. The functional loading capacity of total prosthesis. *Dtsch. Zahnarztl. Z.* 1975;30:711-5

Sheppard IM. Preventing major errors in denture construction. *J. Dent Assoc. S. Afr.* 1975; 30 (1):153-6

Skinner EW. Acrylic resins: An Appraisal of their use in dentistry. *J. Am. Dent. Assoc.* 1949; 39:261-268

Sykora O, Sutow EJ. Comparison of dimensional stability of two waxes and two acrylic resins processing techniques in the production of complete dentures. *J. Oral Rehab.* 1990; 17: 219-27

Thompson MJ. Masticatory effects as related to cusp form in denture prosthesis. *J. Am. Dent. Assoc.* 1937;24:207-19

Wesley RC, Henderson D, Frazier QZ, Rayson JH, Ellinger CW, Lutes MR, Rahn AO, Haley JV. Processing changes in complete dentures: posterior tooth contacts and pin opening. *J. Prosthet. Dent.* 1973; 29:46-54.