

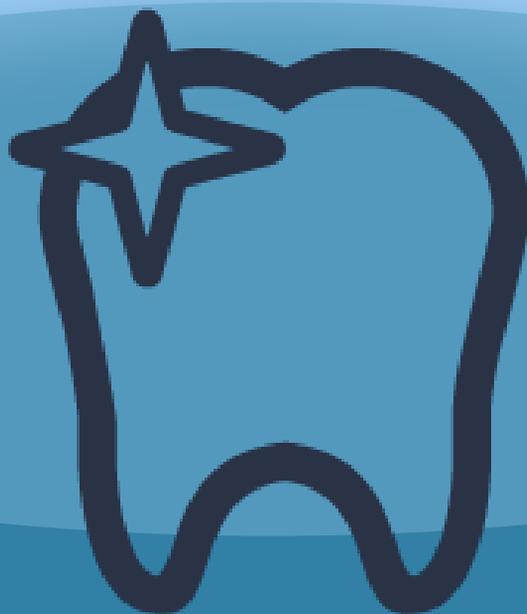
ISBN 978-631-00-6620-2

Técnicas convencionales y

CAD-CAM

APLICADAS A PRÓTESIS FIJA.

MATERIALES, APLICACIONES Y ALCANCES.



EDUFOLP

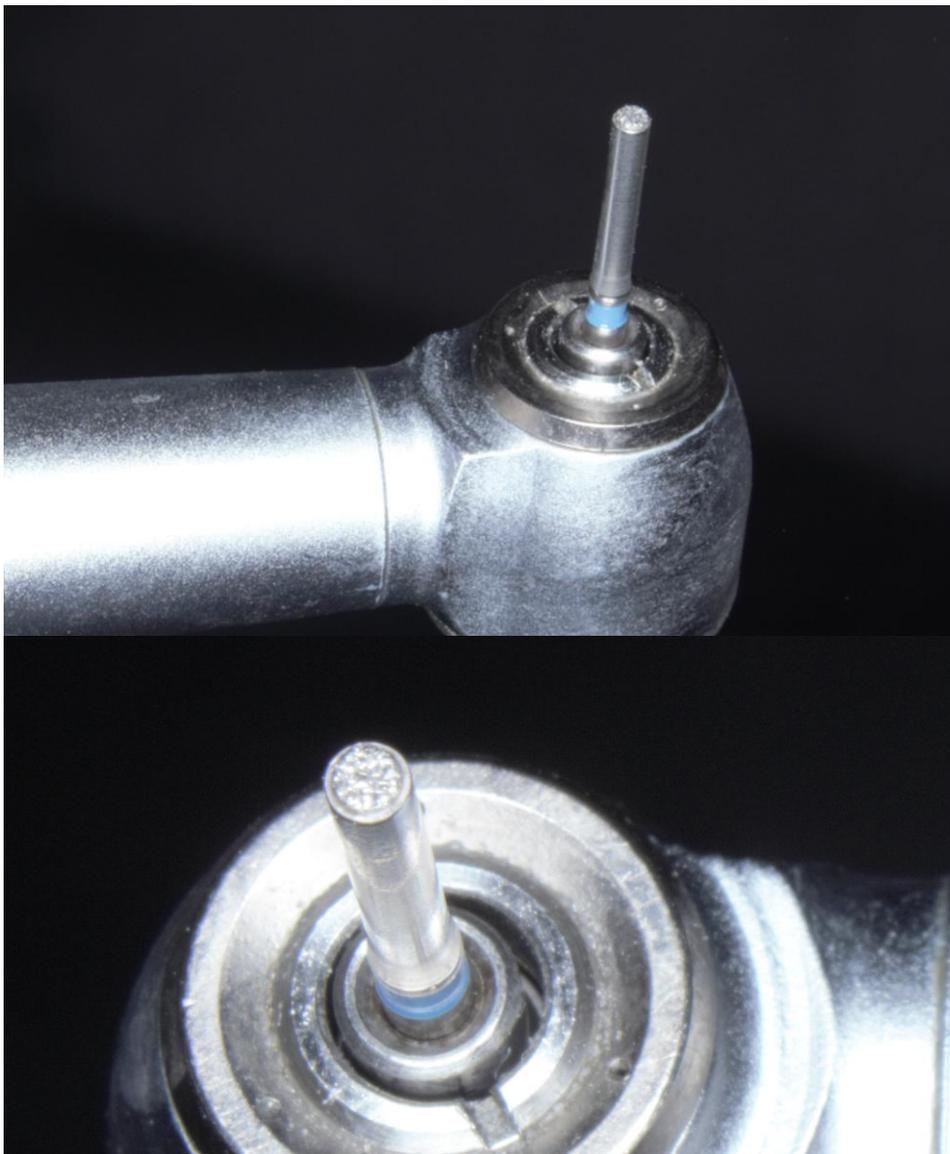
ÍNDICE:

TEMA	PÁGINA
Instrumental Y Materiales Para El Tallado De Piezas Dentarias	1
Materiales Y Métodos De Impresión En Prótesis Fija	7
Microscopía Óptica Y Digital Como Métodos Auxiliares Para La Medición De La Desviación Marginal	16
Registro Digital De Modelos Tallados Mediante El Uso De Escáneres Intraorales	22
Elaboración De Modelos De Estudio Vaciados E Impresos Mediante Tecnología 3d	28
Materiales Para La Elaboración De Modelos De Estudio	39
Tipo De Terminación Cervical (Hombro Recto, Hombro Recto Biselado Y Chanfer)	48
Elaboración De Casquete Mediante Técnicas De Colado Convencional	57
Elaboración De Casquetes Mediante Cad-Cam (Scaneo En Software Y Fresado)	70
Adhesión Microbiana Sobre Casquetes De Prótesis Obtenidos Por Métodos Convencionales Y Cad-Cam	81

INSTRUMENTAL Y MATERIALES PARA EL TALLADO DE PIEZAS DENTARIAS

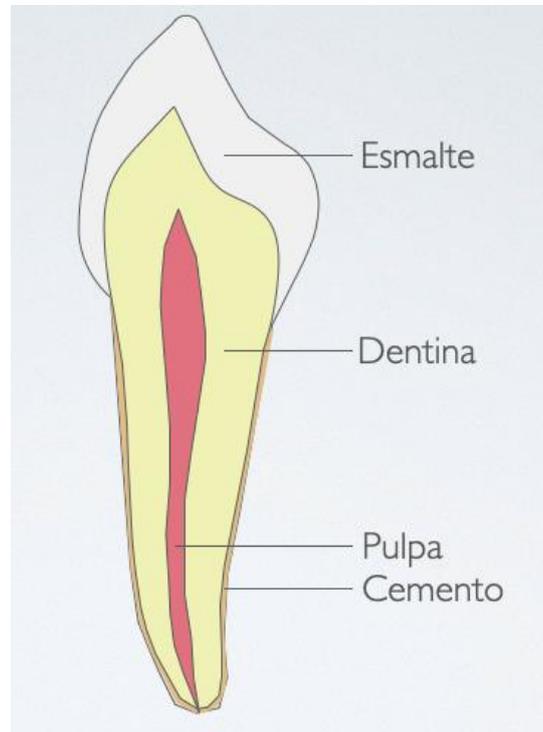
Borrillo, Carlos Gastón

Al preparar las piezas dentarias para recibir una restauración, ya sea una preparación para realizar una incrustación, una carilla o una corona se requiere conocimiento de la morfología dental y sus tejidos, instrumental rotatorio de alta velocidad con refrigeración acuosa o micromotor eléctrico con contra-ángulo multiplicador (baja velocidad y alto torque) e instrumental de mano.



Instrumental rotatorio de alta velocidad con piedra diamantada de la firma Jota 839 de granulometría gruesa.

Las piezas dentarias están formadas por cuatro tejidos: el esmalte, la dentina, la pulpa y el cemento, y se encuentra insertada mediante el ligamento periodontal al hueso alveolar. Al realizar una preparación o tallado sobre la pieza dentaria los tejidos del diente involucrados podrán ser esmalte, esmalte y dentina o bien en piezas tratadas endodóticamente podría abarcar zonas que ocupaba anteriormente la cámara pulpar.



Esquema de pieza dentaria con sus correspondientes tejidos.

El esmalte dental se compone principalmente en un 94% de cristales de fosfato cálcico llamados hidroxiapatita y se encuentran envueltos en un 4% de material orgánico¹. Esta composición lo convierte en el tejido más duro del cuerpo humano y le otorga propiedades mecánicas invaluable para la permanencia en boca de la pieza dentaria. Su espesor es variable en las diferentes caras de las piezas dentarias y en su altura coronal. En zonas cervicales obtiene espesores mínimos de 0,5mm y en caras oclusales 15 mm aproximadamente.

La dentina está compuesta químicamente en un 50% de su volumen de contenido mineral como los cristales de hidroxiapatita ricos en carbonatos y pobres en calcio, otro 30% de su volumen es matriz orgánica, en su mayor parte colágena tipo I, y el 20% restante pertenece a un fluido similar al plasma sanguíneo². Constituye la mayor parte de la estructura dental y sus propiedades mecánicas resultan determinantes en casi todos los procedimientos de Odontología Restauradora (Marshall *et al.*, 1997), ya que le otorga a las piezas dentarias la capacidad de soportar la energía y absorberla³.

INSTRUMENTAL MANUAL PARA EL TALLADO DE UNA PIEZA DENTARIA

Al iniciar el tallado o la preparación de una pieza dentaria según el tipo de tratamiento es importante considerar de gran utilidad a las tiras abrasivas metálicas utilizadas en la liberación de puntos de contacto para preparaciones proximales y la sonda periodontal calibrada para el estudio de la profundidad de la preparación sobre el tejido desgastado.

INSTRUMENTAL ROTATORIO DE ALTA VELOCIDAD

El instrumental rotatorio de alta velocidad es el más utilizado. Ideal para el corte de esmalte, permitiendo realizar el tallado de manera eficiente. Se utiliza colocando piedras para dicho instrumento de diamante o de carburo tungsteno.



Piedra de diamante de granulometría gruesa donde se observan los cristales de diamante incrustados en la matriz.

El instrumental rotatorio de baja velocidad y alto torque es el micromotor eléctrico con contra-ángulo multiplicador, está indicado para la terminación de hombros y biseles. También es utilizado en el acabado y pulido de las preparaciones dentales. Es menos agresivo que la turbina de alta velocidad y permite un tallado más controlado.

Las piedras de diamante otorgan un corte preciso y desgastan el esmalte dental sin inconveniente cuando las piedras se encuentran en perfecto estado. Estas piedras están compuestas de una matriz la cual presentan incrustados fragmentos de diamantes de diferentes granulometrías según el requerimiento del caso a tratar y se clasifican por colores. Una misma

fresa, con una misma forma, puede tener diferentes grosores de grano según las necesidades de tratamiento los cuales se pueden distinguir por la coloración específica que encontramos en el anillo de color del cuello de la fresa.



Piedras de diamante con diferentes formas y granulometrías

Las piedras de diamante pueden ser de grano grueso: negro y azul, grano medio: verde y rojo y grano fino: amarillo y blanco.

Las fresas de carburo tungsteno son sustitutas de las antiguas fresas totalmente de acero, compuestas por esta aleación en su parte de trabajo activa que mejoran y refuerzan sus propiedades físicas. Se utilizan para tallar la dentina con mayor eficacia.

Al realizar una preparación dental es de gran relevancia la ubicación del límite de la preparación. Este límite o terminación podrá ser por encima de la encía, denominado *supragingival*, al nivel de la encía denominado *yuxtagingival* y por debajo del borde de la encía denominado *subgingival*.

Las terminaciones tienen como objetivo principal el correcto sellado periférico de la restauración, resultando así en la integración de la restauración y el remanente dentario. La angulación y tipo de terminación variará según el tratamiento restaurador a realizar, por ejemplo, en coronas o restauraciones de recubrimiento completo pueden realizarse hombro recto, hombro biselado, hombro redondeado y filo de cuchillo. El espesor de estas preparaciones dentales debe estar planificado desde la selección del tratamiento rehabilitador a realizar, es guiado con el diámetro de las piedras seleccionadas, piedras calibradas y con llaves de preparaciones.



Piedra de diamante calibrada para preparaciones. Se visualiza zonas de desgaste (activa) y zonas del vástago sin diamante (inactivo).

Al realizar las maniobras finales de una preparación o tallado dental debe obtenerse un pulido de su superficie para facilitar la copia fiel con el material de impresión o escaneo intraoral y también aumentar su energía superficial al recibir el agente cementante, favoreciendo la adhesividad y el flujo de los excedentes en la cementación. Puede realizarse con piedras de grano fino (aro amarillo y blanco) y gomas de pulido.

Consideraciones a tener en cuenta para recibir restauraciones fresadas

Es imprescindible la íntima relación de contacto entre la superficie del remanente dental y la superficie interna de la restauración, para reducir la microfiltración, obtener el correcto ajuste y

espesores adecuados de agentes cementantes que mantengan sus propiedades mecánicas inalterables en los espesores máximos indicados por el fabricante.

Actualmente gran parte de las restauraciones que se realizan en los laboratorios dentales son obtenidas mediante el proceso de sustracción, es decir, bloques o pastillas del material seleccionado por el profesional de la salud, son fresados por maquinarias específicas y responden a un diseño 3D asistido por un ordenador.

Al realizar el fresado interno de la restauración el diámetro de la fresa es crucial, ya que si en la preparación dentaria se realizaron bordes incisales agudos estos no podrán ser reproducidos por la fresadora o se correrá el riesgo de obtener espesores extremadamente delgados o falta de adaptación interna entre la preparación y la restauración.

BIBLIOGRAFÍA

1. Reyes Gasga, José. Estudio del esmalte dental humano por microscopia electrónica y técnicas afines. *Rev. LatinAm. Met. Mat.* [online]. 2001, vol.21, n.2, pp.81-85. ISSN 0255-6952.
2. Propiedades mecánicas de la dentina humana. *Av Odontoestomatol* [online]. 2004, vol.20, n.2, pp.79-83. ISSN 2340-3152.
3. Magne P. Urs Belser. Restauraciones de porcelana adheridas en los dientes anteriores: Método biomimético. Ed. Quintessence 2003.
4. Bechelli, A., Alonso, A. y Albertini, J. (2011). *Oclusión y diagnóstico en rehabilitación oral*. Ciudad Autónoma de Buenos Aires., Argentina: Médica Panamericana
5. Prótesis Fija Contemporánea 5ª Ed Rosenstiel. 2016
6. Shillenburg HT (1997). *Fundamentals of fixed prosthodontics*. Ed. Quintessence Publishing company
7. The Glossary of prosthodontics terms: 19ª edición. *J Prosthet Dent* 2017; 117: e1-105 n.d.

MATERIALES Y MÉTODOS DE IMPRESION EN PRÓTESIS FIJA

Spina, Marianela

Uno de los principales éxitos en prótesis dental es la exactitud de la restauración final que garantice la sobrevivencia de las mismas, la reproducción precisa de márgenes de la preparación en una impresión es un requisito necesario para lograr una buena calidad marginal. Es por eso que la técnica y material de impresión, así como el manejo de los tejidos periodontales resultan claves en la consecución del éxito. Entender las propiedades de cada uno de los materiales utilizados durante el proceso de toma de impresión, así como el diagnóstico oportuno de la condición periodontal previa (salud, enfermedad, biotipo periodontal) y las técnicas disponibles para la retracción o desplazamiento de los tejidos gingivales, proporcionan al clínico las herramientas necesarias para la toma de decisiones y la consecución de los mejores resultados estéticos y funcionales en prótesis fija.

Hoy en día, casi todos los materiales y las técnicas de impresión permiten lograr resultados satisfactorios en lo que a reproducción del detalle con precisión se refiere.

De todas formas, muchas veces son la propia sistemática de la técnica o el manejo inadecuado de los materiales de impresión los culpables de que no se obtengan los resultados deseados, provocando así el fracaso de una impresión.

Las principales causas de fracaso de las impresiones en Prótesis Fija Dentosoportada son las siguientes:

- Márgenes subgingivales que salen mal definidos en la impresión. al estar localizado el margen en el interior del surco gingival es más difícil de reproducir el ángulo cavo superficial, ya que puede no llegar el material de impresión o puede verse afectado por el fluido crevicular y el sangrado que se puede producir durante el tallado de los dientes.
- Manipulación inapropiada del material o de la técnica de impresión. En ocasiones, la propia rutina de la técnica hace que se descuiden detalles que pueden ser fundamentales para lograr una buena reproducción de los detalles anatómicos a impresionar.
- Manejo inadecuado de los tejidos blandos. La toma de impresiones en presencia de inflamación y/o sangrado gingival (tras el tallado o por gingivitis) complica el correcto resultado de una impresión. Resulta imprescindible realizar siempre un correcto control de la inflamación y del sangrado previo al tallado y a la toma de impresiones. En ocasiones se logra en la fase de provisionales.

CLASIFICACIÓN DE LOS MATERIALES DE IMPRESIÓN

1. MATERIALES DE IMPRESIÓN RÍGIDOS:

No tienen aplicación en Prótesis Fija.

2. MATERIALES DE IMPRESIÓN ELÁSTICOS:

– Acuosos:

- Hidrocoloides reversibles (en desuso).
- Hidrocoloides irreversibles (alginato): importantes en Prótesis Fija para modelos antagonistas.

– No acuosos:

- Siliconas Condensación.
- Siliconas Adición.
- Poliéteres.
- Polisulfuros (en desuso).

Los materiales de impresión más empleados en la actualidad para impresiones en Prótesis Fija Dentosoportada son las siliconas de adición y los poliéteres. Las siliconas de condensación han sido materiales de elección durante mucho tiempo, si bien su tendencia es a ser sustituidas por las siliconas de adición, que presentan mejoras sustanciales. Los polisulfuros y los hidrocoloides reversibles aún son empleados por algunos profesionales, pero la realidad es que se trata de materiales que tienden a desaparecer.

SILICONAS DE CONDENSACIÓN O POLIDIMETIL SILOXANOS

Las siliconas de condensación fueron los materiales de impresión en prótesis fija hasta el desarrollo de las nuevas siliconas de adición, que las han superado en cuanto a propiedades generales y facilidad de manejo.

Este tipo de siliconas polimerizan mediante una reacción de condensación en la que se pierde alcohol etílico, por lo que no poseen una buena estabilidad dimensional (contracción del 0'3% en la 1ah). Debido a ello se deben vaciar antes de transcurridos 30 minutos.

Para lograr una buena reproducción de detalles (25 micras) y buena recuperación elástica (99'5%) es necesario siempre hacer la toma de impresiones mediante la técnica de doble impresión.

Son materiales muy hidrófobos y requieren una ausencia completa de humedad para la toma de una buena impresión.

Las siliconas de condensación presentan una mayor dificultad de manejo que las de adición por su presentación de base y catalizador en dos pastas, que deben ser mezcladas manualmente mediante espátula. La dificultad de mezclado altera los tiempos de trabajo y fraguado, así como aumenta la presencia de irregularidades, burbujas y zonas con polimerización incompleta.

SILICONAS DE ADICIÓN O POLIVINIL SILOXANOS (PVS)

Siliconas de adición son los materiales de impresión que cumplen mejor las propiedades exigidas a los mismos, por ello son los materiales más empleados en la actualidad.

Son los materiales que logran la mayor precisión por lograr una gran reproducción de detalle, una gran estabilidad dimensional (0´05-0´2 mm/24h) y una mayor recuperación elástica: Ello es debido a que sufren una reacción de polimerización por adición sin productos colaterales.

Las siliconas de adición llevan agregados unos surfactantes y eso las hace ligeramente hidrofílicas, lo cual, a pesar de seguir requiriendo un medio seco para la toma de impresión, conlleva menos problemas en el vaciado.

No obstante, se debe recordar que liberan Hidrógeno que forma burbujas y que exige el vaciado demorado de 30 a 60 minutos.

Como desventaja de las siliconas de adición se ha descrito por múltiples autores una reacción con el látex que produce inhibición de polimerización. Son los sulfuros del látex y algunos hemostáticos los que contaminan el catalizador de la reacción de polimerización. De cualquier manera, dicha inhibición de polimerización no es fácil de detectar y no sucede en todas las marcas comerciales. Para evitarlo se aconseja que cuando el auxiliar vaya a manejar la silicona se retire los guantes y se lave las manos para evitar restos sulfurosos.

Los PVS permiten dos vaciados, de los cuales el segundo no puede ser una sustitución si el primero tiene algún error de vaciado. La técnica del doble vaciado es útil de la siguiente manera:

- Primer modelo: Modelo de trabajo con muñones independizados.
- Segundo modelo: Modelo de comprobación de ajuste en relación con la encía y dientes vecinos sin independización de los muñones. Los PVS vienen presentados en sistemas de auto mezclado que, además de producir menores errores inherentes a la mezcla y aportar un mayor tiempo de trabajo, son más económicos, ya que emplean sólo 1/3 del material que se emplearía si se mezclara de forma manual.

POLIÉTERES

Los poliéteres han sido siempre materiales clásicos en Prótesis Fija, pero recientemente han resurgido con una serie de mejoras en sus propiedades organolépticas y de manejo, así como en su capacidad de reproducir el detalle, rigidez y distintas densidades.

Son materiales que poseen un grado de reproducción del detalle muy alto. Además, su deformación permanente es escasa, logrando una recuperación del 98'5%. Otra característica que presentan los poliéteres es su gran rigidez; debido a ella se puede desgarrar la impresión o romperse los modelos si los pilares son finos.

Presentan una buena estabilidad dimensional gracias a que su reacción de polimerización por adición no desprende productos colaterales. Sin embargo, debido a su hidrofilia absorben agua del ambiente, por lo cual se deben vaciar cuanto antes o mantener en ambiente seco si se quiere mantener la estabilidad dimensional de la impresión.

Por su tixotropía, el poliéter tiene la mayor capacidad de penetración en el surco gingival de las preparaciones dentarias, independientemente de la anchura de los mismos.

TÉCNICAS DE IMPRESIÓN

- Convencionales

- Técnica de doble impresión
- Técnica de doble mezcla

- Digitales

- Impresión Digital a través de scanners intraorales

TÉCNICA DE DOBLE IMPRESIÓN

Es la técnica más recomendada para lograr precisión en la toma de impresiones en Prótesis Fija, puesto que, cuando se domina la técnica, resulta la manera más fácil de tomar una impresión, tanto para el dentista (mejores resultados y más predecibles) como para el paciente (una menor cantidad de material y su mejor control hace la impresión menos desagradable para el paciente).

La primera impresión se toma con material pesado o denso en cubeta estándar. La función de esta impresión es la de individualizar la cubeta dejando un espacio uniforme y controlado para la posterior colocación de una pasta fluida que registre con mayor detalle las preparaciones dentarias.

El grosor de material fluido necesario para lograr una adecuada exactitud (espaciado de la cubeta) es de 2 mm para las siliconas y 4 mm para los poliéteres, dada su mayor rigidez.

La creación de espacio para la silicona pesada se puede llevar a cabo de diversas maneras:

- Cajear la impresión de silicona pesada creando espacio con un bisturí.

- Realizar la impresión de silicona pesada antes de tallar, lo cual garantiza un espacio suficiente en los dientes preparados, pero requiere la eliminación de las zonas retentivas en la silicona pesada.
- Tomar la impresión de silicona a un modelo previo (modelo diagnóstico) con espaciador de cera. Es la mejor manera para garantizar un espaciado regular para el material de la impresión.

Cuando se introduce la silicona fluida, debido a la presión hidrostática, desplaza a la silicona pesada comprimiéndola y ese desplazamiento retornará, una vez sacada la impresión de la boca, debido a la memoria elástica de la silicona pesada, dando como resultado un modelo más pequeño que puede comprometer la entrada de las restauraciones en los correspondientes dientes tallados. Se deben hacer surcos de escape para reducir la presión hidrostática.

La segunda impresión se toma con silicona fluida. Se debe colocar el segundo hilo retractor impregnado en hemostático y se deja que haga efecto unos minutos.

Se procede a secar completamente el campo y se carga la cubeta con silicona fluida antes de empezar a echarla en boca.

Se coloca silicona fluida sobre el margen de la preparación en los dientes preparados, según se va retirando el segundo hilo (cuando se emplea una técnica con hilo impregnado).

Se introduce la cubeta con firmeza para que asegure el correcto asentamiento de la misma y se espera a su total polimerización antes proceder a su desinserción.

TÉCNICA DE DOBLE MEZCLA

Este tipo de impresión puede lograr una exactitud igual que la de doble impresión, siempre y cuando se domine la técnica y se empleen unos materiales adecuados. La doble impresión es más sensible a la técnica. Lo normal es que, al introducir a la vez en boca los dos materiales de distintas densidades sin polimerizar, la silicona pesada desplace a la fluida de la zona de las preparaciones, quedando registradas las líneas de terminación en silicona pesada, que es un material inapropiado para la impresión de detalles finos (capacidad de detalle de unas 75 micras).

Cuanta mayor es la diferencia de densidades entre las dos siliconas, en mayor medida se verá desplazada la silicona fluida hacia el vestíbulo y el paladar o la lengua. Por eso se recomienda que cuando se emplea la técnica de doble mezcla se eviten tanto las siliconas más densas (putty o masilla) como las extrafluidas, que acentuaran el desplazamiento de las últimas. Se debe emplear una silicona pesada o heavy body con una de consistencia fluida. En la actualidad disponemos de siliconas pesadas con una mayor fluidez en su fase inicial. Esto hace que si se coloca la pesada y la fluida a la vez, y en los primeros momentos de polimerización, la pesada

no desplace a la fluida, pudiendo reproducirse todo el margen y el ángulo cavo-superficial en silicona fluida.



Fig. 1. Técnica de doble impresión: cajeadado y surcos de escape en la silicona pesada.



Fig. 2. Técnica de doble impresión: segunda impresión con silicona fluida.



Fig. 3. Impresión tomada mediante técnica de doble mezcla

IMPRESIÓN DIGITAL

Tradicionalmente, las impresiones son tomadas directamente en la boca del paciente mediante los materiales de impresión (mencionados previamente), y a partir de éstas, se obtiene un duplicado de los tejidos dentales, se puede lograr una gran calidad de impresiones con estos materiales, dependiendo del conocimiento, la habilidad del clínico y los materiales. Sin embargo, hay varias fuentes potenciales de error que incluyen la distorsión de los materiales de impresión, el proceso de desinfección, el transporte de la cubeta de impresión al laboratorio dental. Los errores de este flujo de trabajo convencional pueden convertirse en los responsables de la falta de adaptación final de la restauración y su posterior pérdida.

El primer paso de todo el trabajo digital es la impresión intraoral óptica. Nos permite comprobar inmediatamente la calidad de la impresión, incluida la geometría del pilar y la línea de terminación del diente preparado. Si el profesional no está satisfecho la impresión se puede repetir en la misma cita. Es por esto que esta técnica contribuye a un trabajo más eficiente en la consulta dental. Se evita el uso de impresiones en cubetas y su consecuente material, esto contribuye al confort del paciente.

La impresión intraoral permite al odontólogo obtener directamente los datos de los dientes preparados, otorgándole mayor precisión y eliminando así de la fase clínica la toma de impresión y la fabricación del modelo, aspectos sensibles a errores. Los beneficios de las impresiones digitales intraorales, son:

- La estabilidad dimensional que muestran a largo plazo
- No están sujetos a los problemas de descontaminación asociados con los materiales de impresión indirectos.
- Buena precisión y exactitud
- Mejor confort para el paciente. No produce incomodidades, pues no se requiere de ningún material que pueda provocar náuseas ni tampoco deja restos de material de impresión en la cara y los labios del paciente.
- Simplicidad en la técnica, en comparación a la técnica convencional.
- No es necesaria la articulación de modelos en un articulador.
- Procedimiento menos invasivo.
- Suprime la necesidad de ocupar espacio físico para guardar los modelos.
- Elimina errores del vaciado en yeso, en comparación al método convencional.
- Mejora la comunicación con el paciente, pues podemos mostrarle sus características y el plan de tratamiento indicado de manera clara y sencilla.
- Mejora de la calidad del tratamiento.

Algunos sistemas de impresión intraoral necesitan la aplicación de un polvo (dióxido de titanio u óxido de magnesio), que produce un reflejo de brillo más uniforme en las superficies dentales, ayudando así a crear superficies medibles digitalmente. Estos sistemas introducen una posible fuente del error dimensional con la aplicación del polvo, lo que puede afectar la precisión de la impresión intraoral óptica. La capa de polvo aplicado engrosa la superficie dentaria de 13 a 85µm, determinado por experiencia del dentista influyendo su experticia en la homogeneidad y el grosor del polvo, repercutiendo en la precisión de las mismas, siendo los dentistas con mayor experiencia los que producen capas de polvo más homogéneas y delgadas en las superficies dentales.

La tecnología CAD/CAM actual ofrece sistemas con impresiones digitales que no requieren el recubrimiento de la estructura dentaria con polvo.

Fases para el registro de impresión digital

- Fase de Escaneado

El primer paso ocurre en la clínica dental, donde tras un diagnóstico previo por el especialista, se lleva a cabo un escaneado intraoral de toda la boca del paciente. De esta manera se obtienen las imágenes digitales que permiten un modelo 3D de la morfología completa.

- Fase de Diseño

Con la información obtenida tras el escaneado intraoral se lleva a cabo el diseño de la restauración de piezas dentales del paciente, Este paso se realiza con un software de modelado.

- Fase de Fabricación de la prótesis fija

Por último, se traslada el diseño a la impresora y, con el material específico para el caso, se procede al fresado de la prótesis correspondiente.



Fig. 4. Impresión Digital vista Oclusal.

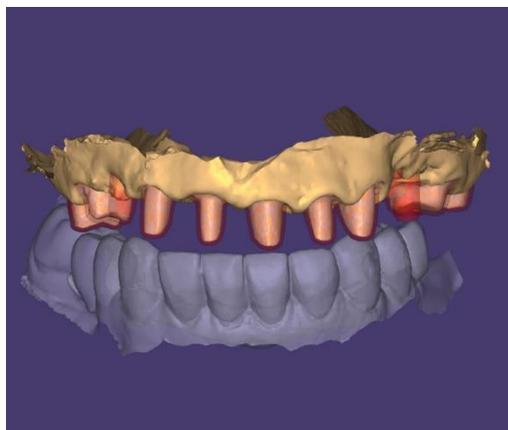


Fig. 5. Impresión Digital vista Frontal.



Fig. 6. Scanner intraoral.

CONCLUSIÓN

En la odontología actual, tanto las impresiones digitales como las convencionales tienen sus propias ventajas y desventajas. Sin embargo, desde la irrupción de la tecnología CAD CAM en todo el flujo de trabajo entre clínicas y laboratorios, nadie en el sector duda de la enorme mejoría que la digitalización ha provocado a nivel global, ya que ofrecen menor tiempo clínico, comodidad para el paciente, ahorra costos, espacios y la reproductibilidad es comparable o mejor que las técnicas convencionales.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Burgos Cárdenas, J. B. (2023). Impresión digital para la elaboración de restauraciones dentales indirectas.
2. Bustamantes Soto, K. M. A., Romero Yauri, D. R., & Ticlavilca Mejía, D. G. (2023). Cambios dimensionales de las impresiones dentales en dos marcas de hidrocoloides irreversibles, Lima-2022.
3. Jiménez Cervantes, M. (2023). Comparación de los cambios dimensionales de dos hidrocoloides irreversibles empleados comúnmente en la práctica odontológica según tiempo transcurrido después de la impresión. Estudio in vitro. Lima, Perú 2022.
4. Medina-Sotomayor, Priscilla, Ordóñez, Paola, & Ortega, Gabriela. (2021). Precisión de los sistemas de impresión digital intraoral en odontología restauradora: Una revisión de la literatura. *Odovtos International Journal of Dental Sciences*, 23(1), 64-75. <https://dx.doi.org/10.15517/ijds.2020.41442>
5. Medina-Sotomayor Priscilla, Ordóñez Paola, Ortega Gabriela. Precisión de los sistemas de impresión digital intraoral en odontología restauradora: Una revisión de la literatura. *Odovtos* [Internet]. 2021 Apr [cited 2024 Mar 02]; 23(1): 64-75. Available from: http://www.scielo.sa.cr/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S2215-34112021000100064&lng=en. <http://dx.doi.org/10.15517/ijds.2020.41442>.
6. Miraglla Lizeth, I. C. (2021). *Impresión tridimensional en odontología* (Bachelor's thesis, Universidad Nacional de Chimborazo).
7. Núñez, M. D. M., Moreano, R. O. M., & Ortiz, V. A. S. (2022). Escáneres intraorales vs impresiones convencionales para diagnóstico y tratamiento odontológico. *Revista Arbitrada Interdisciplinaria de Ciencias de la Salud. Salud y Vida*, 6(1), 319-328.
8. Quishpe Córdor, O. B. (2022). *Uso de las siliconas de adición en la impresión definitiva de una prótesis fija* (Bachelor's thesis).
9. Rivera-Gonzaga, J. A., Zamarripa-Calderón, J. E., Ancona-Meza, A. L., Grazioli, G., & Cuevas-Suárez, C. E. (2021). La tecnología de impresión 3D utilizada en odontología. *Educación y Salud Boletín Científico Instituto de Ciencias de la Salud Universidad Autónoma del Estado de Hidalgo*, 9(18), 196-198.

MICROSCOPIA ÓPTICA Y DIGITAL COMO MÉTODOS AUXILIARES PARA LA MEDICIÓN DE LA DESVIACIÓN MARGINAL

Butler, Teresa A. y Ore Suaznabar, Melany

INTRODUCCIÓN

Cuando se realiza un tratamiento protodóntico fijo, una de las variables a considerar es la desviación estándar que se puede presentar durante la elaboración del mismo. ⁽¹⁾

Un sellado deficiente puede causar alteraciones sobre el periodonto y la pieza dentaria que actúa como pilar, causando, por ejemplo: acumulación de la microbiota, caries secundaria, pulpitis entre otras. ⁽¹⁾

Para evitar uno de los factores que puede causar una desviación, es importante utilizar materiales que se adapten adecuadamente a la zona de la interfase, y que posean una larga duración, lo que permite la reducción de las alteraciones biológicas, mecánicas y de las estructuras de soporte. ⁽²⁾

La desviación marginal que puede existir entre el casquete en prótesis fija y la pieza dentaria (interfase), es de suma importancia para determinar la correcta adaptación del mismo ⁽²⁾ La Asociación Dental Americana (ADA), ha indicado que el espesor máximo de la película de cemento debe ser de entre 25 a 40 μm . Pudiendo variar, de acuerdo al método utilizado para su fabricación. ⁽³⁾

El ajuste marginal en prótesis fija como define Fernández Encinas; 2015, *es la exactitud con la que encaja una restauración de prótesis fija sobre una línea de terminación*. Así discrepancias marginales entre 50 y 120 μm se consideran clínicamente aceptables en relación a la longevidad de las restauraciones. Otros autores consideran correcto entre 25 y 119 micras. Se considera prerrequisito fundamental para el éxito.

Otro factor que puede determinar una falla en la desviación y el espacio que queda entre la pieza dentaria y el casquete, es el material que se utiliza como cementado entre la pieza dentaria y la restauración, en ocasiones genera una mala adaptación provocando una discrepancia, entre tres factores, pudiendo inducir al fracaso del trabajo. ⁽⁴⁾

Ciertos autores reportan que el rango del ajuste marginal se halla entre los 40 y 120 μm , para ser considerado clínicamente aceptable. Cuando estas medidas aumentan, se dice que se ha producido un desajuste entre el implante y los pilares. Para cuantificar esas medidas, existen

diferentes métodos entre los cuales se pueden mencionar: la lectura óptica, microscopía electrónica, radiográfica o táctil. ⁽³⁾

También se ha utilizado la interferometría de luz blanca, que puede identificar además la rugosidad. Este método ha reemplazado a otros como la presión digital alternativa, la prueba de resistencia media (otra de las variables que, junto con el ajuste marginal, determinan el éxito de las implanto prótesis), de un tornillo, entre otras.

Otra forma de medir la desviación marginal ha sido el uso de la espectrofotometría, que, por un lado, permite definir las medidas establecidas clínicamente razonables para evaluar dicha desviación o desajuste, como así también el infiltrado bacteriano. ⁽⁵⁾

Por otro lado, si bien consideramos que la rugosidad y el ajuste marginal son las variables de mayor repercusión biológica en el rendimiento de las implanto-prótesis, otros autores se han centrado en recoger otro tipo de datos que serían muy relevantes tanto para el clínico como para el investigador. valoró la presencia o no de filtración en función del torque de inserción, mediante el uso de la espectrofotometría observándose un mayor infiltrado a 10 N/cm² que a 20 N/cm², y estos a su vez presentan mayores tasas de filtración que cuando sometemos al pilar al torque recomendado por el fabricante (35 N/cm²). ⁽⁵⁾

Objetivo general

Describir el uso de la microscopía óptica y digital, como métodos auxiliares para la medición de la desviación marginal del espacio existente entre la pieza dentaria y cofia protésica).

MATERIALES Y MÉTODOS

Para el desarrollo de este artículo se aplicó una metodología de tipo exploratoria, descriptiva, basada en diferentes fuentes bibliográficas con relevancia científica, de orden nacional e internacional.

DESARROLLO DEL TEMA

Al resultar dificultoso realizar este tipo de mediciones en forma clínica- macroscópicamente- es fundamental contar con métodos auxiliares.

A continuación, serán descriptas algunas de las técnicas aplicadas como métodos auxiliares, para la medición de la desviación marginal entre la pieza dentaria y los casquetes para prótesis fija. Pudiendo de esta manera registrar medidas de los lados mesial, distal, lingual, palatino y vestibular.

ESTÉREOMICROSCOPIO

En una técnica de microscopía óptica conocida como lupa binocular. Puede ofrecer una imagen diferente para cada ojo, con dos trayectorias ópticas se paradas. ⁽⁴⁾ Por lo tanto, se puede obtener una imagen tridimensional. Generalmente, se combinan fuentes de luz reflejada y transmitida. Este mecanismo también permite combinar la técnica con una luz fluorescente que genera una ampliación del campo a observar. ⁽⁶⁾

Dicha técnica se la usa en Biología, Genética, Antropología Forense, también puede resultar muy útil para la medición de las desviaciones de adaptación sobre el margen gingival, de los casquetes en Prótesis Fija. En este caso, su aplicación permite visualizar y con mayor precisión, tanto, en casquetes elaborados por el sistema de CAD_CAM, como cuando son elaboradas por otras técnicas tradicionales de laboratorio. ⁽³⁾

Metwaly, M K; *et al*; 2022; realizaron una investigación con tres tipos de materiales: PEEK, PEKK, y Zirconio para observar el espacio marginal vertical en cofias cementadas. Para ello, utilizaron un estereomicroscopio Nlkion Japón 3 MA 100, con un aumento de 70 X. las imágenes obtenidas a partir de cuatro tomas de cada ejemplar se trasladaron a un software de análisis de imágenes (Omnmet Buehler USA). ⁽⁶⁾

FOTOGRAFÍA DIGITAL

La discrepancia marginal en prótesis dental fija, también se puede evaluar mediante fotografía digital. Se puede utilizar un método de observación directa sobre el objeto a visualizar (desviación vertical en coronas de porcelana cerámica. Se realiza usando una cámara digital, para la toma de fotografías del objeto. Para ello, el objeto observado debe colocarse sobre una superficie que actúe de soporte y fijación, para que no obtener una desviación no deseada. Al costado de la muestra, se coloca algún elemento de medición como por ejemplo una regla milimetrada, como fue usada por, para que la escala no variara. El tallado protético y la regla quedan así centradas para tomar bien la imagen. Luego, se mide en Micrómetros por pixel, en algún programa de procesamiento de imágenes, etc.

SOFTWARE

También se pueden obtener mediciones de la desviación marginal, mediante algún sistema software, tal como el Geomagic Control X, que permite las mediciones a partir de imágenes escaneadas por el sistema 3 D. Pudiendo realizar dichos controles, entre los escaneos intraorales, y el control del escaneo a partir de la línea d finalización de la preparación, tal como menciona Asha Chiu, *et al*; 2020. Pudiendo de esta manera medir el tiempo de escaneo y la cantidad de imágenes registradas por escaneo. ⁽⁸⁾

Ya ha sido descrito, el uso de software anexo a imágenes obtenidas por estereocopia, por Metwaly, MK.

RESULTADOS

A continuación, se describirán los resultados obtenidos por algunos de los investigadores consultados.

Zegarra Cavero-Blumenfeld, Fernanda, 2017; menciona que los resultados obtenidos de la discrepancia marginal utilizaron un registro fotográfico (EOS Mark II 5D Canon, Japón), con una lente macroscópica de 100 mm y *macro twinflash*, utilizando también una cámara digital, obteniendo el registro de 276 imágenes, habiendo tomado cuatro lados por pieza dentaria (vestibular, mesial, lingual y distal).

Otros autores observaron como resultado en la medición de la desviación marginal entre grupos de coronas unitarias de porcelana vitrocerámica, del cual no obtuvieron un número estadísticamente significativo siendo $p < 0.05$. Para ello utilizaron un registro fotográfico con una cámara digital y un lente macroscópico de 100 milímetros (mm), midiendo 52 puntos aleatorios.

Los valores medios de gab marginal fueron $[64,28 \pm 17,06 \mu\text{m}]$, $[66,54 \pm 14,16 \mu\text{m}]$ y $[58,82 \pm 11,64 \mu\text{m}]$ para los grupos PEEK, PEKK y Zirconia respectivamente. ⁽¹⁰⁾

DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

De acuerdo a los resultados obtenidos por Metwaly, MK-et al; 2022, los valores medidos del espacio vertical marginal sufrieron una alteración debido al tipo de material. Sin embargo, todos los resultados obtenidos se encontraron dentro de los valores clínicamente aceptables. ⁽⁷⁾

Otros investigadores (Dureja, Ishita; *et-al*, 2018), demostraron que el valor medio de la dimensión marginal entre coronas temporales fabricadas con Protem 4, mediante la técnica de CAD-CAM, fue de $\pm 29,1 \mu\text{m}$, lo que indicó un número estadísticamente significativo. ⁽¹¹⁾

En un estudio comparativo realizado por Asher Chiu, et-al; 2020. sobre la exactitud de las coronas de. fabricadas por CAD-CAM, con respecto al borde marginal, llevado a cabo con escaneos de diferentes resoluciones () pudo observar que entre los diferentes análisis realizados y los datos obtenidos, hubo una diferencia estadísticamente significativa.

En un estudio realizado por Nawafleh, Noor, et-al; 2023 sobre la medición de la discrepancia marginal en coronas elaboradas cinco materiales diferentes de resina epoxi. Dos clases de ellas fueron unas coronas e. Max CAD, en las cuales se registraron como valores máximos de la misma el valor de $49,2 \mu\text{m}$ - $87,6 \mu\text{m}$, mientras que para las coronas Cercot XT, los valores se hallaron en $10,2 \mu\text{m}$ - $21,7 \mu\text{m}$. La comparación observada por Microscopía Electrónica de Barrido de 300 X, entre estas dos clases de coronas indicaron un número estadísticamente significativo siendo el valor de $p < 0.05$., mientras que la comparación con el resto de las coronas elaboradas con otros materiales fu de $p > 0.05$. Considerando los resultados reportados

por los investigadores consultados en este trabajo se concluye que la evaluación de la desviación marginal tanto por Microscopía Electrónica como en forma digital puede ser medida correctamente, considerando ambas técnicas como excelentes métodos auxiliares en la elaboración de coronas elaboradas con diferentes materiales cerámicos y sistemas de confección.

BIBLIOGRAFÍA

- 1- Rodríguez Matzul, Yolanda María. "Estudio in vitro sobre el ajuste marginal de cuatro diferentes materiales para la elaboración de provisionales en prótesis parcial fija 2018" Tesis Doctoral. Guatemala, Noviembre 2018. Cap. II; Pág: 2-4
- 2- Mohamed Khalil El Gohary¹, Mohamed Fawzy Metwally², Tamer E. Shokry³ "Evaluation of Vertical Marginal Gap of Long Span Implant Supported Fixed Dental Prostheses Fabricated with different CAD/CAM" Materials. International Journal of Medical Science and Dental Research Volume 05, Issue 01 (January-February 2022), PP 21-36 www.ijmsdr.org ISSN: 2581-902X
- 3- Fernández Encinas, Raúl J. Ajuste de las estructuras metálicas fresadas o coladas sobre implantes de conexión externas e interna. Tesis. Universidad de Salamanca (España), 2015
- 4- Suárez, MJ. Estudio comparativo in vitro G. J. Pradíe!!' sobre el ajuste marginal con M. P. Salidú diferentes cementos J. F. L. Lozanod Volumen 4, número 3, 2002 Revista Internacional de Prótesis Estomatológica.
- 5- Romero M, Vallejo J, Martínez JA, Del Río J, López-Quiles J, Rivero MA et al. Tecnología CAD/CAM en implantoprótesis. Puesta al día y perspectivas de futuro. Gac Dent Ind Prof 2010; 216: 124-143
- 6- Pérez, Adriana, en Goeggel, D. (2007). The history of stereo microscopy. Part I. [Internet]. Tutorial. Recuperado de: <http://www.leica-microsystems.com/science-lab/the-history-of-stereo-microscopy-part-i/> [Consultado el 22 de febrero de 2017].
- 7- Metwaly Mohamed K; Fawzy Mohame; Shokry, Tamer E. International Journal of Medical Science and Dental Research. Volume 05, Issue 01, January- pp 31-36, february 2022. ISSN: 2581-902 X.
- 8- Asha, Chiu; Yen – Wei, Chen; Juri Hayasi; Alireza, Sadr. Accuracy of CAD/CAM Digital Impressions with Different Intraoral Scanner Parameters Pub Med. Sensors (Based) 2020 Feb 20;20(4):1157.
- 9- Zegarra Cavero-Blumenfeld, Fernanda (0000-0002-0131-1017) Comparación in vitro de la adaptación marginal de coronas unitarias de porcelana vitrocerámica elaboradas con tres sistemas de procesamiento UNIVERSIDAD PERUANA DE CIENCIAS APLICADAS FACULTAD DE CIENCIAS DE LA SALUD PROGRAMA ACADÉMICO DE ODONTOLOGÍA. Lima, 02 de diciembre de 2020

- 10- El Goghary, Mohamed K; Metwaly, Mohame Fawzy; Shokry, Tamer E. International Journal of Medical Science and Dental Research. Volume 05, Issue 01, January- pp 31-36, february 2022. ISSN: 2581-902 X.
- 11- Dureja, Ishita; Yaday Bhupender; Mhalotra, Puja; *et-al.* A comparative evaluation of vertical marginal fit of provisional crowns fabricated by computers- aided design/manufacturing technique and direct (intraoral technique) and flexural strength of the materials: an “*in vitro*” study. J Indian prosthodont Soc. V 18 (4) Oct- Dec 2018
- 12- Noor Nawafleh¹ Muhanad Hatamleh² Yasmeen Janzeer¹ Ali Alrahlah^{3,4} Khold Alahadal. Marginal Discrepancy of Five Contemporary Dental Ceramics for Anterior Restorations. Eur J Dent. 2023, Oct 17 (4): 1114-19. Doi 10.1055/s- 005321758787.Epub 2023 Jan 4.

REGISTRO DIGITAL DE MODELOS TALLADOS MEDIANTE EL USO DE ESCÁNERES INTRAORALES

Giannini, Ornella

INTRODUCCIÓN

La odontología ha experimentado una transformación significativa en las últimas décadas, impulsada por la digitalización de los procesos clínicos. La introducción y evolución de los escáneres intraorales (IOS), que comenzaron a aparecer en el mercado hace más de 30 años, han sido diseñados con el objetivo de simplificar los procedimientos clínicos y mejorar la experiencia del paciente mediante la implementación de un flujo de trabajo digital. La capacidad de capturar impresiones digitales de alta precisión ha permitido a los odontólogos ofrecer tratamientos más eficientes y menos invasivos, marcando un cambio paradigmático en la práctica odontológica contemporánea. Además, han emergido como herramientas esenciales para el registro digital de modelos tallados, ofreciendo una alternativa moderna a las técnicas convencionales de impresión.

Este capítulo explora el funcionamiento de los escáneres intraorales, su precisión, los beneficios que aportan al flujo de trabajo digital en odontología y su comparación con métodos tradicionales.

ESCÁNERES INTRAORALES

DEFINICIÓN

Los escáneres intraorales son dispositivos ópticos que operan utilizando diversas tecnologías que permiten capturar imágenes tridimensionales de la cavidad bucal.

Éstas tecnologías pueden incluir principios ópticos, como la fotogrametría y la triangulación láser, para registrar la geometría de los dientes y tejidos circundantes, generando modelos digitales que pueden ser utilizados para diversas aplicaciones clínicas, desde la planificación de tratamientos hasta la fabricación de restauraciones dentales.

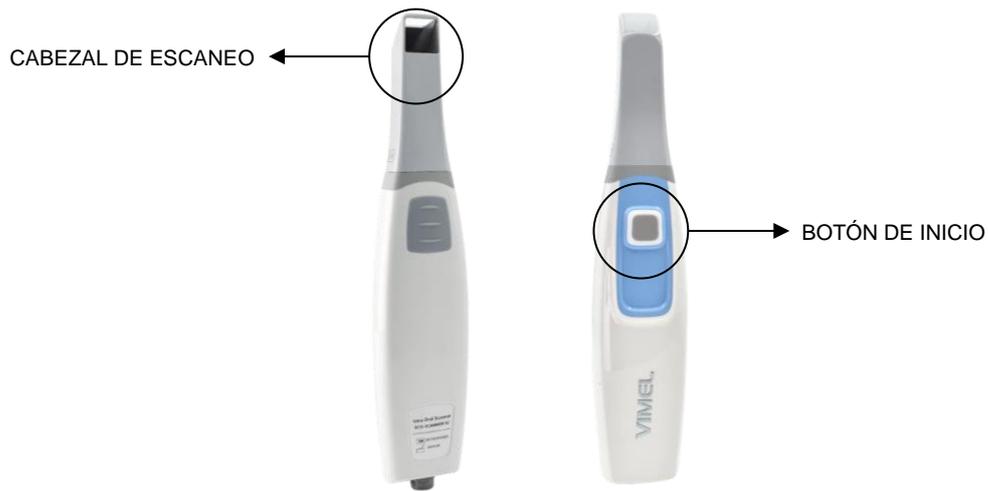


Imagen 1. Partes escáner intraoral.

Sin embargo, la exactitud de las impresiones digitales adquiridas con estos dispositivos puede verse influenciada por múltiples factores. Entre ellos se encuentran la técnica del operador, las condiciones ambientales, las características de las superficies escaneadas y la calibración del hardware.

Por lo tanto, es fundamental que los profesionales de la odontología comprendan estos aspectos para maximizar la eficacia de los escáneres intraorales en su práctica diaria.



Imagen 2. Captura de imagen de un escáner intraoral.

CLASIFICACIÓN DE LOS ESCÁNERES INTRAORALES

A medida que la tecnología ha avanzado, el número de escáneres intraorales disponibles en el mercado ha crecido exponencialmente. En octubre de 2022, se identificaron al menos 32 modelos diferentes, provenientes de 19 fabricantes.

Estos escáneres se clasifican según su integración con sistemas CAD/CAM en diferentes categorías.

De tecnología fotográfica: Su funcionamiento está basado en la toma de imágenes individuales de la zona a escanear.

De tecnología de vídeo: Su funcionamiento se basa en la grabación de zonas a escanear, simplemente como una cámara de vídeo.

Los primeros tienen un campo de visión en forma de cono, por lo cual no pueden obtener información de las superficies ocultas y se requiere de varios escaneos.

Luego, todas las imágenes se fusionan en un proceso llamado alineamiento y se genera una imagen completa.

FUNCIONAMIENTO

A través de un haz de luz, que puede ser láser o luz estructurada, que impacta sobre las superficies de los tejidos orales. La cámara captura la deformación que sufre la luz sobre las superficies y utiliza esta información para calibrar coordenadas en 3D.

Requiere de un procesador de software con mucha potencia, ya que se necesita formar una nube de puntos y mallas para reconstruirla imagen 3D. Luego, se crea una malla y los puntos adyacentes deben conectarse mediante líneas rectas generando triángulos de distintos tamaños y, posteriormente, una superficie continua.

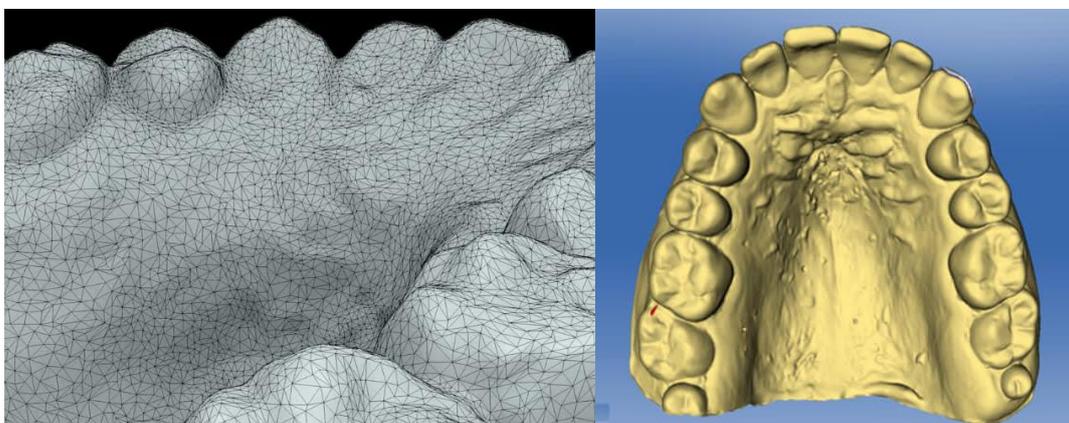


Imagen 3. Visualización de escaneo. digital.

Durante el escaneo, el odontólogo tiene acceso inmediato al modelo virtual en tiempo real, lo que permite la verificación y corrección instantánea en caso de detectar defectos en la preparación.

VENTAJAS

La incorporación de escáneres intraorales en la práctica odontológica ofrece numerosas ventajas, entre las que se destacan las siguientes:

- **Fiabilidad y precisión diagnóstica mejoradas:** Los escáneres intraorales permiten obtener impresiones dentales con una mayor fiabilidad y precisión, lo que resulta en diagnósticos más exactos y tratamientos mejor dirigidos.
- **Reducción del tiempo de trabajo:** Dependiendo del flujo de trabajo digital y del equipamiento disponible, como fresadoras CAD/CAM, es posible completar una corona en pocas horas, optimizando el tiempo tanto para el profesional como para el paciente.
- **Ahorro de recursos:** Al utilizar escáneres intraorales, se elimina la necesidad de comprar materiales de impresión tradicionales, lo que genera ahorros significativos en tiempo y costos.
- **Mayor comodidad para el paciente:** La utilización de esta tecnología mejora la experiencia del paciente, quien se siente más cómodo y satisfecho con la atención recibida.
- **Almacenamiento digital:** Las impresiones digitales se guardan en la nube, eliminando la necesidad de espacio físico para almacenar modelos de yeso, y facilitando el acceso y manejo de la información.
- **Mejora en la comunicación con laboratorios:** La tecnología facilita la transmisión de requisitos específicos al laboratorio dental, agilizando y precisando la comunicación.
- **Comunicación efectiva con el paciente:** La posibilidad de mostrar al paciente una representación anticipada del resultado final del tratamiento mejora su comprensión y motivación.

CRITERIOS DE EVALUACIÓN DE ESCÁNERES INTRAORALES

La evaluación de los escáneres intraorales se realizó utilizando diferentes tipodontos y abarcando tanto escaneos de arco completo como de mordida. Debido a las restricciones en la exhibición, no fue posible realizar las pruebas directamente en pacientes. A continuación, se describen los criterios utilizados para la evaluación, representados gráficamente mediante una escala de cinco estrellas:

- **Velocidad de escaneo:** Es un factor crucial al seleccionar un escáner intraoral, evaluándose la rapidez en el escaneo de arcos completos. Una valoración de cinco estrellas indica mayor velocidad.
- **Fluidez del escaneo:** Además de la velocidad, se valora la suavidad en la experiencia de escaneo, considerando aspectos como la recuperación tras la pérdida de escaneo y la unión de imágenes.
- **Tamaño del escáner:** Se evaluó el tamaño general del escáner, su peso y ergonomía, determinando la comodidad de uso durante el escaneo.
- **Facilidad de uso:** Este criterio abarca tanto el hardware como el software, evaluando posibles problemas durante el escaneo, procesamiento y flujo de trabajo general.
- **Costo:** Se realizó una comparación relativa de precios, considerando el costo, complementos y ubicación geográfica, sin proporcionar cifras exactas.

- Requisitos de suscripción y mantenimiento: Se evaluó la necesidad de suscripción para el uso del escáner, considerando si es obligatoria, recomendada o innecesaria, así como los costos de mantenimiento.
- Exportación de datos: Aunque todos los escáneres permiten exportar archivos STL, OBJ y/o PLY, este criterio no se incluyó en la valoración.
- Autoclavabilidad de las puntas: Se consideró si las puntas pueden ser esterilizadas en autoclave y la cantidad de ciclos que pueden soportar antes de ser reemplazadas.
- Pantalla táctil: Se evaluó si el escáner cuenta con una interfaz táctil, especialmente relevante para los modelos conectados a carros.
- Escáner inalámbrico: Se valoró la disponibilidad de opciones inalámbricas en los escáneres.
- Detección de caries: Se evaluó si el escáner posee funciones adicionales como la detección de caries mediante transiluminación o fluorescencia.
- Integración CAD: Se consideró si el escáner cuenta con funciones integradas de diseño CAD/CAM o si es necesario utilizar software de terceros para el diseño de prótesis.

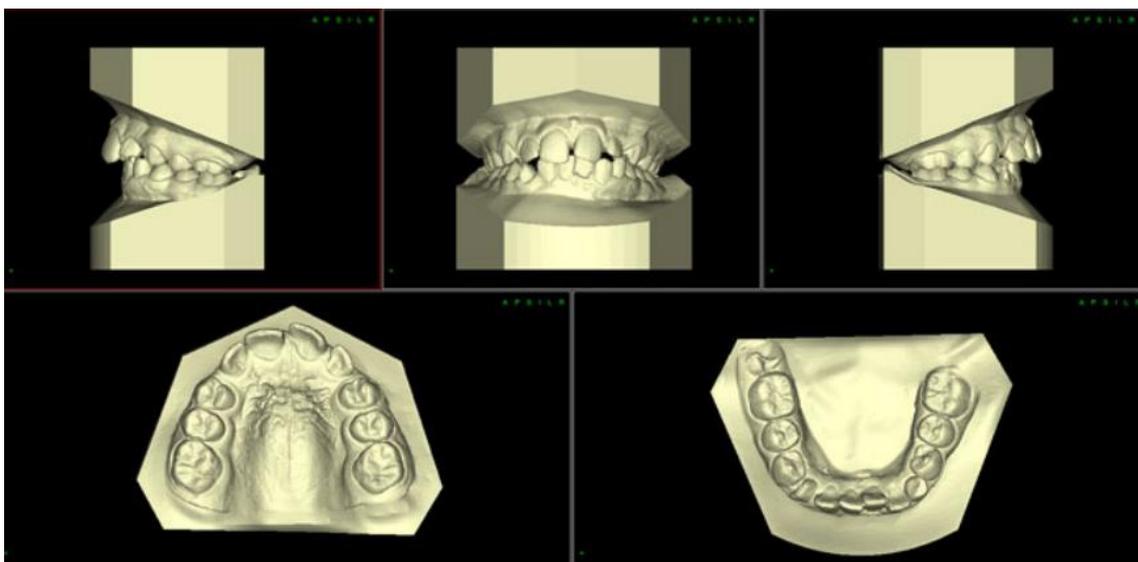


Imagen 4. Registro digital de modelo tallado.

COMPARACIÓN CON TÉCNICAS CONVENCIONALES

A pesar de las ventajas de los escáneres intraorales, es importante considerar que no existe un método universal superior, La elección entre técnicas convencionales y digitales debe basarse en las necesidades específicas del caso y las preferencias del profesional. Las impresiones convencionales pueden ser más adecuadas en situaciones donde la tecnología digital no esté disponible o en casos específicos donde se requiera un enfoque tradicional.

CONCLUSIONES

El registro digital de modelos tallados mediante escáneres intraorales representan un avance significativo en la odontología. A medida que la tecnología continúa evolucionando, es fundamental que los profesionales se mantengan informados sobre las últimas innovaciones y desarrollos en este campo. La integración de escáneres intraorales en la práctica clínica no solo mejorar la precisión y eficiencia, sino que también transforma la experiencia del paciente.

BIBLIOGRAFÍA

1. Los escáneres intraorales: su estado actual Autor: Dr. Erik Schölderle Möller Tutor: Dr. Mario Héctor Pacheco Rivera Carrera de Especialización en Odontología Restauradora Integral Escuela de Graduados – Facultad de Odontología Universidad de la República Uruguay, año 2022.
2. Evaluación de cambios de precisión dimensional y adaptación marginal de modelos fabricados en impresoras 3D dental con estructuras de prótesis fija: un estudio in vitro. Autora: Lazaro Prudencio, Jhenny Medalit Asesor: Dr. Gómez Carrión, Christian Esteban. Lima – Perú 2024.
3. Aplicaciones del escáner intraoral en las distintas ramas de la odontología contemporánea. Cristina Bernal González. Año 2020. Toluca, Estado de México.
4. Evaluación de la adaptación marginal de coronas fabricadas mediante tecnología cad/cam usando 3 diferentes escáneres intraorales. Autora: Martha Cueva Garza. Maestría en Prosthodontia noviembre, 2022.
5. Predictibilidad de tratamientos estéticos y funcionales con flujos de trabajo digitales. Dra. María Paz Salido Rodríguez-Manzaneque. Ciencia y clínica, Odontología Digital. Sociedad Española de Odontología Digital y Nuevas Tecnologías. Abril 2021.

ELABORACIÓN DE MODELOS DE ESTUDIO VACIADOS E IMPRESOS MEDIANTE TECNOLOGÍA 3D

Sararols, Valeria

INTRODUCCIÓN

Los *modelos de estudio dentales* se elaboran con la finalidad de obtener una reproducción 3D de la anatomía del paciente, y son fundamentales como registros diagnósticos o para aportar información relevante, en la toma de decisiones que permiten planificar un tratamiento adecuado.

La elaboración de modelos de estudio dentales puede llevarse a cabo:

- de manera tradicional, vertiendo yeso dentro de impresiones (moldes) realizadas sobre el paciente y así obtener los “*Modelos de estudio vaciados*” o;
- de manera digital, escaneando la boca del paciente y utilizando manufacturas aditivas para la obtención de “*Modelos de estudio impresos en 3D*”.



Modelo dental (CEREC AC Modell OK, IVOCLAR VIVADENT). Facultad de Odontología de La Plata.

MODELO DE ESTUDIO VACIADO

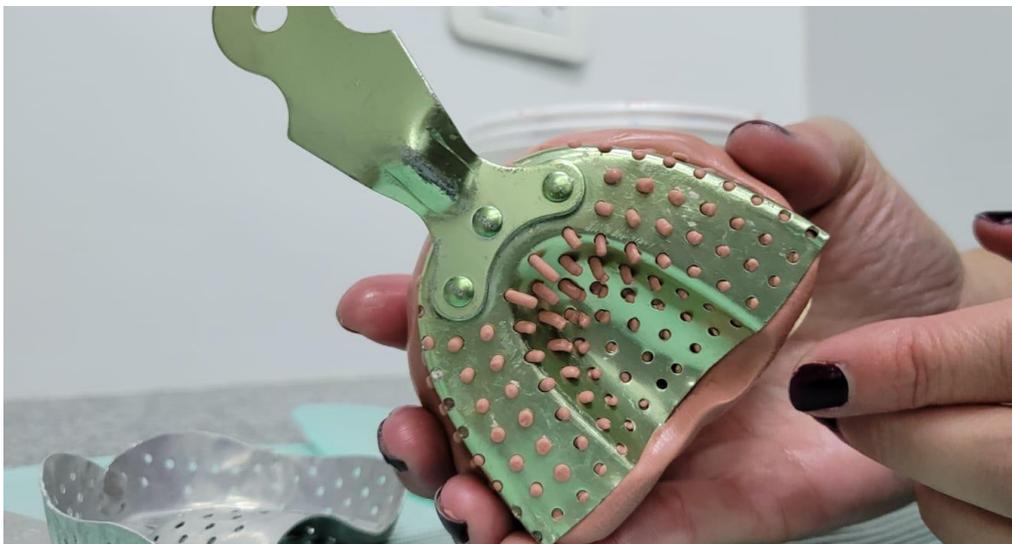
El proceso de elaboración consta de una serie de pasos que se detallan a continuación a modo de ejemplo, ya que existen distintas técnicas y variados materiales dependiendo de la calidad, la definición final y las propiedades necesarias para el trabajo a realizar:



Elementos para la elaboración de modelos de estudio vaciados. Facultad de Odontología de La Plata.

Paso 1:

En primer lugar, se debe realizar la toma de impresión de la cavidad bucal del paciente, para lo cual se debe seleccionar una cubeta acorde al tamaño de la arcada del mismo, pudiendo ser tamaño chico “S”, mediano “M” o grande “G”. Se pueden encontrar cubetas de distintos materiales como acrílico, aluminio y plásticas. A su vez éstas pueden ser lisas o perforadas y de flancos altos para pacientes dentados y flancos bajos para pacientes desdentados (preferentemente se utilizan las metálicas).



Cubeta metálica perforada. Facultad de Odontología de La Plata.

Paso 2:

Se procede a seleccionar el material para la toma de impresión. En el caso de requerir una buena definición se puede utilizar silicona masa (de polimerización por condensación o por adición), verificando en el envase las proporciones indicadas de masa y catalizador a mezclar. Una vez realizada la mezcla, se cuenta con unos minutos antes de que se polimerice, por lo que se debe colocar la masa sobre la cubeta para luego aplicarla en la arcada del paciente y poder impresionar con la silicona a las piezas dentarias y cavidades existentes.



Mezcla de silicona masa. Facultad de Odontología de La Plata.

Paso 2 a´ (opcional):

En el caso de requerir mayor definición de la boca del paciente, luego de la primera impresión, se puede aplicar silicona regular o fluida al molde y volver a tomar la impresión de la boca del paciente. De esta manera, una vez polimerizado el material se encuentra lista la impresión para realizar el vaciado de yeso.





Aplicación de silicona fluida para mayor definición. Facultad de Odontología de La Plata.

Paso 3:

Inicialmente se prepara el yeso con agua en las proporciones especificadas por la marca que se esté utilizando. Una vez listo el yeso, se coloca el molde con la impresión sobre una máquina vibradora y se comienza en el mismo en forma de cascada con una espátula (preferentemente) metálica. La vibración evita la formación de burbujas en el modelo. Una vez lleno el molde, se deja fraguar (aproximadamente 3 horas, según la marca).



Dosificación de yeso densita en impresiones (molde). Facultad de Odontología de La Plata.

Paso 4:

Se desmolda el yeso con cuidado de no forzar demasiado el molde, evitando partir las piezas dentarias.



Desmolde. Facultad de Odontología de La Plata.

Paso 4 a' (opcional):

En el caso de ser requerido, se puede utilizar la *máquina recortadora de yeso* para devastar los laterales del modelo sacando restos de material y obteniendo bordes prolijos.



Desbaste de modelos con recortadora de yeso Model Trimmer. Facultad de Odontología de La Plata.

En caso de no requerir un vaciado de alta definición, se puede utilizar *alginato* para la toma de impresión del paciente, en reemplazo de las siliconas del Paso 2 antes mencionado. Este material se moldea sobre la cubeta (mezclando polvo y agua) y se toma la impresión de la arcada del paciente. Unos minutos después el alginato melifica obteniendo la impresión correspondiente.



Toma de impresión con alginato. Facultad de Odontología de La Plata.

Consideraciones en el proceso de elaboración de modelos vaciados:

- Seleccionar la cubeta adecuada para la arcada del paciente procurando que quede holgado para que el material fluya correctamente.
- Al realizar el vaciado con yeso vibrar el molde constantemente para que no se generen burbujas de aire en la base y consecuentes defectos en el molde.
- Desmoldar suavemente para no quebrar el yeso y perder información.

MODELO DE ESTUDIO IMPRESO EN 3D

Se denomina “*modelo de estudio impreso en 3D*” a la réplica de la cavidad bucal del paciente, generada a partir de un escaneo o la segmentación de una *tomografía computarizada* (TC) a partir de las cuales se obtienen archivos en formato Standard Triangulation Language (STL) para imprimir con una impresora 3D. La utilización de *ingeniería inversa* para la toma de datos de la boca del paciente, es un método limpio, rápido y con muy buena definición que permite luego trabajar la superficie digital generada.

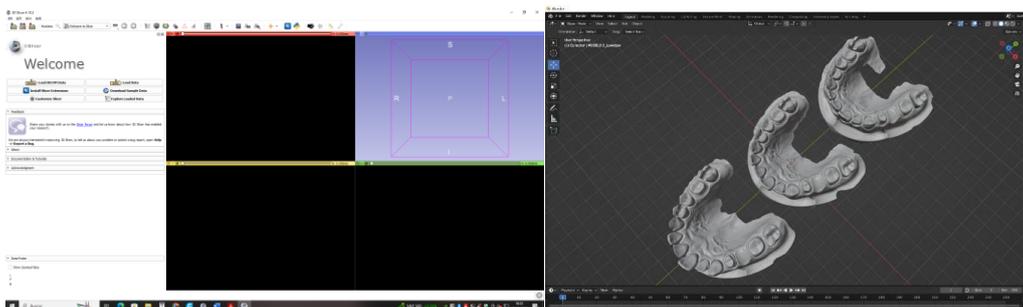
El proceso de elaboración consta de una serie de pasos que se detallan a continuación, a modo de ejemplo, ya que existen distintos equipos, tecnologías y materiales dependiendo de la calidad, definición que se requiera lograr:

Paso 1:

En primer lugar, se debe realizar la digitalización de la cavidad bucal del paciente mediante:

- Tomografía computarizada (TC):

Las imágenes DICOM obtenidas por el tomógrafo se procesan mediante distintos softwares que permiten editar el estudio y segmentarlo para extraer la anatomía de interés. Luego se exportan las mallas poligonales que permiten la generación de modelos tridimensionales en formato STL. En caso de ser necesario, se realiza un posprocesamiento del archivo digital con softwares de modelado 3D (por ej. Blender) para eliminar el ruido, suavizar superficies, etc.



Softwares libres de segmentación y modelado 3D (3D Slicer / Blender)

- Escáner intraoral:

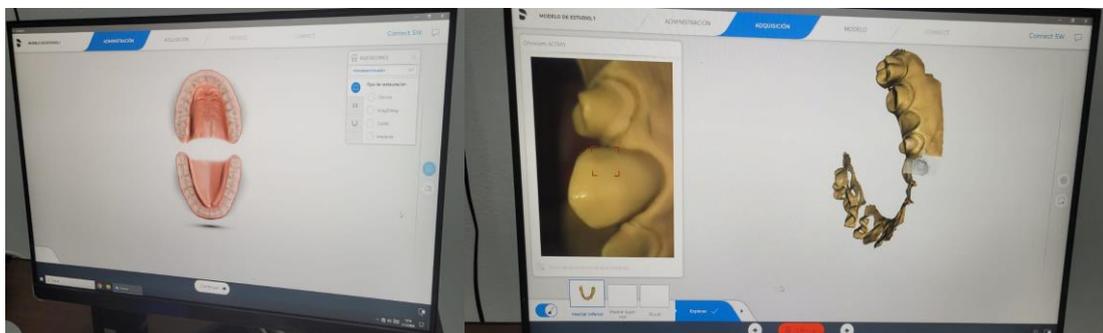
La digitalización también se puede realizar mediante impresiones ópticas con un escáner intraoral, que realiza la ingeniería inversa de la anatomía del paciente. El escáner toma imágenes que se colocan una junto a otra en relación espacial durante la medición en curso (registro). El equipo de escaneo se encuentra compuesto por una cámara, una bandeja de apoyo para la misma y un monitor donde se visualiza la interfaz del software de escaneo.

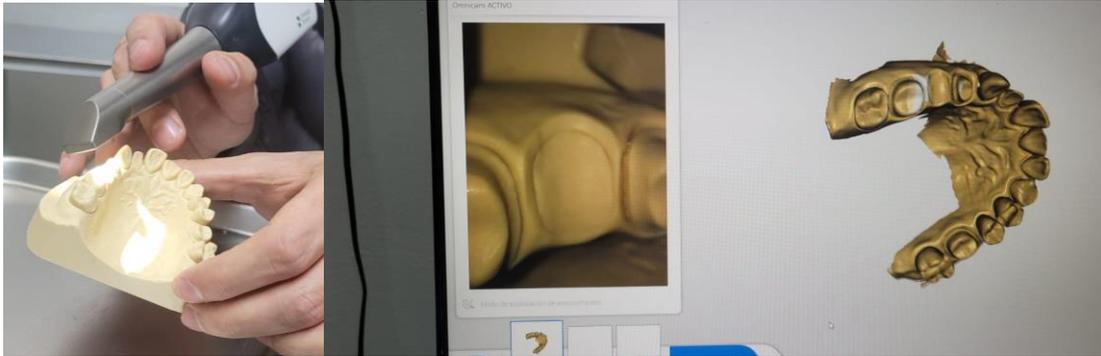
Inicialmente se enciende el equipo y se espera a que esté listo para comenzar la fase de adquisición de datos de la boca del paciente mediante barridos superficiales. Luego se retira el escaner del soporte y se comienza con la toma de datos acercando la cámara al primer molar (a una distancia óptima de 2mm) y se continúa guiando el equipo para realizar la impresión óptica en 4 secuencias sucesivas: oclusal, bucal, lingual y/o interproximal según sea necesario.



Escáner intraoral Sirona, Cerec AF. Facultad de Odontología de La Plata.

A medida que se van tomando los datos con el escáner, se genera automáticamente un modelo en tres dimensiones. En la pantalla del monitor se visualiza: a la izquierda, la cámara que permite identificar la posición del escáner y a la derecha la zona en la que se están tomando los datos progresivamente.





Escáner intraoral Sirona, Cerec AF. Facultad de Odontología de La Plata.

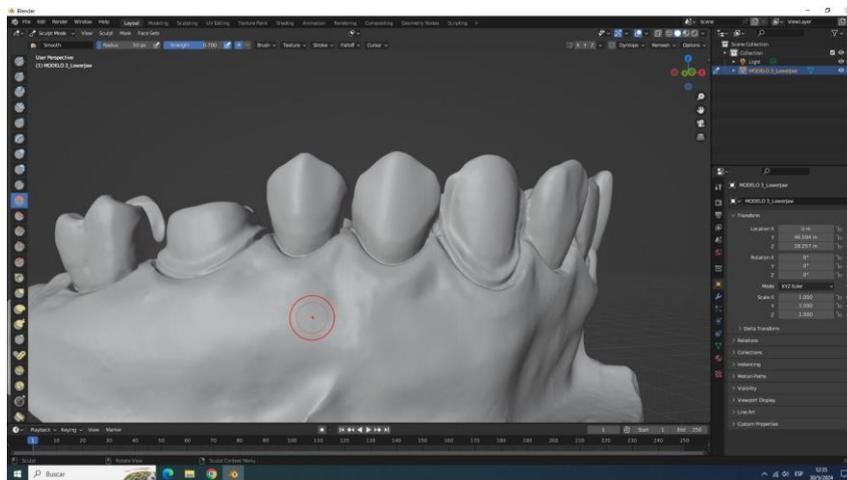
Durante la realización de las impresiones ópticas y el consiguiente proceso de registro, el equipo emite un sonido que marca el correcto avance del escaneo. Si no es posible el registro, el equipo emite un sonido diferente y en la pantalla aparece la indicación de volver a buscar un punto de referencia en la boca del paciente. Al finalizar el barrido de las superficies se coloca el escáner en el soporte y se visualiza el modelo terminado.

Luego, al momento de guardar el archivo se puede seleccionar la opción de “cerrado” para que exporte un volumen y no una cáscara sin espesor que requiera posteriormente post-edición con un software de modelado 3D.

Paso 2:

El archivo STL se abre en el software de *slicer* del equipo de impresión 3D, donde se configuran los parámetros de impresión (como la velocidad de curado de resina, la altura de capa, entre otros) y se ubica el modelo en la posición de impresión.

En caso de ser necesario, se puede exportar el archivo a distintos softwares de modelado 3D para editar el modelo obtenido del escaneo.



Smooth realizado sobre modelo de estudio con Blender. Facultad de Odontología de La Plata.

Paso 3:

Una vez configurados los parámetros de impresión se da la orden de imprimir al equipo de impresión 3D, pero se deben considerar dos aspectos previamente: tecnología de impresión y material.

- Tecnología de impresión 3D

Existen más de 20 tipologías de impresoras 3D en el mercado, pero las más utilizadas para aplicación odontológica es la *Fotopolimerización (VAT photopolymerization)* que consiste en la polimerización de una resina contenida en una cubeta, y a medida que se van generando las capas, la pieza queda adherida a una plataforma que emerge de la cubeta. En general se necesita un proceso de post-curado con luz ultravioleta para dar terminación a la pieza. Si la polimerización se realiza mediante un láser selectivo el proceso se denomina estereolitografía (SLA), y si es mediante una pantalla que ilumina la resina en determinados sectores se denomina *proyección directa de luz (PDL)*:

Igual que los sistemas de inyección, la proyección directa de luz (PDL) cura las piezas y las construye con una resina fotocurable. La diferencia es que en este sistema se curan píxeles volumétricos (voxels) empleando múltiples espejos que reflejan la luz UV sobre los puntos adecuados de una capa muy fina de resina, por los que el proceso es aproximadamente tres veces más rápido que la estereolitografía. La PDL construye la pieza boca abajo; la plataforma se sitúa arriba y el modelo queda suspendido debajo. El material de sujeción que sostiene las partes salientes y permite retirar la pieza de la plataforma se crea desde arriba. Douglas, Bryden (2014).



Impresora 3D de resina Miicraft. Facultad de Odontología de La Plata.

- Material

La resina fotopolimerizable para impresión 3D (por ej. ORTHO de la marca Prizma 3D), se encuentra indicada para modelos de estudio y cuenta con una ficha técnica de características a considerar. En cuanto a los parámetros de impresión se evidencia que una menor altura de capa en el modelo (+/- 50 μ m) proporciona alrededor de 460 capas de impresión, lo que permite que se logre muy buena definición de los mismos. El software de *slicer* optimiza el material de soporte

de la pieza, por lo que los puntos de contacto con la misma son minimizados y esta automatización permite tener menos post-procesamientos y mejor acabado.

Finalmente se imprime el modelo de estudio y una vez terminada la impresión se realiza el lavado con alcohol isopropílico y curado UV, obteniendo así, la pieza final.

Consideraciones en el proceso de elaboración de los modelos impresos en 3D:

- Se debe tener cuidado con los brillos de la superficie para que no se generen roturas en el volumen que puedan afectar la precisión del modelo dental.
- Se debe seleccionar una resina adecuada para modelos dentales.
- Se deben ajustar los parámetros de impresión considerando una altura de capa adecuada para generar una reconstrucción 3D que emule la boca del paciente con la mayor fidelidad posible.

REFERENCIAS

1. Breschi L (2011). *Materiali e tecnologie odontostomatologiche*. 95-117. n.d.
2. Dentsply Sirona (2021). Instrucciones de uso CEREC Primescan AC, Primescan AC. <https://siromax.cl/wp-content/uploads/2024/04/INSTRUCCIONES-DE-USO-PRIMESCAN.pdf?srltid=AfmBOop3Ly7a9p8bWVn8oAZcPISMSASsO3vfQ0IOhwXs7r8EwiHXyR69>
3. Douglas, Bryden (2014). *CAD y prototipado rápido en el diseño de producto*. Londres: Promopress.
4. Etemad-Shahidi Y, Qallandar OB, Evenden J, Alifui-Segbaya F, Ahmed KE. Accuracy of 3-Dimensionally Printed Full-Arch Dental Models: A Systematic Review. *J Clin Med* 2020;9: E3357. <https://doi.org/10.3390/jcm9103357>.
5. Laufer BZ, Baharav H, Ganor Y, Cardash HS. The effect of marginal thickness on the distortion of different impression materials. *J Prosthet Dent* 1996; 76:466–71. [https://doi.org/10.1016/s0022-3913\(96\)90002-5](https://doi.org/10.1016/s0022-3913(96)90002-5).
6. Millstein PL (1992). Determining the accuracy of gypsum casts made from type IV dental stone. *J Oral Rehabil*; 19:239–43. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.1992.tb01098.x>.
7. Potran M, Štrbac B, Puškar T, Hadžistević M, Hodolič J, Trifković B. (2016). Measurement of the accuracy of dental working casts using a coordinate measuring machine. *Vojnosanit Pregl*; 73:895–903. <https://doi.org/10.2298/VSP150105089P>.
8. Rodgers P. y Milton A. (2020). *Diseño de producto*. Ed. Promopress.
9. Shillinburg HT (1997). *Fundamentals of fixed prosthodontics*. Quintessence Publishing Company.

MATERIALES PARA LA ELABORACIÓN DE MODELOS DE ESTUDIO

Di Carlo, Nina Belén

Al realizar un diagnóstico, planificación o tratamiento odontológico es frecuente requerir de la toma de registros o impresiones de estudio para la obtención de modelos, sobre los cuales al retirarse el paciente y en conjunto con estudios complementarios se llega al plan de tratamiento.

Convencionalmente los materiales utilizados para la confección de modelos de estudio son los yesos dentales, también conocidos con el nombre de escayolas. El yeso es un material mineral que se encuentra en abundancia sobre la superficie terrestre, presentándose en forma de piedra denominada *aljez*, la cual al ser sometida a deshidratación puede ser usada en el manejo de modelos de odontología, ya que resulta en un material que permite la reproducción fina de detalles de una estructura física.¹

Los términos aljez, gipsum y escayola provienen de palabras de distinto origen, pero de significado único. El primero procede de origen árabe "algiss", al igual que el nombre que se le ha dado a este material "yeso", aunque fueron concebidos por vías distintas, mientras la palabra Gypsum es de origen latín.²

De pigmentación blanca, el yeso es un mineral obtenido de una clase de roca sedimentaria compuesta por fosfato cálcico formado en zonas donde el ácido sulfúrico se encuentra en acción con minerales cálcicos superficiales. Su fórmula química es Sulfato de calcio dihidratado ($\text{CaSO}_4 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$).³ El yeso o sulfato de calcio hidratado es un material cerámico, que ha sido utilizado ampliamente desde la antigüedad, encontrándose descripciones de su uso en la construcción del templo del rey Salomón, así como en el diseño de interiores de paredes, casas y edificios. Este material sin embargo no se ha limitado al uso arquitectónico, habiéndose dado uso en odontología; como se describe en los escritos de Philips Pfaff en 1756, y fue utilizado como material de vaciado de impresiones, para el estudio de modelos de estructuras bucales y maxilofaciales y posterior manejo de laboratorio en el diseño de prótesis dentales parciales o totales.

Para la obtención de los yesos dentales, éste mineral obtenido de las minas pasa por un proceso industrial de calcinación en temperaturas que rondan los 120°C. Posteriormente se mezclará con agua, consiguiendo la piedra de sulfato de calcio dihidratado. Según la técnica de calcinación aplicada varían las propiedades obtenidas y el nombre del producto.

Para alcanzar alto rendimiento de sus propiedades, los yesos de uso odontológico han sido mejorados paulatinamente hasta alcanzar cualidades únicas, brindando versatilidad de indicaciones y usos. El criterio para seleccionar el tipo de yeso a emplear depende del uso o trabajo que se desee realizar y las propiedades físicas necesarias para cada caso en particular. En la odontología contemporánea, la precisión y la calidad de los modelos primarios o de estudio son cruciales para la planificación y consecuentemente el éxito del tratamiento a realizar. La elección adecuada de materiales para la confección de estos modelos es fundamental para garantizar resultados óptimos en la planificación del tratamiento y la fabricación de prótesis dentales.

CLASIFICACIÓN DE LOS YESOS DENTALES

Tipo I - Yeso Impresión

Está compuesto por un hemihidrato β con cristales alargados y muy irregulares, es un compuesto de yeso Paris (polvo blanco seco) con algunos componentes encargados de regular el fraguado y expansión. En la actualidad prácticamente ha quedado inutilizado debido a que es débil y poroso.

Se obtiene calentando a 128°C mediante la deshidratación. Posee una expansión de fraguado de 0,1% - 0,4%, su resistencia a la compresión es de 4-8 Megapascales. Posee aceleradores de fraguado y reguladores de expansión debido a que es un material para tomar impresiones.

Tipo II - Yeso París o Taller

Se obtiene calentando a 110 – 130°C. Compuesto por un hemihidrato β irregular y poroso. Posee un valor de expansión bajo. Su resistencia a la compresión es de 9 megapascales. Tiene cristales irregulares por lo que requiere de una gran cantidad de agua, en consecuencia, se obtiene una superficie final porosa y de poca resistencia. Es el yeso con mayor cambio dimensional.

Es de los más utilizados en los laboratorios para:

- Modelos en general y modelos de diagnóstico en ortodoncia.

- Montaje inicial de modelos en el articulador.
- Enmuflado de dentaduras acrílicas o de nylon.

Tipo III - Yeso Piedra

La obtención del hemihidrato en autoclave, permite la formación de cristales menos irregulares y porosos (hemihidrato α), el cual necesita menos agua, mejorado de ese modo las propiedades mecánicas.

Posee una expansión de fraguado de 0,20% y una resistencia a la compresión de 20 megapascales. Se utiliza en modelos de diagnóstico, encerados de estudio y modelos iniciales para prótesis totales. Es el más utilizado en el laboratorio dental. Es compatible con todos los materiales de impresión, posee alta densidad. Brinda superficies lisas con alta reproducción de los detalles.

Es utilizado para:

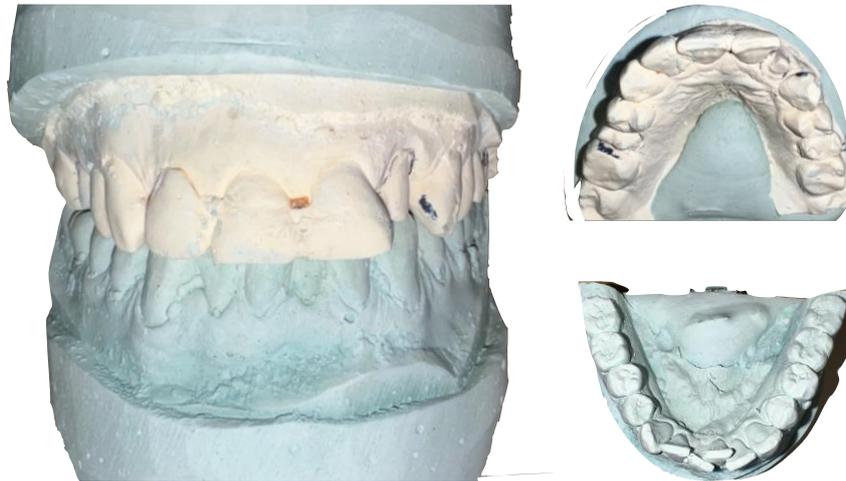
- Construcción de modelos en la fabricación de dentaduras parciales o totales.
- Modelos de diagnóstico, modelo antagonista, duplicado de modelos, modelos diagnóstico o de estudio en todo tipo de prótesis.

Tipo IV - Yeso piedra mejorado

Se obtiene mediante autoclave 120 – 130°C y su resistencia a la compresión es de 35 Megapascales. Durante el proceso de fabricación de este material, al tratamiento en autoclave se le suma el agregado de sales, que permite la obtención de un cristal regular y denso. Este tipo de yeso dental se caracteriza por su baja expansión y dureza. Su mezcla no es espesa total y es resistente a la abrasión. Es un yeso para troqueles de trabajo sobre los que se harán rehabilitaciones como coronas, implantes, postes o prótesis.

Tipo V - Yeso Densita

Tiene alta resistencia a la compresión (más que el tipo IV). Debe ser resistente a la abrasión con mínima expansión de fraguado.⁴ Utilizados para equilibrar la contracción de cristalización de las aleaciones de alta fusión o materiales que se contraen.



Diferentes tipos de yesos utilizados para la confección de modelos de estudio.

PROPIEDADES QUÍMICAS DEL YESO DENTAL

- Fraguado: Es el paso del hemihidrato a dihidrato. Como el yeso se obtiene de la calcinación, reacciona con agua para formar yeso en diferentes grados.⁵
- Exigencia de agua: La densidad del polvo es la responsable de la necesidad de agua en los diferentes tipos de yesos.
- Velocidad de fraguado: el agua y el polvo están muy relacionados en la velocidad de fraguado, ya que una mezcla de yeso con baja relación de agua y polvo se convertirá en una mezcla endurecida más rápidamente porque los centros de nucleación se concentran con bajo volumen.
- Expansión de fraguado: A mayor cantidad de agua, disminuye.

PROPIEDADES FÍSICAS DEL YESO DENTAL

- Resistencia compresiva húmeda o seca (Cuadro 1).
- Resistencia a la abrasión.
- Resistencia fraccional.

TIPO	NOMBRE	HEMIHIDRATO	RELACIÓN AGUA/POLVO	COMPRESIÓN (Mpa)
I	YESO IMPRESIÓN	β	40cc / 75gr.	4 Mpa
II	YESO PARIS/TALLER	β	41cc / 100gr.	9 Mpa
III	YESO PIEDRA	α, β	24cc / 100gr.	20 Mpa
IV	YESO PIEDRA MEJORADO	α	20cc / 100gr.	35 Mpa
V	YESO DENSITA	α	20cc / 100gr.	35 Mpa

Cuadro 1. Tipos de yesos dentales.

La mayor resistencia de los yesos será alcanzada en el tiempo final del fraguado. Ésta resistencia varía con la presencia de porosidades en el material ya endurecido y ésta a su vez varía de acuerdo a la relación agua/polvo. Por lo tanto, un correcto vibrado durante la manipulación y la exacta proporción de agua/polvo como lo indica el fabricante resulta indispensable para mantener sus propiedades al máximo. Los factores a tener en cuenta en su correcta preparación son:

1. Relación agua - yeso: Es necesario entender que cuanto más agua, más bajo será el número de núcleos de cristalización. ¿Esto qué significa? Mayor tiempo de fraguado.
2. Espatulado: Cuanto más espatulado, mayor número de núcleos de cristalización y menos tiempo de fraguado.
3. Temperatura del agua: Respetando indicaciones del fabricante. Suelen utilizarse temperaturas ambientes del agua, ya que el aumento o la disminución de la temperatura en el agua altera los tiempos de fraguado.

Proporción agua/polvo

Se debe pesar en una balanza el polvo y medir con una probeta graduada el agua:

- Tipo I - Yeso Impresión → 100g/40-75 ml.
- Tipo II - Yeso Paris → 100g/40-50 ml.
- Tipo III - Yeso Piedra → 100g/30 ml.
- Tipo IV - Yeso Piedra mejorado → 100g/23 ml.
- Tipo V - Yeso Densista → 100g/18-22 ml.

Almacenamiento y cuidados de los yesos

Para mantener sus propiedades hasta la fecha de expiración del producto deben mantenerse en ambientes seco, en recipiente hermético y dosificarse con utensilios secos.

MATERIALES PARA MODELOS DE ESTUDIO IMPRESOS EN 3D

Se pueden encontrar en el mercado una gran variedad de opciones de resinas para impresión 3D en el campo odontológico. Las resinas para la fabricación de modelos de estudio son polímeros fotopolimerizables que polimerizan mediante la exposición a la luz ultravioleta o láser durante el proceso de impresión 3D.

La Fotopolimerización (VAT photopolymerization) consiste en la polimerización de una resina contenida en una cubeta, y a medida que se van generando las capas, la pieza queda adherida a una plataforma que emerge de la cubeta. En general se necesita un proceso de post-curado con luz ultravioleta para dar terminación a la pieza. Si la polimerización se realiza mediante un láser selectivo el proceso se denomina esterolitografía (SLA), y si es mediante una pantalla que ilumina la resina en determinados sectores se denomina procesamiento digital por luz (DLP).

Resinas Dentales

La precisión que habitualmente tienen las resinas es entre 10 a 100 micras, dependiendo del modelo a imprimir, el equipo de impresión 3D, la configuración de parámetros del software de segmentación y el posterior lavado y curado UV del modelo dental.

Dependiendo de la marca de resina y sus aplicaciones, varían las propiedades del material, las cuales se pueden clasificar en:

- Propiedades mecánicas
- Propiedades de flexión
- Propiedades de impacto
- Propiedades térmicas

A continuación, se detalla a modo de ejemplo, la resina Model Resin que ha sido evaluada con distintos métodos y en la tabla se encuentran los valores correspondientes a dichas propiedades en resinas poscuradas y no poscuradas:

DATOS DE LAS PROPIEDADES DEL MATERIAL				Model Resin	
	VALOR (MÉTRICO) ¹		VALOR (IMPERIAL) ¹		MÉTODO
	No poscurada ²	Poscurada ²	No poscurada ²	Poscurada ²	
Propiedades mecánicas					
Resistencia a la rotura por tracción	27 MPa	48 MPa	3970 psi	6990 psi	ASTM D 638-14
Módulo de tracción	13 GPa	2.3 GPa	160 ksi	331 ksi	ASTM D 638-14
Alargamiento de rotura	14 %	4.8 %	14 %	4.8 %	ASTM D 638-14
Propiedades de flexión					
Resistencia a la flexión	25 MPa	85 MPa	3640 psi	12 400 psi	ASTM D 790-15
Módulo de flexión	0.67 GPa	2.2 GPa	97 ksi	320 ksi	ASTM D 790-15
Propiedades de impacto					
Resiliencia IZOD entallada	23 J/m	24 J/m	0.43 ft-lbf/in	0.45 ft-lbf/in	ASTM D 256-10
Resiliencia IZOD no entallada	300 J/m	325 J/m	5,6 ft-lbs/in	6.1 ft-lbs/in	ASTM D 4812-19
Propiedades térmicas					
Temperatura de flexión bajo carga a 1.8 MPa	41 °C	56 °C	104 °F	133 °F	ASTM D 648-16
Temperatura de flexión bajo carga a 0.45 MPa	47 °C	75 °C	117 °F	167 °F	ASTM D 648-16
Expansión térmica	108 µm/m/°C	76 µm/m/°C	60 µin/in/°F	43 µin/in/°F	ASTM E 813-13

¹ Las propiedades de los materiales pueden variar en función de la geometría de la pieza, la orientación y ajustes de impresión y la temperatura.

² Los datos para las muestras no poscuradas se midieron en barras de resistencia de tipo IV impresas en una impresora Form 3 configurada para imprimir con una altura de capa de 200 µm utilizando la Model Resin, lavadas en una Form Wash durante 10 minutos en alcohol isopropílico del 99 %.

³ Los datos para las muestras poscuradas se midieron en barras de resistencia de tipo IV impresas en una impresora Form 3 configurada para imprimir con una altura de capa de 100 µm utilizando la Model Resin, lavadas en una Form Wash durante 10 minutos en alcohol isopropílico del 99 % y poscuradas a 60 °C durante 5 minutos en una Form Cure.

Tabla de valores de ficha técnica de resina Model Resin de Form Labs.

Las características de éste método de obtención de modelos son su alta precisión, tiempo de trabajo humano reducidos, modificación y correcciones de ser necesario (durante del procesado de los archivos digitales) y son livianos. Aunque actualmente se desconoce el impacto de éstas resinas sobre el medio ambiente y su correcta manipulación para ser desechadas.



Obtención de modelos digitales y demostración de futuras restauraciones diseñadas en Exocad.

La impresión 3D revolucionó el mundo de la odontología por su alta precisión y calidad en los resultados entre otras virtudes, a la fecha todos los laboratorios conocen sobre el tema y son muchos los que se encuentran dentro de ésta era digital.

El protocolo ideal de trabajo sería que el odontólogo posea un escáner para realizar el escaneo intraoral en sus pacientes y envíe los archivos digitales al laboratorio, quienes obtienen el diseño a partir del procesamiento de los datos a través de un software de modelado y, posteriormente, efectúan la construcción de modelos digitales de estudio o de la pieza dental deseada a través de la impresión 3D sobre maquinarias específicas.

Los modelos obtenidos a partir de impresoras 3D poseen alta precisión, detalle y calidad de los registros bucales, en comparación con el método de obtención de modelos en yeso, la repetibilidad o duplicado de modelos se mantiene intacta en la cantidad que resulten necesarios, ya que no habrá distorsión.



Modelo de resina impreso en impresora 3D.



Modelo de resina impreso en impresora 3D.

Los modelos de yeso han sido considerados el estándar de oro en la investigación de la mayoría de los estudios de la dentición, y han sido utilizados con éxito en la odontología por más de 100 años.⁶ Si bien el camino que ha tomado al día de hoy la digitalización de la mayor cantidad de procedimientos posibles dentro del ámbito odontológico para la reducción de errores ya que los modelos digitales tienen varias ventajas en comparación con los modelos de yeso, como la

facilidad de almacenamiento de datos y transmisión de datos, es necesario que el clínico pase por una curva de aprendizaje en la práctica del manejo del escáner intraoral para familiarizarse con las ventajas que ofrece esta tecnología.⁷



Impresora 3D que se puede utilizar con diversas resinas para la confección de modelos de estudio impresos y resina líquida.

BIBLIOGRAFÍA

1. Cova J, Biomateriales dentales. 4^{ta} Edición. Editorial AMOLCA. Madrid. 2004; 76-84.
2. Kenneth J. La ciencia de los materiales dentales. 4^{ta} Edición. Editorial Interamericana McGraw-Hill. 2010; 172-184.
3. Ávila Arias Jeannette, Alcón Condori Guery Nelson. YESOS ODONTOLÓGICOS (GYPSO). Rev. Act. Clin. Med [revista en la Internet]. [citado 2024 Jun 18]. Disponible en: http://revistasbolivianas.umsa.bo/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S2304-37682013000300002&lng=es.
4. Macchi, Ricardo L: "Materiales Dentales". Cuarta Edición. Editorial Médica Panamericana S.A., Buenos Aires, 2007.
5. Phillips R.W. La ciencia de los materiales dentales. 9^{na} Edición. Editorial Interamericana McGraw-Hill. Madrid. 1993; 69-93.
6. Geetha T. A comparison of plaster, digital, and reconstructed study model accuracy. [Masters Thesis]. Chennai, India: Ragas Dental College and Hospital; 2011. Disponible en: <http://repository-tn-mgrmu.ac.in/3916/2/240502311geethathirunavukkarasu.pdf>
7. Ohara, A. T., Carrillo, A. Á., & Mejía, M. E. R. (2021). Estudio comparativo de dientes naturales e impresos en 3D a partir de tomografía volumétrica de haz cónico. *Revista Odontológica Mexicana*, 24(3), 190-197.

TIPO DE TERMINACIÓN CERVICAL (HOMBRO RECTO, HOMBRO RECTO BISELADO Y CHANFER)

Bentivegna, Nicolás

TIPO DE TERMINACIÓN CERVICAL

La rehabilitación a través de la prótesis fija, es un procedimiento que busca reestablecer la salud bucal, sustituyendo piezas naturales por dispositivos de laboratorio, estos reproducen la arquitectura natural de las piezas dentarias, permitiendo así el funcionamiento del sistema otorgándole nuevamente sus funciones, mecánicas, biológicas estéticas.

Gran parte del éxito de la rehabilitación en prótesis fija, depende en gran medida de realizar un protocolo de intervención clínica adecuado, que comprende una correcta secuencia de tallado respetando sus principios y terminaciones cervicales empleadas, para contribuir a una correcta rehabilitación.

La prótesis fija sufrió una gran evolución por la década del 50, por obtener nuevos conocimientos por el estudio del biofilm y de los materiales dentales utilizados.

Otro punto muy importante para la rehabilitación es la terminación cervical y su adaptación marginal, esta depende de la terminación que se le ha dado a la preparación.

El límite cervical, es la línea de donde integramos la biología, histología, estética de la pieza dental rehabilitada y la terminación cervical es donde se insertará la futura prótesis fija.

Para tener éxito en estas rehabilitaciones, tenemos que conocer cuáles son las posibilidades de fracaso y de esta manera disminuirlas para poder aumentar el éxito del tratamiento.

Con mayor frecuencia podemos observar la depresión del margen gingival o zenit gingival, debido al trauma, desadaptación marginal, o la separación a través de métodos de desplazamiento durante la impresión definitiva.

Otro factor importante para aumentar el éxito en la rehabilitación es la elección del material que utilizaremos, en un principio se usaron coronas metálicas puras, pero su estética era muy deficiente, para luego comenzar a utilizar coronas metalo-cerámicas que a diferencia de las anteriores mejoraban la estética, pero necesitaban de un tallado más profundo para poder dar lugar a estos dos materiales, para luego evolucionar a las coronas de porcelana pura, donde la estética es superadora y el tallado más conservador.

Las coronas van a reproducir la anatomía y morfología del diente a reponer los cuales han perdido su forma original, por lo tanto, su indicación es en aquellas piezas dentarias que perdieron forma o estética.

La evolución de los materiales de rehabilitación ha conllevado a realizar nuevas técnicas de preparación, tallado dentario y registros de las mismas.

La preparación dentaria es el desgaste que se realiza sobre la corona de la pieza dental, la cual se talla, por medio de instrumental rotatorio, para poder generar el espacio suficiente donde se instalara la futura prótesis fija.

El tallado va a mantener la morfología y anatomía de la pieza dentaria en un tamaño menor a la original, para que sea controlado debemos seleccionar las piedras adecuadas según su grano y en lo posible realizarlo con micromotor eléctrico, para poder regular tanto la velocidad, como el torque utilizado.

El desgaste realizado a la pieza dentaria varía según el material con el cual lo rehabilitaremos. Es muy importante previo al tallado, saber cuál va a ser el tipo de corona que instalaremos.

Contamos con los siguientes materiales:

CORONA COLADA O METÁLICA

El tallado es uniforme, se trazan surcos guías. Cada cara del diente sufre un desgaste selectivo, generando el lugar donde asentara la futura corona.

El desgaste aconsejado para las distintas caras es:

- Cara Oclusal: 1mm ,1.2mm, 1.5mm.
- Cara Vestibular: 0.6mm.
- Cara Palatino/lingual: 0.6mm.
- Cara Mesial: 0.6mm.
- Cara Distal: 0.6mm.



Coronas coladas o metálicas.

CORONAS DE METAL-CERÁMICA

Estas coronas se caracterizan por tener un casquete metálico recubierta por capas de porcelana, poseen buena resistencia al desgaste siempre que se respeten los mínimos desgastes necesarios y la geometría básica.

Desgaste para coronas metal-cerámica:

- Oclusal: 1.5mm-2mm.
- Incisal: 1.5mm-2mm.
- Vestibular: 1.2mm- 1.5mm.
- Palatino/lingual:1.2mm-1.5mm.
- Mesial: 1.2mm-1.5mm.
- Distal: 1.2mm-1.5mm.
- Hombro de 0.5mm-1mm.

CORONAS PORCELANA PURA

Estas coronas no poseen metal, por lo tanto, su estética es superior, el desgaste debe ser uniforme, permitiendo que el material no se fracture. El desgaste se realiza a super alta velocidad.

Desgaste dentario de coronas cerámicas:

- Oclusal: 1.5mm- 2mm.
- Incisal: 1.5mm-2mm.
- Vestibular: 1.2mm.
- Palatino/lingual: 1mm-1.5mm.
- Mesial: 1mm-1.5mm.
- Distal: 1mm-1.5mm.
- Cervical: 1mm- 1.2mm.



Coronas méatalo-cerámicas y porcelana pura.

CORONAS DE ZIRCONIO

Material cerámico utilizado para la confección de coronas. Es una buena opción para los pacientes por su alta resistencia mecánica y estética. Tallado similar a las coronas metalo – cerámicas.

- Oclusal: 1.5mm-2mm.
- Incisal: 1.5mm-2mm.
- Vestibular: 1.2mm- 1.5mm.
- Palatino/lingual:1.2mm-1.5mm.
- Mesial: 1.2mm-1.5mm.
- Distal: 1.2mm-1.5mm.
- Hombro de 0.5mm-1mm.



Coronas de Zirconio.

PRINCIPIOS DE LA PREPARACIÓN DENTARIA

Los principios del tallado con finalidad protésica son tres, mecánico, biológico y estético, respetándolos, nos permite obtener el éxito de nuestra rehabilitación.

PRINCIPIO MECÁNICO

Respetando este principio lograremos estabilidad en nuestra corona, nuestro tallado debe tener las características solicitadas para contrarrestar las fuerzas masticatorias y así no se desplazará el dispositivo.

Retención: La retención es la capacidad que posee la preparación de impedir que la corona se salga ante fuerzas traccionales. El dispositivo protético, debido a la retención mecánica por fricción (las paredes de la corona y del muñón más el cemento existente, crean un íntimo contacto) El tallado paralelo, disminución de la conicidad, mayor altura, un solo eje de inserción

de la corona, y una adecuada terminación cervical van a dar mayor retención a la preparación. La cual podemos aumentarla realizando surcos o cajas cuando realizamos el tallado

Resistencia: Es la resistencia de la preparación ante la acción de fuerzas apicales, tanto horizontales y oblicuas, impidiendo la rotación de la corona. El tallado debe respetar la relación alto -ancho (mayor alto que ancho), si esto no es posible, realizaremos surcos o cajas en la preparación creando áreas de resistencia.

Estabilidad estructural: Esta la obtenemos disminuyendo el espesor del diente, según el tipo de corona a recibir según el material seleccionado, las estructuras deben respetar un grosor determinado para no sufrir deformaciones y obtener óptimos resultados estéticos, la restauración.

PRINCIPIO BIOLÓGICO

Durante la preparación de la pieza dentaria trabajamos sobre los tejidos dentarios y también se ven involucrados los tejidos blandos adyacentes, a los cuales debemos evitar lesionarlos. Si el tallado es ineficiente podemos provocar daños irreparables.

Si el tallado es sobre una pieza vital, preservar la estructura va a reducir los efectos sobre el complejo dentino-pulpar, realizar solo del desgaste necesario y alejado de la pulpa evita su inflamación, tampoco podemos tallar de manera escasa, ya que el material excedería los límites, lo que genera detención de placa bacteriana, inflamación del periodonto y estética deficiente.

Durante la preparación dentaria los desgastes deben ser uniformes y deben conservar la anatomía del diente, la terminación cervical tallada según el tipo de corona que va a recibir. Preservar el periodonto también nos garantiza el éxito del tratamiento, el íntimo contacto de la estructura y la gíngiva debe ser armonioso, el margen de la preparación en lo posible debiera ser supragingival, uniforme y sin retenciones.

PRINCIPIO ESTÉTICO

Este depende de la integridad y la salud del periodonto, por eso debemos tener en cuenta el tallado, con la terminación cervical ya que por demanda estética el tallado en dientes anteriores debe realizarse yuxtagingival o subgingival en posteriores se puede ubicar supragingival.

En la preparación, cuando realizamos el tallado con finalidad protética, debemos seguir un protocolo para poder cumplir con los principios protéticos, biológico, mecánico y estético.

Uno de los puntos es la convergencia oclusal, que es el ángulo formado por paredes opuestas de la preparación, si esta convergencia no es correcta va a impedir la adaptación e inserción del dispositivo protético de manera adecuada lo que ocasionara que el ajuste sea deficiente. La inclinación correcta la vamos a obtener colocando una piedra troncocónica paralela al eje del

diente, lo que dará una inclinación de 6° a 12°).

Debemos tener en cuenta también la dimensión desde cervical hacia incisal u oclusal y el ancho disto mesial, esto va a influir en la retención de la futura prótesis, a mayor relación cérvico-oclusal, mayor retención y teniendo la apropiada relación disto-mesial dará mayor será la estabilidad.

El tallado de la circunferencia de la pieza, según cual sea, va a tener la forma anatómica en pequeña de la pieza dentaria original, los molares inferiores son cuadrangulares o rectangulares, los superiores romboidales, los premolares ovales al igual que los anteriores. El resto de la preparación debe tener los ángulos redondeados, para facilitar la impresión y la inserción de la corona.

La profundidad del tallado varía según qué tipo de corona y con qué material este confeccionada, en caso de que la pieza dentaria este vital, tallaremos rielas guías, para poder ejercer control sobre el desgaste, si el tallado es sobre un muñón no vital, tenemos más libertad de desgaste, siempre tratando de mantener la morfología original de la pieza dentaria.

Las terminaciones las realizaremos con piedras de grano fino (aro rojo), para dejar suave la superficie y así mejoraremos el ajuste marginal.

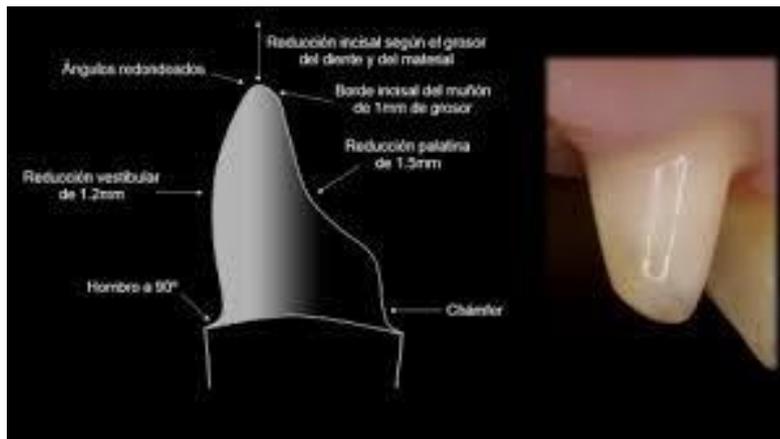
La conformación de la terminación cervical, la damos con el tallado dental, lo encontramos entre la pared gingival y las axiales de la preparación.



Desgaste incisal u oclusal de 1,5 hasta 2,0mm. Hombro de 1,0 a 1,5mm en la cara vestibular y palatina. Hombro de 0.15mm (mínimo) de las caras proximales. Ángulos axio-cervical redondeados. Terminación de 6° a 10° de cervical a incisal.

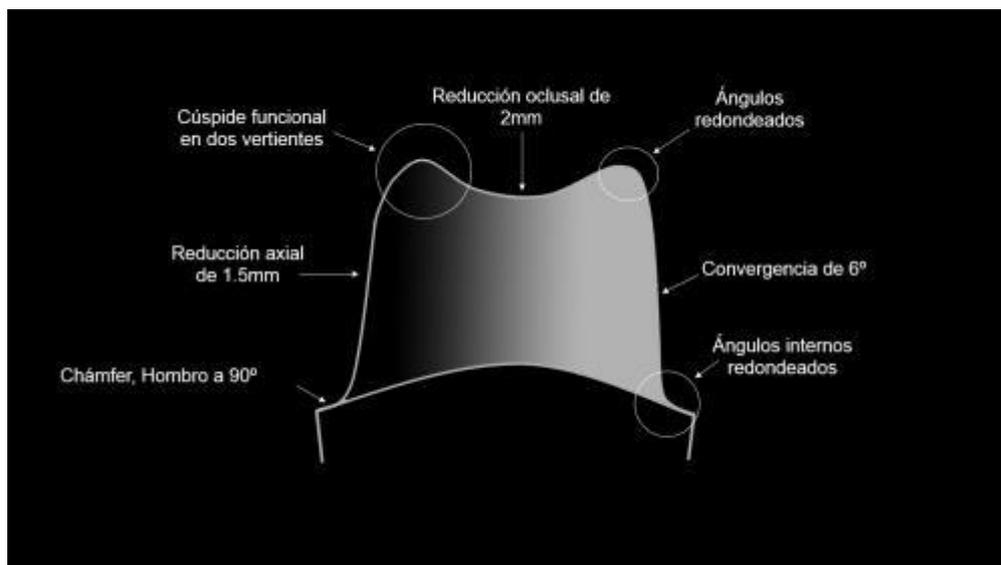
Depende del tipo de corona seleccionada para el caso, es el diseño que realizaremos; pueden ser:

Hombro recto: Es una terminación a 90° entre las paredes cervical o gingival y la axial. Esta terminación la realizamos cuando elegimos para la rehabilitación coronas cerámicas puras, dándole un espesor de 1 a 2 mm.



Hombro biselado: esta terminación también posee un ángulo axio-gingival de 90°, pero se le realiza un bisel en una de sus aristas (cavo superficial), la realizamos cuando rehabilitamos con coronas metalo cerámicas.

Chanfer simple o profundo: es una terminación de forma circular o redondeada ente la pared gingival y la axial. La simple tiene un espesor de 0.5 mm y la profunda de 1.5 mm.



Filo de cuchillo: es una terminación de muy difícil reproducción en la impresión, se utiliza en coronas metálicas.

Línea de terminación gingival: Esta línea es el límite hasta donde se extenderá la corona con relación al margen gingival, debe ser reproducible en la impresión, nítida, fácil de tallar; puede ser:

Supragingival: se encuentra a 1 o 2 mm por encima de la encía, permite realizar una adecuada higiene al paciente, es poco estética por eso se la utiliza en molares y caras linguales o palatinas.



Yuxtagingival: se encuentra al mismo nivel que el margen gingival, no invade el espacio biológico, es estética.



Subgingival: se encuentra 0.5 mm del espacio biológico, en el interior del surco gingival.



La elección de la terminación gingival está determinada por varios factores, como la susceptibilidad a caries del paciente, su higiene, el compromiso estético, extensión de la caries, sensibilidad en caso de ser la pieza dentaria vital.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Scutella F, Weinstein T, Zucchelli G, Testori T. A retrospective periodontal assessment of 137 teeth after featheredge preparation and gingivitage. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2017.
2. Poggio C, Dosoli R, Ercoli C. A retrospective analysis of 102 zirconia single crowns with knife edge margins. *J Prosthet Dent* 2012.
3. De Rouck T, Eghbali R, Collys K, De Bruyn H, Cosyn J. The gingival biotype revisited: transparency of the periodontal probe through the gingival margin as a method to discriminate thin from thick gingiva. *J Clin Periodontol* 2009.
4. Loreto M. Prótesis Fija: Tipos de Límites cervicales y situación topográfica de los mismos. Universidad Fernando Pessoa Madrid, 2015.
5. Balkaya MC, Cinar A & Pamuk S. Influence of firing cycles on the margin distortion of 3 all-ceramic crown systems. *J Prosthetic Dent* 2005.
6. Biologically oriented preparation technique (BOPT): a new approach for prosthetic restoration of periodontically healthy teeth. Ignazio Loi, MD, DDS Private Practice, Cagliari, Italy Antonello Di Felice, CDT Private Practice, Rome, Italy.
7. Mallqui I. Calidad de la preparación dentaria para la prótesis fija realizado por los estudiantes del quinto año de odontología Huánuco 2015 [Tesis de grado]. Huánuco: Universidad de Huánuco; 2017.
8. Veramendi G. Principios de tallado para prótesis fija, secuencia de tallado, terminaciones cervicales según tipo de corona [Tesis de grado]. Lima: Universidad Inca Garcilaso de la Vega; 2017.
9. Rosenstiel S. Prótesis Fija Contemporánea. 4a. ed. España: Elsevier España; 2008.
10. Shillingburg H, Jacobi R, Brackett S. Principios Básicos en las preparaciones dentarias. Barcelona: Quintessence; 2000.
11. Pegoraro L. Prótesis Fija. São Paulo: Artes Médicas; 2001.
12. Carvajal J. prótesis fija preparaciones biológicas, impresiones y restauraciones provisionales. Chile: Mediterraneo; 2001.
13. Becerra G. Fundamentos biomecánicos en rehabilitación oral. Res Fac Odont Univ Ant, 2005.
14. Nogueira J, Salazar S, Zamboni S, Vasconcellos L. Altura de los tallados coronales en la retención de prótesis parcial fija. Res Estomatol Herediana, 2008.

ELABORACIÓN DE CASQUETE MEDIANTE TÉCNICAS DE COLADO CONVENCIONAL

Pazos, Fernando E.

INTRODUCCIÓN

En el campo de la Odontología Rehabilitadora oral se han realizado avances tecnológicos para asegurar un óptimo tratamiento, desde la práctica del odontólogo que interviene como del técnico en prótesis de laboratorio [1]. El principal objetivo de la prótesis fija es conseguir una adaptación marginal lo más exacta posible. La misma, se define como “el asentamiento exacto y preciso de una restauración protética sobre la línea previamente configurada en el margen” [1: 1]. Una de las áreas más críticas en la confección de una corona es la zona marginal o cervical, ya que de ésta depende el futuro de la prótesis. Una falta de adaptación marginal puede conllevar a microfiltración y de esta manera afectar la estructura dentaria remanente, así como al tejido periodontal que lo rodea, llevando al fracaso de la prótesis [2]. Las “discrepancias marginales entre 50 y 120 μm se consideran clínicamente aceptables en relación a la longevidad de las restauraciones” [2:10].

Loarte Campos [3] define la línea de terminación como “la configuración del margen cervical de una preparación dentaria”, y recomienda que para una corona metalcerámica se puede usar chamfer, hombro bisel y bisel de 135°. No obstante, recomienda la terminación tipo chamfer, porque proporciona un adecuado espacio a nivel cervical para el opáquer y la cerámica, una buena adaptación tras el proceso de colado, suficiente resistencia para que la cocción de la porcelana no distorsione esa adaptación y proporcione mejor escurrimiento al agente cementante [3].

Para la confección de las estructuras metálicas, convencionalmente se utilizan aleaciones Cromo- Cobalto pues brindan resistencia a la corrosión, buenas propiedades mecánicas y biocompatibilidad [4].

Para la fabricación de estructuras metálicas se han desarrollado diversas técnicas como la de cera perdida colada por centrifugación convencional (soplete) o inducción (CPCI). En la técnica CPCI, tras haber realizado un patrón de cera de la cofia, se elimina el material ceroso mediante un horno [4]. Luego, el metal es fundido por inducción en un crisol calentado por electricidad y es impulsado por centrifugación o presión al vacío hacia el molde a través de un conducto llamado bebedero. Esta técnica permite un mayor control de la temperatura de fusión, disminuye la oxidación y contaminación del metal comparado con la técnica convencional [4]. Otra técnica de fabricación de cofias metálicas es la fusión selectiva laser (SLM) mediante el diseño y fabricación asistida por computadora (CAD/CAM). Esta es una

técnica aditiva que utiliza escáneres clínicos o de laboratorio para capturar la preparación dentaria y diseñar la estructura por medio de un software en una computadora y luego mediante la aplicación de un láser de granate de aluminio de itrio dopado con neodimio (Nd-YAG) se fusiona selectivamente un polvo de aleación Co-Cr y se construye capa por capa la estructura metálica en 3D [4]. Este sistema ofrece ventajas como la obtención de copias metálicas con propiedades físicas y químicas satisfactorias, disminución en el tiempo de fabricación y costo, reducción de errores humanos, previene distorsiones y defectos inherentes a la técnica de cera perdida para que la adaptación de las estructuras metálicas sea óptima [4].

Una de las principales ventajas del uso de la tecnología informática en Odontología en prótesis fija es que aseguran una mejor adaptación marginal respecto a las coronas elaboradas manualmente, siendo la discrepancia de 23 a 74 μm en coronas elaboradas en CAD/CAM mientras que en las elaboradas manualmente el valor es de 50 a 120 μm [1].

A pesar de las ventajas proporcionadas por tecnología, su elevado costo hace que aun siga realizándose coronas de metal- porcelana mediante la técnica convencional manual. Dentro de esta técnica una de las más utilizadas es la técnica de inmersión, que consiste en sumergir el muñón previamente troquelado y contorneado en una máquina que precalienta la cera a una temperatura constante con el fin de proporcionar una sola fase en la pared interna de la restauración [1].

Objetivo

El propósito del trabajo es presentar la técnica convencional de colado para la elaboración de casquetes para prótesis fija.

MATERIALES Y MÉTODO

El diseño metodológico de este artículo fue de tipo descriptivo, basado en la consulta bibliográfica de diferentes fuentes con relevancia científica. Por ende, a continuación, se explicará la técnica de elaboración de casquetes para prótesis fija mediante la técnica convencional de cera perdida colada por centrifugación que aplicaron algunos investigadores.

Desarrollo del tema

La técnica de la cera perdida colado por centrifugación convencional es una de las técnicas que más se usan para la confección de copias metálicas, utiliza para fundir el metal sopletes que combinan oxígeno con gas natural. Esta técnica está siendo remplazado por la opción del colado por centrifugación por inducción que funde el metal mediante el calor generado por alta frecuencia eléctrica, esto evitaría los posibles errores ya que estos sistemas controlan la temperatura exacta, con el fin de mejorar la adaptación y el tiempo de trabajo

Cuando clasificamos los materiales de restauración mencionamos a las restauraciones que se llevan a la cavidad oral en estado rígido, es decir, que serán fijadas a la pieza dentaria. Actualmente cuando mencionamos “ceras, revestimientos y colados” nos estamos refiriendo a las incrustaciones metálicas.

Etapas de obtención de restauraciones rígidas

- **CONFECCIÓN DEL PATRÓN DE CERA** En la mayor parte de los casos se obtiene sobre el troquel de la pieza a restaurar. Previamente, en boca, se eliminó caries, eventualmente se utilizó un protector pulpar en alguna zona profunda, se tomó impresión y se vació la misma para obtener el troquel. Este patrón de cera reconstruye las estructuras perdidas, devolviendo la anatomía correspondiente, de forma que, en el troquel una parte de la pieza dentaria es yeso y otra parte es cera para colado.
- **REVESTIDO DEL PATRÓN DE CERA** En esta etapa el patrón de cera se rodea de revestimiento, con la finalidad de obtener una cámara por donde entrará el metal fundido. Básicamente se trata de un material refractario: que soporta elevadas temperaturas sin que se altere su estructura [5]. El mismo es susceptible de expandir, lo que permite compensar las contracciones de los diferentes materiales utilizados para obtener la incrustación: material de impresión, cera para colado y aleación fundida, que contraen al fraguar o endurecer.
- **COLADO** Es el procedimiento mediante el cual el metal fundido entra en la cámara de colado, es decir, “se cuele”. La cámara se forma cuando luego de fraguar el revestimiento se elimina la cera en el horno. El metal fundido llega a la cámara, solidifica y de esa forma obtenemos el colado.

Materiales de uso para técnica convencional

1- CERAS

Las ceras de uso odontológico se podrían definir como materiales orgánicos –de origen natural o sintético- (Macchi, 2004) [5] cuya estructura puede ser microcristalina o amorfa. La especificación número 4 de la ADA divide las ceras para colado en dos tipos:

- Tipo I: Se emplean en la técnica directa para la confección de patrones de cera directamente en boca.
- Tipo II: Son aquellas que se utilizan en la técnica indirecta para confeccionar el patrón de cera sobre un troquel. Las técnicas modificadas implicarían la combinación de ambas: indirecta-directa, por ejemplo, donde un patrón confeccionado sobre un troquel se prueba en boca.

1.1- COMPOSICIÓN

- Parafina: cera mineral semicristalina entre 40 y 60%. Se trata de una mezcla compleja de hidrocarburos con un amplio intervalo de fusión: es posible modificar el punto de fusión de la cera al cambiar la composición de la parafina ya que se trata de una mezcla de

fases amorfas y microcristalinas. (Macchi, 2014) [12] De todas formas, es una cera rígida: tiende a descamarse al ser cortada y no presenta una superficie lisa y brillante.

- Resina natural de origen vegetal: brinda un aspecto liso luego del corte y evita la descamación.
- Cera carnauba: en la naturaleza se halla en forma de polvo sobre las hojas de ciertas palmeras tropicales. Es bastante densa y su punto de fusión es elevado. Combinada con la parafina disminuye el escurrimiento a temperatura bucal. Otorga más brillo superficial que la anterior.
- Candelilla: reemplaza total o parcialmente a la carnauba ya que presenta las mismas propiedades con un menor punto de fusión y no es tan dura como la carnauba.
- Ceresina: puede reemplazar parte de la parafina para modificar la tenacidad y así facilitar el modelado de la cera. En las ceras actuales, parte de la carnauba se reemplaza por ceras sintéticas ya que homogenizan las propiedades y tienen mayor punto de fusión.

REQUISITOS:

1. Al reblandecerse debe permanecer plástica presentando textura lisa, sin escamarse o laminarse.
2. En lo que se refiere al escurrimiento, para ambos tipos de cera debe ser del 1% o menor, para las de tipo I a 37°C y para las de tipo II a 30°C; y para ambas debe ser del 70% o mayor a 45°C. Esto quiere decir que las ceras tipo I, a 37°C deben estar rígidas: no pueden deformarse durante el retiro por causa de su escurrimiento. Mientras que las de tipo II pueden estar rígidas a una temperatura menor (temperatura ambiente): no es necesario aumentar su punto de fusión para que solidifiquen a 37°C porque modelar el patrón de cera a menos temperatura hace que haya menor deformación por cambios térmicos.
3. Deben permitir el modelado en espesores delgados.
4. Su color debe contrastar con la estructura dentaria o con el yeso del troquel.
5. Durante su eliminación debe evaporarse sin dejar residuos a 500°C, de otra forma el colado quedaría redondeado ya sea porque el aire no puede salir totalmente cuando entra el metal fundido a presión o porque hay residuos en la cámara de colado.

1.2- PROPIEDADES

1. Baja conductividad térmica, debido a la ausencia de electrones libres que conduzcan energía. Esto hace que requiera un cierto tiempo homogeneizar la temperatura tanto durante el calentamiento como durante el enfriamiento.
2. Elevado C.E.T. Su incidencia sobre la deformación es más importante en las de tipo I, ya que su punto de fusión es mayor que las de tipo II.
3. Deformación: Se debe a las variaciones localizadas de la distancia intermolecular y se origina en:

- A. Los cambios térmicos: el CET determina que exista contracción durante el enfriamiento. Debemos calentar la cera a la menor temperatura posible como para plastificarla y que nos permita modelarla.
- B. La liberación de tensiones inducidas o relajación debida a diferentes factores: - variables de la manipulación durante el modelado: cambios de temperatura, presión, corte, estirado, etc. - estructura y composición de la cera. La cera es homogénea solo en estado líquido. En estado sólido la cera presenta una estructura compuesta donde la parafina representa los núcleos y los componentes microcristalinos (la matriz). Si plastificamos solo la matriz, para modelar el patrón, las tensiones liberadas al enfriarse serán menores que cuando se funden en parte o completamente los núcleos de parafina. En el último caso, la solidificación de los cristales en la matriz semi-rígida origina tensiones que provocarán deformación al relajarse.
- La deformación ocurre durante el restablecimiento de las condiciones de equilibrio, la energía se hace uniforme por el paso del tiempo o por un cambio térmico. Cuando durante el modelado agregamos cera fundida en algún punto del patrón de cera, se originan cambios de energía localizados.
- C. Escurrimiento en estado sólido: el patrón de cera solidificado puede sufrir escurrimiento mientras no se incluya en el revestimiento. Mientras mayor sea el tiempo que transcurra o mayor sea la temperatura, mayor será el escurrimiento. Ni siquiera manteniendo el patrón en el troquel se puede evitar la deformación. El tiempo máximo que puede transcurrir antes de revestir es de 45 minutos.

2- REVESTIMIENTOS

Como mencionamos anteriormente, una vez terminado el patrón de cera debemos crear la cámara de colado. Para lograrlo vamos a colocar el patrón de cera sobre una base para colado. Para poder retirar el patrón de cera utilizamos un perno que nos permitirá fijar el patrón a la base. El perno puede ser de plástico o de metal (siempre que sea inoxidable), debe ser completamente liso y con una sección adecuada como para formar un túnel o bebedero en el revestimiento por donde entrara el metal fundido para llegar a la cámara de colado una vez que hayamos eliminado la cera. Colocamos el perno a una temperatura tal que nos permita ubicarlo profundamente en el patrón en la zona de mayor espesor de cera evitando dañar la anatomía, buscando formar un ángulo de 45° entre el perno y el patrón de cera. Una vez que la cera ha solidificado llevamos el patrón a la base, cuya altura debe ser la tercera parte (1/3) de la altura del cilindro. El perno y la base deben permitir ubicar el patrón a una altura tal que entre éste y el borde libre del cilindro solo haya unos 6 mm. Si la distancia fuera menor, al entrar el metal fundido e impactar sobre el revestimiento, lo fracturaría (el revestimiento tiene baja resistencia al impacto); y si la distancia fuera mayor, el aire que ocupa la cámara de colado y que es empujado fuera del revestimiento por el metal fundido, no puede atravesar un espesor mayor a 6mm. Analizaremos brevemente las características de los revestimientos, a los que vamos a clasificar según el punto de fusión de la aleación que

vayamos a colar: para aleaciones de bajo punto de fusión o aglutinadas con yeso y para aleaciones de elevado punto de fusión o aglutinados con fosfato.

2.1- REVESTIMIENTOS AGLUTINADOS CON YESO

La composición de estos revestimientos es muy sencilla:

- Un material refractario, representado por una de las cuatro variedades alotrópicas del cuarzo, la cristobalita (de composición química SiO_2 , sílice). La cristobalita tiene una curva de dilatación con un brusco aumento de volumen a los 230°C (algunos autores lo ubican entre los 200 y 270°C). Cambia su estructura de una forma alfa (tetragonal) a una forma beta (cúbica a cara centrada) de menor densidad, lo que lleva a un aumento de volumen del 3 al 7%. De esta manera la expansión térmica lograda contrarresta las contracciones: de la cera, del yeso del revestimiento durante el calentamiento para eliminar la cera y del metal. Por lo tanto, el material refractario es el responsable de la expansión. (Macchi, 2004) [5]
- Un material aglutinante, representado por el yeso piedra: de manera que al mezclar el revestimiento con agua éste fragua en forma rígida dentro del cilindro rodeando el patrón de cera y el perno. El aglutinante constituye del 25 al 45% del revestimiento. Como en el yeso hay agentes modificadores, en los revestimientos se agregan agentes reductores para que no se oxide la aleación al entrar en la cámara de colado. El tiempo de fraguado oscila entre 5 y 25 minutos, la expansión de fraguado es mayor que la del yeso por interposición de las partículas de SiO_2 (del 0,4 al 0,5%). La expansión higroscópica se produce cuando el yeso fragua en presencia de agua, de manera que puede producirse también en estos revestimientos. La desventaja de emplear este tipo de expansión radica en que es sumamente difícil predecir cuál será el valor de la expansión. La expansión térmica está íntimamente relacionada con la variedad del SiO_2 empleada y con la cantidad empleada por el fabricante en su formulación. El tamaño de las partículas del revestimiento además de influir sobre el tiempo de fraguado determina la rugosidad superficial del colado. En los revestimientos es sumamente importante la porosidad (de manera que el aire pueda salir de la cámara de colado en el momento en que lo desaloja el metal fundido), debe existir uniformidad de las partículas: si hay partículas finas y gruesas disminuye la porosidad.

2.2- REVESTIMIENTOS AGLUTINADOS CON FOSFATO

Estos revestimientos presentan también un componente refractario que es básicamente el mismo que en los anteriores: cuarzo y cristobalita. El aglutinante es el que ofrece la mayor diferencia: se trata de una solución acuosa coloidal compuesta por fosfato de amonio, óxido de magnesio y sílice coloidal; se diluyen en agua en mayor o menor cantidad según la expansión deseada siguiendo las instrucciones del fabricante. En el mercado encontramos dos tipos de revestimientos fosfatados: - Tipo I: para colado de incrustaciones - Tipo II: para esqueletos de prótesis parciales fijas Las grandes ventajas de estos revestimientos son: - No

se descompone el aglutinante a temperaturas elevadas - La textura superficial del colado es superior debido a la fineza de sus partículas.

3- PROCEDIMIENTO DE COLADO

La finalidad de los procedimientos de colado es brindar una reproducción metálica de la estructura dentaria perdida con la mayor precisión posible. Para lograr la mayor precisión posible debemos tener en cuenta ciertos detalles en relación a:

1. El perno: una vez que fijamos el patrón a la base cubrimos el perno con una capa delgada de cera (para facilitar luego su retiro) y a 1 mm del patrón de cera confeccionamos un reservorio (completamente esférico) para evitar la porosidad por contracción localizada en el lugar donde se insertó el perno. Esta función se cumple siempre y cuando el reservorio se ubique en el centro térmico del cilindro. Dicha ubicación nos asegura que no solidifique primero el metal fundido que se encuentra en el bebedero. De todas formas, siempre colocamos una gota de cera antes de colocar el perno. Otro factor que interviene en la fidelidad es la ubicación del perno: lo colocaremos en el sector donde haya mayor volumen de cera. Además, como mencionamos anteriormente, el ángulo en que insertamos el perno no puede ser de 90° (en forma perpendicular) porque se formarían turbulencias cuando entra el metal líquido y se originarían porosidades. Lo ideal es insertarlo a 45°. El patrón debe poder insertarse en el sentido del eje principal del diente o de la cavidad tallada.
2. El cilindro: al ser rígido inhibe la expansión de fraguado y térmica en sentido transversal. Para permitir la expansión transversal se puede usar un cilindro de goma o colocar una capa o dos de lámina ignífuga para permitir la expansión del revestimiento. La lámina se coloca mojada, de manera que no absorba agua del revestimiento y brinda a su vez una expansión semi higroscópica ya que aporta agua al revestimiento. Su espesor no debe ser menor a 1 mm. De todas maneras, debemos recortar el amianto a 3 mm de cada borde del cilindro para reducir la expansión en sentido longitudinal y lograr una expansión más uniforme.
3. El revestido: antes de preparar el revestimiento pincelamos el patrón con una solución batotona, (que puede ser una solución de agua jabonosa) para aumentar la energía superficial de la cera y permitir que el revestimiento la cubra sin atrapar aire. Una vez cubierto el patrón llenamos el cilindro vibrando siempre suavemente. (Giraldo Olga, 2004) [6].
4. Eliminación de la cera: una hora después de revestir podemos llevar el cilindro al horno para eliminar la cera y calentar el revestimiento hasta la temperatura del colado. Antes de colocarlo en el horno le retiramos la base. El cilindro se coloca en el horno frío y se programa de manera que llegue a 700°C en una hora, es decir, lentamente. Para los revestimientos fosfatados la temperatura será mayor.

La cera en un principio se funde y luego se elimina en forma de monóxido o dióxido de carbono: por este motivo colocamos al principio el cilindro con el perno hacia abajo y luego lo damos vuelta, para que el monóxido y el dióxido puedan salir. (Giraldo Olga, 2004) [6].

5. Colado: Una vez que el cilindro llega a los 700°C, colamos, es decir, hacemos pasar el metal fundido a través del bebedero hasta la cámara de colado. El tiempo que tenemos para fundir la aleación sin que el revestimiento contraiga significativamente es de aproximadamente 1 minuto. Existen diferentes aparatos para colado, pero en todos ellos el metal fundido entra a presión en la cámara de colado. Una vez que se ha colado, debemos recuperar el colado sumergiendo el cilindro en agua a temperatura ambiente y limpiando ambas superficies (externa e interna) con un cepillito para eliminar el revestimiento. Una vez que está limpio, verificamos que no tenga burbujas, aletas o defectos que puedan interferir en su adaptación y lo probamos en el troquel para proceder a su terminación y pulido. (Macchi, 2004) [5].

RESULTADOS

Se presentan distintos estudios recientes en relación a la adaptación marginal conseguida con la técnica convencional para la elaboración de casquetes [7].

Robayo B., 2018, [1] realizó un estudio para “determinar la adaptación marginal de la estructura metálica en aleación de cromo cobalto de coronas elaboradas con encerado manual”. Para ello seleccionaron 24 premolares superiores e inferiores aleatoriamente para posteriormente realizar una terminación tipo chamfer para una corona. Seguidamente se les realizó la toma de impresión con silicona de adición seguido del vaciado con yeso tipo IV. Las muestras entraron en un proceso de encerado manual por la técnica de inmersión para obtener los casquetes de cera que serían fundidos para posteriormente ser cementado en los modelos de yeso con ionómero de vidrio de cementación. Una vez cementadas las coronas fueron introducidas en una cápsula de polimetilmetacrilato transparente con el fin de realizarles un corto transversal para luego ser llevados a un microscopio electrónico de barrido para una prueba de adaptación marginal. Encontrando en los resultados que la adaptación del cromo cobalto por medio del encerado manual fue de 146,43 μm .

Cuevas K. (2014), Lima, Perú. Realizó en un estudio para “determinar los niveles de adaptación marginal de coronas metálicas completas”. Para ello, preparó un molar inferior derecho la cual fue tallada y tomada impresión para obtener 24 modelos donde se realizaron las pruebas de adaptación marginal por medio de la técnica de inmersión. Ya con las coronas se procedió a realizar el corte de las mismas y medir la adaptación marginal por 4 puntos. Margen cervical mesial, distal, vestibular y lingual. Los resultados evidenciaron que las coronas presentaron un 37.5% de adaptación y 62.5% de desadaptación en el lado mesial, 22 25% de adaptación y 75% de desadaptación en el lado distal, 62.5% de adaptación y 37.5% de desadaptación en el lado vestibular y 25% de adaptación y 75% de desadaptación en el

lado lingual. Por otro lado, al evaluar la media de adaptación en micrómetros (μm) se halló que esta presentó $229.9 \pm 88.9 \mu\text{m}$. Concluyendo que la adaptación marginal de las coronas completas que se pudieron medir, en su mayoría no conservaron los límites aceptados en las diferentes caras de la pieza dentaria y fueron mayores a $120 \mu\text{m}$.

Loarte Campos (2017) Lima, Perú [3]. Realizó un estudio para “comparar *in vitro* la adaptación marginal e interna de cofias metálicas de aleación de cobalto cromo y el sistema de fresado de bloques asistido por computador (CAD-CAM)”. Para ello, se confeccionó un modelo maestro de Co-Cr de una pieza preparada con terminación chamfer, de este modelo se construyó 26 cofias de aleación de Cromo-cobalto, 13 por medio de la cera perdida colada y 13 por medio de la técnica CAD-CAM. Estas cofias fueron cementadas y luego cortadas en sentido vestíbulo-palatino y luego en sentido mesio-distal. Estas porciones de las cofias fueron evaluadas por medio de un estéreomicroscopio a un aumento de 40X, siendo evidenciadas las discrepancias marginales internas de cada una de ellas. En los resultados se evidenciaron que las cofias metálicas confeccionadas por la técnica de la cera perdida presentaron una adaptación marginal de $89.65 \mu\text{m}$ en vestibular y $92 \mu\text{m}$ en palatino. Mientras que las cofias metálicas confeccionadas por el sistema de fresado de bloques asistido por CAD-CAM generó una adaptación marginal de $32.81 \mu\text{m}$ en vestibular y $35.05 \mu\text{m}$ en palatino. Concluyendo que la adaptación marginal fue mejor en las cofias metálicas confeccionadas por el sistema de fresado de bloques asistido por CAD-CAM.

Salvatierra Sevillano (2019) Lima, Perú [4]. Su objetivo fue evaluar *in vitro* la adaptación marginal e interna de cofias unitarias de aleación Co-Cr sobre una línea de terminación tipo chamfer, fabricadas con la técnica de cera perdida colada por centrifugación por inducción (CPCI) y fusión selectiva láser (SLM) en diseño y fabricación asistida por computador (CAD/CAM). Se fabricaron 13 cofias de aleación Co-Cr para cada técnica. Se evaluó la adaptación marginal e interna utilizando la técnica de réplica de silicona. Cada réplica fue seccionada en sentido vestíbulo-palatino y mesio-distal para luego ser analizadas a nivel cervical, axial y oclusal mediante un estéreomicroscopio con aumento de 40X. Como resultado se obtuvo que la discrepancia marginal de las cofias Co-Cr fabricadas por la técnica CPCI fue de $42.22\mu\text{m}$ y para la técnica SLM fue $38.1\mu\text{m}$ sin diferencias significativas ($p > 0.05$). La discrepancia axial fue de $42.02\mu\text{m}$ para las fabricadas por técnica CPCI y de $60.16\mu\text{m}$ para la técnica de SLM con diferencia significativa ($p < 0.05$). La discrepancia oclusal fue significativamente mayor ($p < 0.05$) en las cofias confeccionadas por técnica SLM ($232.13 \mu\text{m}$) que en la técnica CPCI ($101.94 \mu\text{m}$). Se concluye que la adaptación marginal fue similar en ambas técnicas CPCI y SLM sin diferencias significativas. La adaptación interna fue estadísticamente significativa para la técnica CPCI que para la técnica SLM. En ambas técnicas la discrepancia fue menor en axial que en oclusal. Todos los valores estuvieron en el rango clínicamente aceptado.

Requena Cisneros (2019) Quito, Ecuador [6]. Realizó un estudio para comparar la discrepancia marginal e interna de cofias unitarias de aleación Cobalto-Cromo (Co-Cr) sobre

una línea de terminación chamfer, confeccionadas con dos técnicas: técnica de cera perdida colado por centrifugado convencional (CPCC) y por inducción (CPCI) determinando cual técnica tuvo mejor adaptación marginal e interna. Para ello, se fabricaron 13 cofias metálicas unitarias de aleación Co-Cr para cada técnica a evaluar. Se utilizó la réplica de silicona para evaluar las discrepancias marginales e internas, cada muestra fue seccionada en cruz en sentido vestíbulo-palatino y en sentido mesio-distal, luego con un estéreo microscopio se evaluó la zona cervical, axial y oclusal. La CPCI obtuvo una menor discrepancia marginal e interna en comparación con la CPC, pero no se encontró diferencias estadísticamente significativas ($p > 0,05$) entre ambas técnicas. Concluyen que, aunque en la mayoría de los puntos de evaluación las cofias realizadas mediante la CPCI presento mejores valores de adaptación marginal e interna en comparación con la CPCC estos resultados sólo son valores descriptivos que no fueron concluyentes, ya que en la mayoría de los puntos evaluados no existió diferencia estadísticamente significativa ($p > 0,05$). Observaron que la mayoría de los valores de ambas técnicas se encuentran dentro del rango clínicamente aceptable.

Sorbera (2013) Córdoba, Argentina [7]. Estudió la relación del grado de adaptación de una cofia metálica para porcelana dental, realizada mediante la confección del patrón en cera sobre modelos de yesos extra duros, con la realizada sobre modelos de material refractario. Para ello se realizaron 2 grupos comparativos de 15 cofias coladas cada uno (siempre sobre el mismo pilar), las que posteriormente fueron cementadas, a la misma presión (5 bares) y a continuación incluidas cada una (complejo cofia-pilar) en un prisma de resina transparente. Luego, estos 30 prismas fueron seccionados longitudinalmente, con una cortadora de precisión, para luego mediante un analizador de imagen digital, poder medir el grado de adaptación existente entre pilar y cofia, en cada uno de los grupos. Los resultados obtenidos fueron promediados (se realizaron 10 mediciones por muestra y se obtuvo un valor promedio de cada muestra). El grupo muestral que contenía cofias metálicas realizadas por patrón de cera sobre modelos de revestimiento, arrojó una media de 64,60 micrómetros de desadaptación, mientras que el otro grupo mostró una media de 157, 20 micrómetros de desadaptación, siendo las diferencias estadísticamente significativas. Por lo tanto, se concluye que las técnicas más utilizadas en la actualidad, para la elaboración de cofias metálicas para porcelana dental, deberían ser revisadas. Ya que los modelos de trabajo para confeccionar patrones, con el propósito de elaborar cofias metálicas para porcelana dental, dan mejor resultado cuando están realizados en material refractario (Revestimiento).

Gregorio López (2017) Huacho, Perú [8]. Realizó un estudio in vitro sobre la estabilidad dimensional a nivel de la línea de terminación utilizando patrones metálicos elaborados con acrílico de combustión completa en comparación con la técnica convencional con cera. La muestra incluyó el total de treinta patrones metálicos construidos con cera y acrílico. Se concluyó que las cofias construidas con acrílico de combustión completa tienen mejor sellado marginal que las construidas con cera, existe mayor estabilidad longitudinal en la cofia construida con acrílico y mayor estabilidad diametral en la cofia construida con acrílico.

DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

Tal como señala Robayo, B, 2018; [1] de los modelos obtenidos a partir de 24 premolares inferiores y superiores, los resultados obtenidos indicaron que las medidas que la adaptación de las coronas de cromo cobalto, se hallaban al límite de las medidas establecidas para la desviación marginal. En los resultados obtenidos por otro investigador (9) se observó que la discrepancia de adaptación en las cofias de cromo – cobalto fue de 89.65 um en el lado vestibular, 92 um en el lado palatino, 91.72 um en el lado mesial y 97.66 um en el lado distal. Por otro lado, la discrepancia en las cofias realizadas con CAD/CAM fue de 24.7 um en el lado vestibular, 34.32 um en el lado palatino, 21.82 um en el lado mesial y 32.49 um en el lado distal. Concluyendo que las cofias realizadas con CAD/CAM presentaron menor discrepancia que las cofias preparadas con la técnica de cera perdida a base de cromo – cobalto.

A partir de 42 modelos de estudio a los cuales se le realizó a cada uno de ellos una cofia metálica por la técnica de inmersión, las cuales fueron cementadas en sus respectivos modelos de yeso para evaluar de maneta externa la adaptación marginal presente en todos los casos. Obteniendo como resultado que solo el 9.5% de los modelos consiguieron un sellado adaptado, mientras que el 90.5% de modelos restante un sellado desadaptado. Luego de realizar la medición de la adaptación marginal de los modelos se halló que sobre el lado mesial fue de 365.96, en el lado distal fue de 193.62, en el lado vestibular fue de 246.07 y en el lado lingual fue de 134.76. Concluyendo que las cofias metálicas sufren alteración de la forma durante su elaboración lo que ocasiona discrepancia con el modelo (10)

López, Gregorio, 2017, [8] menciona que a partir de los datos obtenidos existe mayor estabilidad longitudinal en la cofia construida con acrílico y mayor estabilidad diametral en la cofia construida con acrílico.

Bottino MA, Valandro LF, Buso L, Ozcan M; 2007, [11] indicaron a partir de un trabajo realizado en cofias de cerámica habiendo utilizado ionómero vítreo entre otros materiales de cementado, que pueden modificar la adaptación marginal, el relieve interno mejoró significativamente la misma el uso de cemento de ionómero de vidrio, el que produjo la mejor adaptación cervical, seguido del fosfato de zinc y el cemento de resina.

Por lo tanto, se concluye que, de acuerdo a lo expuesto por los diferentes investigadores, la mayoría de las mediciones de la adaptación marginal elaboradas por técnicas convencionales y por el sistema de CAD /CAM, las elaboradas por este último método, presentan una menor desviación marginal. Como así también el cementado llevado a cabo con cemento de ionómero vítreo, también permite la mejor adaptación de las cofias que otros materiales.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- 1- Robayo Freire, Byron Fabián. Comparación de la adaptación marginal de la estructura metálica en aleación de cromo níquel y cromo cobalto de coronas elaboradas con encerado manual y encerado en CAD-CAM: Estudio in vitro. [Tesis], Quito: Universidad de las Américas, 2018. [Consultado 1/5/24]
Disponible en: <http://dspace.udla.edu.ec/handle/33000/8500>
- 2- Cuevas Tenorio Katia Emperatriz. Niveles de adaptación marginal de coronas metálicas completas de diversos laboratorios de Lima, invitro [Tesis], Lima: Universidad Nacional Mayor De San Marcos, 2014. [Consultado 1/5/24] Disponible en: <https://hdl.handle.net/20.500.12672/4069>
- 3- Loarte Campos Micarla, Flores Valverde Yovana, Zelada Ladrón de Guevara Cinthya, Requena Cisneros Silvio, Castillo Andamayo Diana, Quintana del Solar Martín. Adaptación de cofias metálicas confeccionadas con dos técnicas: cera pérdida colada por centrifugación convencional y fresado de bloque blando en CAD/CAM. Rev. Estomatol. Herediana [Internet]. 2017 Jul [citado 2024 mayo 01]; 27(3): 163-175. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.20453/reh.v27i3.3200>
- 4- Salvatierra Sevillano Sheila Mariela; Rodríguez Carpio Karolay Elizabeth Evaluación in vitro de la adaptación de cofias metálicas fabricadas por técnica de cera perdida colada por centrifugación por inducción y fusión selectiva láser en CAD/CAM. [Tesis], Lima: Universidad Peruana Cayetano Heredia [Consultado 1/5/24]
Disponible en:
https://repositorio.upch.edu.pe/bitstream/handle/20.500.12866/6448/Evaluacion_SalvatierraSevillano_Sheila.pdf?sequence=1
- 5- Macchi. Materiales Dentales. 4ta ed. (2004) cap. 26 y 27.
- 6- Olga lucia Giraldo. Metales y aleaciones en odontología. (2004) Disponible: https://bibliotecadigital.udea.edu.co/dspace/bitstream/10495/9584/1/GiraldoOlga_2004_MetalesAleacionesOdontologia.pdf
- 7- Sangama Trujillo Ricardo Eugenio. Adaptación marginal en cofias metálicas con la técnica de inmersión y cofias libre de metal con la técnica CAD-CAM en el sector anterior in vitro. [Tesis] LIMA: UNIVERSIDAD PRIVADA NORBERT WIENER, 2021. [Consultado 1/5/24]
Disponible en:
- 8- https://repositorio.uwiener.edu.pe/bitstream/handle/20.500.13053/6030/T061_45662860_T.pdf?sequence=1&isAllowed=y
- 9- Requena Cisneros Silvio Over, Loarte Campos Micarla Yanira, Zelada Ladrón de Guevara Cinthya Cecilia, Flores Valverde Yovana Elisa, Castillo Andamayo Diana Esmeralda, Quintana del Solar Martín Gilberto. Adaptación de cofias metálicas confeccionadas con dos técnicas: cera pérdida colado por centrifugación convencional e inducción. Rev. Estomatol. Herediana [Internet]. 2019 [consultado 1/5/24]; 29(1): 39-48. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.20453/reh.v29i1.3493>

- 10- Sorbera Juan Alberto. Estudio comparativo sobre la adaptación de cofias metálicas para porcelana dental, realizadas sobre modelos refractarios y no refractarios. Rev. Cient. Odontol., Vol.9 / No. 1, enero a junio 2013.
- 11- Gregorio López Martina Gisela. Estabilidad dimensional in vitro en la línea de terminación en patrones metálicos con acrílico de combustión completa en comparación con la técnica con cera usados en prótesis fija en el año 2017. [Tesis] Huacho: Universidad Alas Peruanas, 2017
- 12- Flores Y. et al. (2017) Lima, Perú.
- 13- Velezmoro M. (2016) Chiclayo, Perú.
- 14- Bottino MA, Valandro LF, Buso L, Ozcan M. La influencia de la línea de meta cervical, el relieve interno y el tipo de cemento en la adaptación cervical de las coronas metálicas. QuintessenceInt. 2007; 38(7):425-32.

ELABORACIÓN DE CASQUETES MEDIANTE CAD-CAM (SCANEEO EN SOFTWARE Y FRESADO)

Tau, Faustino

INTRODUCCIÓN

Cuando se habla de prótesis fija estamos haciendo referencia a un gran abanico de opciones para la rehabilitación oral. Cada caso clínico que conlleve rehabilitar aquello que está perdido o dañado, tiene destinado una o varias opciones de tratamiento para devolver a esa estructura su función, forma, tamaño, resistencia y estética.

Uno de los elementos fundamentales en prótesis fija son las coronas unitarias, a lo largo de la evolución de los materiales odontológicos se pudieron apreciar y utilizar distintas técnicas para la confección de las mismas.

La restauración coronaria de porcelana sobre metal reemplazó en la década del 60 a las restauraciones de acrílico sobre oro, ya que estas últimas con el tiempo se desgastan y queda expuesto el oro subyacente.

Este tipo de restauración consiste en un casquete metálico siendo la infraestructura que se coloca sobre el pilar tallado. Se produce la adaptación entre la superficie del muñón y la superficie interna de la restauración proporcionando retención y resistencia a la masa de cerámica que se encuentra unida al metal de manera química y mecánicamente por cocción.

No fue nada fácil conseguir el desarrollo de una aleación y de un material cerámico con propiedades compatibles para proporcionar una fuerza de unión efectiva y un aspecto natural de la restauración final. Al principio se utilizaron aleaciones con alto contenido de metal precioso, sin embargo, su elevado costo en el mercado ha favorecido el desarrollo de otras aleaciones como el Cromo Níquel, Cromo Cobalto, Platino, Titanio.

Esta estructura metálica será recubierta por la porcelana la cual deberá presentar un espesor mínimo para lograr una apariencia estética aceptable.

Esta técnica es una de las más utilizadas en la actualidad, si bien hubo mejoras y un alto grado de aceptación, el hecho de contener un casquete metálico conlleva cierta dificultad cuando se exige una alta estética.

En la búsqueda de mejorar estos resultados estéticos, las empresas enfocan sus búsquedas en materiales que satisfagan esta demanda. La confección de casquetes completamente cerámicos con un recubrimiento de porcelana y maquillaje superficial sería la solución.

Dentro de las técnicas para confeccionar casquetes íntegramente cerámicos, existen sistemas auxiliados por una computadora, quienes superan ampliamente a la técnica metal-cerámica, debido a que proporcionan una estética, naturalidad y translucidez altamente superior. Los sistemas más divulgados son CERAC (Sirona) y PROCERA (Nobel Biocare).

La odontología ofrece un gran historial de soluciones ante las diversas necesidades de los pacientes en lo que respecta al diseño y fabricación personalizada de restauraciones dentales. Gracias a los últimos avances tecnológicos, algunos procedimientos del área técnico protésica han experimentado un avance que no solo mejora la calidad de las restauraciones dentales, sino que además el proceso de fabricación es mucho más eficiente. La demanda en cuanto la función, estética y diseño a medida ha sido tomada en cuenta por la tecnología asistida por ordenador y está adquiriendo una importancia en la odontología sumamente importante.

FLUJO DIGITAL

La historia de los sistemas CAD/CAM (CAD/CAM: Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing) comienza en Francia cuando el Dr. Francois Duret, director de Investigación de la Universidad de Marsella inició en 1971 sus primeras investigaciones sobre el diseño de prótesis dentales por computadora y publicó su tesis "La Impresión Óptica" en 1973.

El objetivo de este sistema es realizar elementos protésicos más precisos, simplificar los pasos de laboratorio y facilitar la manipulación de materiales.

Los sistemas de CAD/CAM presentan tres componentes principales: un sistema digital para escanear tridimensionalmente, el diseño en 3D y un sistema de fabricación. Una vez que se adquieren los datos de la dentición real o del modelo mediante el escáner intraoral, el software de diseño gráfico a través de un ordenador se encarga de procesarla y transformarla en una imagen 3D. Dicho diseño posteriormente se envía a un fresador robótico para fabricar el producto final a partir de un bloque sólido del tipo de material seleccionado para el caso clínico o mediante la fabricación aditiva de dicho material.

Los procedimientos en el entorno clínico que se llevan a cabo con las tecnologías de imagen 3D, mejoraron significativamente su eficacia debido a las ventajas que otorgan los IOS 3D ya que permiten crear, almacenar y actualizar datos y simular intervenciones clínicas. Por otro lado, facilitan la planificación de un tratamiento, el profesional puede explicar mediante un monitor las etapas del tratamiento y el resultado final al paciente, la comunicación entre laboratorios se ve favorecida y algo destacable es la reducción de los tiempos operatorios debido a que los equipos CAD/CAM se pueden encontrar en el mismo consultorio dental.

DIGITALIZACIÓN

La digitalización tridimensional en odontología se realiza utilizando diferentes dispositivos según el tipo de procedimiento. Siempre se parte de un modelo de yeso o del diente natural cuya

superficie se mide mediante un dispositivo para obtener datos digitales que representan la morfología de los dientes escaneados. Los métodos de escaneo consisten en un láser medidor de desplazamiento y una luz estructurada. Algunas marcas reconocidas del mercado son Bluecam (Sirona), Lava (3M), TRIOS (3Shape), entre otras.

MODELADO

En la actualidad existen varios programas para diseñar restauraciones dentales capaces de igualar la excelencia de restauraciones elaboradas por mecánicos dentales a través de un método convencional.

Una vez procesados los datos adquiridos estos pueden ser modificados por el usuario y adaptarlas a sus preferencias. Generalmente las aplicaciones son “cerradas” por no permitir el intercambio de información con otros sistemas.

FABRICACIÓN

Al momento de fabricar el producto final por el sistema CAM podremos elegir por un método aditivo o un método sustractivo.

Al fabricar un producto por sustracción estaremos partiendo de un bloque prefabricado al cual se lo somete a un fresado para eliminar el material hasta llegar al diseño final. Si bien los resultados obtenidos son satisfactorios en cuanto a función y estética, la desventaja que presenta es el gran desperdicio de material. La alternativa es el sistema aditivo, trata de un sinterizado selectivo por láser para fabricar restauraciones de metal o cerámica sin desperdiciar material.

La tecnología CAD/CAM no solo reproduce elementos definitivos, sino que también diseña elementos provisionales con el objetivo de acortar los plazos de trabajo y mejorar la precisión y efectividad de las técnicas empleadas en los servicios de rehabilitación.

TÉCNICA DE ESCÁNER

Los escáneres digitales capturan la imagen de un cuerpo real y la transforman en millones de puntos de coordenadas. Los modelos virtuales de un objeto no son más que un conjunto de puntos que respetan la forma geométrica de un objeto en particular en un espacio tridimensional.

A lo largo de esta nueva era tecnológica, se fueron presentando distintos tipos de sensores de adquisición de imagen, hoy en día los equipos modernos combinan más de una técnica de adquisición de coordenadas.

Los sensores de escaneo se clasifican según:

1. Fuente emisora: puede ser de tipo activo y de tipo pasivo.
2. Tipo de energía de la onda proyectada: energía electromagnética, energía ionizante, ultrasónicos, infrarrojos, ultravioleta, etc.

3. Técnica de proyección de luz: triangulación láser, luz estructurada, estéreo visión, fotogrametría, gradiente de texturas.

Sin embargo, la odontología precisa una clasificación de escáneres basada en la presentación ergonómica, por lo que un escáner puede cumplir su función a partir de un modelo de yeso con sus debidos recortes, montaje, toma de relaciones intermaxilares o también, puede ser utilizable directo en la boca del paciente.

Es así como en odontología surge la clasificación de escáneres intraorales (IOS) y escáneres de mesón. Estos equipos participan en la adquisición de la imagen (CAI: computer aided imaging), para posteriormente avanzar a la etapa de diseño (CAD: computer aided design) y fabricación (CAM: computer aided materialization) innovando la odontología convencional en todas sus áreas.

Todo comienza con la adquisición de datos por parte de un sensor capaz de generar una señal la cual será procesada como un archivo de coordenadas, las cuales serán interpretadas y transformadas por un procesador con el objetivo de situar los diferentes puntos de interés en un plano cartesiano tridimensional donde tales puntos serán trazados para crear un polígono y con ello una imagen tridimensional.

Al unir la serie de triángulos a través de sus vértices, aristas y caras se conformarán mallas virtuales representando la superficie de un cuerpo real.

A partir de aquí, es posible desear una restauración sobre un modelo para finalmente enviarlo a un dispositivo de materialización computarizado para fabricar el producto final.

Los sensores de imagen tridimensionales utilizan energía de tipo magnética la cual es registrada en un software donde se combinan los datos obtenidos de la alineación de todas las superficies capturadas y después se determina la malla de teselación que conforma la superficie del objeto en forma 3D.

Hay excepciones donde los sensores de imagen pueden presentar fallas por mala calidad, datos faltantes, las características del objeto a escanear, la técnica de medición, etc. Es así como el rendimiento del sensor depende de la textura, la forma, la dimensión y la accesibilidad del objeto real a escanear.

UTILIZACIÓN DE IOS

Son dispositivos para capturar impresiones ópticas directas, digitalizar las preparaciones dentales, los modelos de estudio, el registro de volumen pre y post quirúrgicos, también se utilizan como cámaras intraorales para obtener una mejor visión en el tratamiento.

¿Cómo funciona el IOS?

Tanto las cámaras como los sensores necesitan la proyección de luz la cual es registrada como una imagen o un video, y una vez reconocidos los puntos relevantes del objeto escaneado se

envía a una computadora para ser procesado por el software el cual se encargará de proyectarlo en un formato digital en pantalla.

Tipos de emisión de luz del IOS

Podemos obtener una imagen tridimensional a través de una técnica activa o pasiva.

Las técnicas pasivas utilizan la luz del ambiente, el IOS no emite ningún tipo de luz sobre la superficie a escanear. Por otro lado, las técnicas activas utilizan una fuente de luz artificial que pueden ser azules, blancas o rojas.

TIPOS DE ESCÁNERES

Las cámaras intraorales de imagen única son aquellas que graban imágenes de forma individual de la dentición como por ejemplo ITero (tecnología Align), PlanScan (Planmeca), Tríos (3shape) entre otros.

Se coloca la cámara intraoral desde diferentes ángulos al objeto a escanear para obtener más datos, las áreas que no son posibles escanear se extrapolan mediante el software para completar el cuerpo virtual. Las imágenes individuales se superponen para obtener el registro de áreas más amplias de la arcada y así obtener un modelo virtual 3D.

Otro tipo de cámaras intraorales son las cámaras de video las cuales realizan el mismo trabajo mencionado anteriormente, pero a mayor velocidad, en el mercado podemos encontrar a Apollo si (Sirona) y Sistemas OmniCam (Sirona).

La tecnología del IOS, las sustancias presentes alrededor del sitio a escanear y la incidencia de la luz en dicho sitio condicionan la exactitud del escaneo debido a que las propiedades físicas de un objeto escaneado afectan la forma en que la luz incide en la superficie del mismo. Es así como el índice de refracción y la translucidez de un material puede cambiar la cantidad de luz recibida por un sensor IOS, lo que afecta directamente la calidad de los datos 3D que fueron capturados.

DIFICULTAD DE IOS

Los escáneres intraorales presentan algunas desventajas que debemos considerar en el ámbito rehabilitador, en algunos casos se presenta la dificultad en detectar de forma precisa las líneas de terminación cervicales de las prótesis fijas unitarias por presencia de sangre en el margen gingival o porque la luz no incide correctamente en aquellas áreas con dificultad visual.

ESCÁNERES MARCAS

6.1 TRIOS 3 basic (3Shape)

Es un escáner intraoral compacto diseñado con un eje recto, el cual tiene 3 versiones: carro con pantalla táctil, versión USB y una versión incorporada en la unidad de tratamiento dental.

Funciona mediante microscopía confocal sin polvo cuyo tipo de imagen es múltiple, es decir, que los rayos de luz emitidos en paralelo sobre la superficie que se va a escanear son retrodispersados en la misma trayectoria óptica y, en proporción a la distancia del enfoque al objeto, se muestran en diferentes niveles de profundidad de campo con la nitidez correspondiente, permitiendo, a su vez, el cálculo 3D del objeto escaneado. Tiene integrada funciones para la determinación de color digital así como también para el bloqueo de superficies que no deben ser modificadas en caso de ser necesario volver a escanear.

6.2 ITero Element 2 (Align Technology)

IOS que funciona mediante microscopía confocal paralela sin polvo en forma monocromática entregando imágenes múltiples. Así logra capturar 6000 fotogramas por segundo (fps). Su cabezal se redujo un 40% en tamaño respecto a su modelo predecesor. Para el flujo de trabajo es necesario siempre estar conectado en la plataforma patentada basada en la nube MyAligntech, y solo desde allí es posible la exportación de datos.

6.3 CEREC Primescan (Dentsply Sirona)

IOS que funciona con los principios básicos de la microscopía confocal, y además según la técnica de triangulación activa. Aquí una cámara proyecta un patrón cambiante de luz azul sobre el objeto, utilizando rejillas de proyección, que tienen una distribución aleatoria de transmitancia, y que están formadas por subregiones, que contienen estructuras transparentes y opacas. Emplea diodos emisores de luz azul (LED); la luz azul intensa, de longitud de onda más corta, lo que permite alcanzar una mayor precisión. Las imágenes están libres de distorsiones, incluso en la periferia, de modo que se pueden unir varias imágenes con gran precisión.

6.4 Medit i700

IOS que utiliza luz azul estructurada, esta es irradiada de forma codificada hacia el objeto a medir, la adquiere mediante un dispositivo de imagen y luego adquiere información de ubicación tridimensional en la superficie del objeto a medir a través del análisis del mismo.

Es decir, un método de luz estructurada que proyecta un patrón estructurado en un objeto que se medirá usando un dispositivo de proyección óptica, lo adquiere a través de un dispositivo de imagen y luego analiza la imagen adquirida para calcular datos tridimensionales.

6.5 AutoScan DS-EX PRO Blue SHINING 3D

Corresponde a un escáner de mesa, este funciona mediante la tecnología de luz estructurada y su fuente de luz es luz azul. Presenta como formatos de salida. stl, .obj y .ply. Presenta velocidad de escaneo mejorada, una planificación inteligente de escaneo de modelos sin separar garantiza resultados óptimos de escaneo y una mayor eficiencia y es compatible con múltiples aplicaciones de escaneo dental, incluyendo encerados, troqueles, modelos en yeso, impresiones, articuladores y texturas.

SOFTWARE

Este componente intangible que forma parte de dispositivos electrónicos permitiendo su funcionamiento, está compuesto por un conjunto de aplicaciones y programas, la información del usuario y los datos procesados. El programa que se encuentre siendo parte del software, le dará instrucciones al hardware (parte física de un dispositivo) para cumplir paso a paso una función.

En las nuevas tecnologías CAD CAM es necesario conocer las diferencias entre sus softwares correspondientes.

En el software CAD se diseña una pieza para posteriormente imprimirla. En el software CAM se ingresa el código de control numérico el cual va a representar las órdenes de los movimientos dados a la máquina, las revoluciones de giro, etc. En el software CAD/CAM se realiza un diseño y una fabricación asistida por ordenador. Se dibuja la pieza, se traza la trayectoria del corte, se simula un mecanizado mediante el ingreso de parámetros de corte y la herramienta para obtener el programa de Control Numérico.

SOFTWARE MÁS COMERCIALES

- CAD: Autocad, Autodesk Inventor, Pro/Engineer, SolidWorks, Solid Edge, Catia, Turbo CAD.
- CAM: Unigraphics CAM, Prolight lathe, Benchman, Hypermill, HyperWork, EdgeCAM Solid Machinist.
- CAD/CAM: Mastercam, Edge CAM, Dell Cam.

FRESADO

Para la elaboración de los elementos protésicos, las técnicas CAD-CAM han desarrollado dos técnicas: fresado y sinterizado. Ambos procesos de fabricación ofrecen grandes ventajas, el fresado es capaz de conseguir un ajuste y hermetismo excelente mientras que el sinterizado suele ser más económico y tiene un impacto menor en el medioambiente.

Técnica de fresado

Partiendo de un bloque del material escogido, un sistema de herramientas rotativas de uno o varios filos cortan el material, para que pueda moldearse a través de este corte, es necesario que la herramienta de corte o el material se combinen en un desplazamiento. De esta forma se sustrae de un bloque de material la estructura deseada dando como resultado una pieza de gran precisión y calidad al mismo tiempo que elimina el margen de error humano y consigue éxitos en los tratamientos rehabilitadores.

Técnica de sinterizado

La sinterización es un proceso basado en la adición de un polvo metálico que se funde para construir el producto final. Se suele utilizar un láser de alta precisión que funde el material hasta

obtener capa a capa una pieza final. Estas capas obtenidas requieren cierta complejidad y detalle ya sea por su morfología, curvas y otros requerimientos y gracias al sinterizado se logra reproducir los ángulos y zonas más exigentes

Sinterofresado: el fresado y sinterizado complementándose

Al combinar ambos procesos, se nos permite obtener resultados donde las piezas protésicas ofrecen un ajuste pasivo, una buena adhesión y un hermetismo mejorado.

Una vez realizado el diseño CAD de la estructura protésica, el proceso comienza con la sinterización por láser. Luego se realiza el fresado de la conexión y del asentamiento del tornillo. Una vez terminado, la pieza está lista para su recubrimiento cerámico.

De esta forma, la combinación entre ambas técnicas ofrece la excelencia en los tratamientos y la máxima calidad y personalización a cada paciente.

MATERIALES DE CASQUETES

ALEACIONES

Las aleaciones son combinaciones de dos metales o más, además de uniones de un metal y otros no metales. Dentro de la práctica odontológica las aleaciones contienen por lo menos cuatro metales, en otras ocasiones pueden ser más de seis. La evolución de las aleaciones dentales se puede señalar el factor económico, el cual cobro importancia debido al aumento del precio del oro, se comenzó a realizar aleaciones elaboradas con metales base que hoy en día son muy populares en odontología.

Estas aleaciones también denominadas alternativas por ser de bajo costo debido a que su elaboración incluye metales no preciosos, estas combinaciones incluyen diversos metales como: “níquel cromo, cobalto cromo y titanio. Para mejorar las propiedades físicas y químicas” se le agregan “boro, carbono, cobre, cerio, galio, silicio, estaño, manganeso, titanio, zirconio, hierro, niobio”. “Las más utilizadas para la confección de prótesis parcial removible son: NiCr Be y Co Cr”.

La elaboración de infraestructura de las restauraciones metal-cerámica son:

- Aleación de metales básicos.
- Aleación de metales preciosos.
- Aleación de metales semi-preciosos.

Propiedades de Aleaciones Vaciadas:

Tanto el odontólogo como el técnico dental deben saber las propiedades físicas y químicas de las diversas aleaciones que son usadas en la práctica odontológica habitual, las cuales son diferentes de acuerdo a su composición. La gran cantidad de metales que se utilizan en las diferentes aleaciones, causan distintos impactos en las restauraciones coladas, el tamaño de los

elementos en la aleación final es un factor fundamental dentro del comportamiento químico y físico. Las aleaciones tienen que presentar las siguientes propiedades:

- Biocompatibilidad.
- Longitud idónea del grano.
- Debe poseer cualidades de “adhesión en porcelana”.
- Accesible “vaciado y fundido”.
- Deben ser manejables de “pulir y manejar”.
- Disminución en la “contracción al solidificarse”.
- Pequeña “reactividad ante el material del molde”.
- Elevada “resistencia ante la corrosión”.
- Debe poseer “solidez al estiramiento y la fuerza”.
- Resistencia al desgaste parcial y total que genere alguna reacción química con el medio ambiente.
- Extensión térmica controlada y color.

Se pueden realizar diversos trabajos como:

- Incrustaciones.
- Restauraciones parciales coladas de “recubrimiento cuspídeo.
- Coronas.
- Prótesis parcial removible.
- Prótesis de metal-cerámica.
- Prótesis adheridas con resinas.
- Componentes de retención intrarradiculares o pernos.

Níquel

“Es un elemento metálico magnético”, posee una apariencia de color blanco plateado, generalmente es utilizado en las aleaciones. Las propiedades de este elemento químico son: es maleable, posee la capacidad de cambiar y transformar su forma al ejercer presión en él, puede presentar un brillo fuerte, posee elevada resistencia a la corrosión, se puede pulir de manera muy sencilla. Si se coloca en cantidades limitadas a “las aleaciones de alta nobleza, el níquel logra volverlo más blanco y puede aumentar la resistencia y la dureza”.

Cromo

Es un componente metálico, su color es gris, puede presentar un fuerte destello. Generalmente se emplea en la “elaboración de aleaciones de hierro, níquel y cobalto”, si a estas les colocamos cromo podremos conseguir intensificar su dureza y resistencia a la corrosión.

Hace muchos años que se comenzó con la utilización de aleaciones Ni-Cr y cerámica para la sustitución de otros metales de alto costo como el oro.

Hoy en América latina la base Ni-Cr es la más utilizada en los laboratorios protésicos y que según estudios comparativos de características mecánicas son superiores al oro.

Esta aleación permite la reducción de coping metálico de un 0.1 a 0.2 mm en la zona interproximal lo que posibilita el cuidado de la corona estética.

Zirconia

Antes de ser procesada la zirconia es porosa. Cuando pasa a la segunda fase se produce la polimerización con una contracción de aproximadamente un 20 a 30 % lo que está asociado con la imperfección del sellado marginal. La zirconia tetragonal que es así como se llama este material está parcialmente estabilizada con itrio que le otorga las propiedades de biocompatibilidad, la estética y sus propiedades mecánicas. Finalmente, la zirconia obtenida durante el cambio de fase a monoclinal de tetragonal presenta una alta dureza a diferencia de la cerámica normal.

En cuanto a la presentación del estado, el zirconio en material bruto suele verse verde, Para manipularlo el material debe ser previamente precalentado, para erradicar los ligantes que contiene y comenzar a darle consistencia.

Esto permite que un mejor fresado sobre su superficie que no causa desgates en los materiales dentales. Se obtiene dos tipos de zirconia sinterizada a través de la presión isostática en caliente que favorece a este tipo de zirconio para la reducción de la contracción por sinterización.

También este producto presentará una superficie más homogénea con menos porosidad, con propiedades mecánicas altas que hacen frente a la degradación y envejecimiento. se utiliza en la confección de cofias para prótesis parciales fijas debido a su dureza y resistencia. La zirconia puede ser utilizada en los sistemas cadcam y pantógrafos.

BIBLIOGRAFÍA

1. "Ventajas de la integración a la odontología digital. Guía para comparar y elegir el escáner intraoral adecuado." (Carbajal Ortiz, Daniela, 2023).
<https://repositorio.xoc.uam.mx/jspui/handle/123456789/40349>.
2. Parra CJA, Alarcón LMF, Carrera BIA. Adaptación marginal e interna de cofias fabricadas por métodos convencionales, CAD/CAM de fresado y sinterizado por láser. Rev ADM. 2023; 80 (4): 190-196. <https://dx.doi.org/10.35366/112307>
3. Eneko Solaberrieta, Rikardo Minguez, Lander, Barrenetxea, Olatz Etxaniz, Nestor Goikoetxea, José Ramón Otegi, Aritza Brizuela y Agustín Arias. Universidad del País Vasco UPV/EH. 2015. <http://dx.doi.org/10.6036/6938>
4. de Freitas BN, Pintado-Palomino K, Honório Tonin BS, Bastos Cruvinel P, Macedo AP, Tirapelli C, et al. Adaptación marginal de coronas de disilicato de litio obtenidas mediante técnicas de escaneo (CAD/CAM): análisis in vitro con microscopía confocal. Odontol Sanmarquina [Internet]. 2021 Mar. 31 [cited 2024 Sep. 11];24(2):117-23. Available from: <https://revistasinvestigacion.unmsm.edu.pe/index.php/odont/article/view/19895>

5. santos, a. P. C. (2022). Precisión y veracidad de cinco escáneres digitales de uso odontológico en cuatro tipos de terminaciones cervicales (Doctoral dissertation, Universidad Finis Terrae). <https://repositorio.uft.cl/server/api/core/bitstreams/77d294e8-83fe-402d-bf89-95b1815a6076/content>
6. CARRASCO GARCIA, J. C., (2006). Tecnología avanzada del diseño y manufactura asistidos por computador - CAD/CAM. PROSPECTIVA, 4(1),75-81. [fecha de Consulta 11 de septiembre de 2024]. ISSN: 1692-8261.
Recuperado de: <https://www.redalyc.org/articulo.oa?id=496251107012>
7. Aldecoa, E. A. (2020). Técnica de Sinterizado + fresado de estructuras de Cad-cam para lograr un mejor ajuste pasivo y asentamiento del tornillo. Labor dental clínica:

Avances clínicos en odontoestomatología, 21 (2), 28-32.
<https://www.revistalabordentalclinica.com/download/labor-dental-clinica-no2-vol-21-2020/>
8. Shucad Aucancela, J (2023): Implementación del sistema CAD-CAM en la elaboración de coronas dentales (Tesis de Pregrado) Universidad Nacional de Chimborazo, Riobamba, Ecuador. <http://dspace.unach.edu.ec/handle/51000/11635>
9. López Aredo, E. L. Comparación de la adaptación marginal de cofias metálicas de NI-CRO coladas y de cofias de zirconia elaboradas mediante sistema CAD-CAM, en la provincia de Trujillo, departamento de La Libertad-2018.
https://repositorio.uladech.edu.pe/bitstream/handle/20.500.13032/17773/ADAPTACION_MARGINAL_LOPEZ_%20AREDO_ESMER_%20LENIN.pdf?sequence=1&isAllowed=y

ADHESION MICROBIANA SOBRE CASQUETES DE PRÓTESIS OBTENIDOS POR METODOS CONVENCIONALES Y CAD-CAM

Sergio Lazo- Ezequiel Escudero Giacchella.

La adhesión microbiana sobre casquetes de prótesis fija, es un problema clínico significativo debido a las infecciones que pueden causar y la consiguiente falla del dispositivo. Este trabajo explora y compara la adhesión microbiana en casquetes de prótesis dentales obtenidos mediante métodos convencionales y tecnología CAD-CAM (Diseño y Fabricación Asistidos por Computadora).

La importancia de este estudio radica en la necesidad de entender cómo diferentes métodos de fabricación pueden influir en la capacidad de los microorganismos para adherirse a las superficies de las prótesis. La presencia de microorganismos en estas superficies puede llevar al desarrollo de infecciones, inflamación y, en última instancia, al fracaso de la prótesis. Con el avance de la tecnología CAD-CAM, se ha sugerido que las superficies más lisas y precisas podrían ofrecer una ventaja en términos de reducir la colonización microbiana.

Para llevar a cabo este estudio, se fabricaron casquetes de prótesis dentales utilizando tanto métodos convencionales (fundición y fresado) como tecnología CAD-CAM. Los métodos convencionales implican procesos manuales y mecánicos que pueden resultar en variaciones en la superficie final del casquete. Por otro lado, la tecnología CAD-CAM permite un control más preciso del diseño y la fabricación, produciendo superficies más uniformes y lisas.

Se emplearon cepas bacterianas comunes en infecciones orales, como *Streptococcus mutans* y *Candida albicans*, para evaluar la adhesión microbiana. Los casquetes fueron sometidos a cultivos bacterianos controlados y posteriormente se cuantificó la adhesión microbiana mediante técnicas de conteo de colonias y microscopía electrónica de barrido. Estas técnicas

permitieron una evaluación detallada de la superficie de los casquetes y la cantidad de microorganismos adheridos.

Los resultados preliminares indican diferencias significativas en los niveles de adhesión microbiana entre los casquetes obtenidos por métodos convencionales y aquellos fabricados mediante CAD-CAM. Los casquetes producidos por CAD-CAM mostraron una menor adhesión bacteriana, lo cual se atribuye a la precisión y la suavidad de las superficies obtenidas con esta tecnología avanzada. Los métodos convencionales, al generar superficies más rugosas y menos uniformes, presentaron una mayor colonización microbiana.

Además, se observó que la adhesión microbiana variaba según el tipo de microorganismo. *Streptococcus mutans*, una bacteria frecuentemente asociada con caries dentales, mostró una mayor adhesión en casquetes de métodos convencionales. En contraste, *Candida albicans*, un hongo común en infecciones orales, presentó una menor adhesión en ambos tipos de casquetes, pero aun así, mayor en los convencionales que en los CAD-CAM.

La menor adhesión microbiana observada en los casquetes fabricados con CAD-CAM puede ser una ventaja clínica importante, ya que puede reducir el riesgo de infecciones y mejorar la duración de las prótesis dentales. Este hallazgo resalta la importancia de considerar la tecnología CAD-CAM no solo por sus ventajas en términos de precisión y eficiencia, sino también por sus implicaciones clínicas positivas.

El estudio también sugiere que la selección del material y la calidad de la superficie son factores cruciales que pueden influir en la adherencia microbiana. Las superficies más lisas y uniformes obtenidas con tecnología CAD-CAM pueden ofrecer menos sitios de anclaje para los microorganismos, reduciendo así la colonización y la formación de biopelículas.

Además, es importante considerar que la tecnología CAD-CAM no solo mejora la calidad de las superficies, sino que también optimiza el tiempo de fabricación y reduce el margen de error humano, factores que son igualmente cruciales en la práctica clínica diaria.

Este estudio sugiere que la tecnología CAD-CAM ofrece una ventaja significativa en la reducción de la adhesión microbiana en casquetes de prótesis dentales en comparación con los métodos convencionales. Estos hallazgos respaldan el uso de CAD-CAM en la fabricación de dispositivos donde la adhesión microbiana es una preocupación.

La implementación de esta tecnología no solo mejora la precisión y eficiencia del proceso de fabricación, sino que también tiene implicaciones clínicas positivas que pueden contribuir a una mejor salud oral de los pacientes y a la duración de los dispositivos protésicos. Futuros estudios podrían enfocarse en la adhesión microbiana en diferentes tipos de materiales utilizados en prótesis y en el impacto de diversas modificaciones superficiales en la adherencia de microorganismos.