



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE
MÉXICO**



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

**REVISIÓN SISTEMÁTICA SOBRE ESTÉTICA Y
BIOMECÁNICA ENTRE ADITAMENTOS PROTÉSICOS
DE ZIRCONIA VERSUS METALPORCELANA SOBRE
IMPLANTES.**

TESINA

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

CIRUJANA DENTISTA

P R E S E N T A:

KAREN ALEJANDRA RANGEL RODRÍGUEZ

TUTORA: Esp. ALBA LORENA CAÑETAS YERBES



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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

Mi más profundo y sincero agradecimiento a la máxima casa de estudios la **Universidad Nacional Autónoma de México** y a la **Facultad de Odontología**, por haberme brindado tantas oportunidades y por ser la sede de todo el conocimiento adquirido en estos años, a todas las autoridades, a mis profesores quienes me han visto crecer como persona y profesional, que confiaron en mí, me abrieron las puertas y me permitieron realizar todo el proceso de mi formación profesional dentro de su establecimiento educativo, siendo este el mejor a nivel nacional.

Quiero expresar mi más grande y sincero agradecimiento a la **Esp. Alba Lorena Cañetas Yerbes**, principal colaboradora durante todo este proceso, quién con su dirección, conocimiento y enseñanza permitió el desarrollo de este trabajo de investigación, y que sin su incondicional apoyo, este trabajo no hubiera podido ser posible.

Finalmente quiero agradecer a mis compañeros y ahora amigos del seminario de prótesis (**Vale, Anitta, Dorian, Irán, Diego**), quienes fueron una gran compañía y a los cuales estoy agradecida de haber conocido ya que sin sus palabras, su alegría, sus ocurrencias y su incondicional apoyo hubiese sido más complicado concluir esta etapa, gracias por su amistad y confianza.

ORGULLOSAMENTE UNAM

A mis padres **Guadalupe y Juan** a quienes quiero agradecer que siempre han sido mi guía y mi motivación, que con su amor, paciencia y esfuerzo me han permitido llegar a cumplir hoy un sueño más, que sin su apoyo nada de esto hubiera sido posible, gracias por inculcar en mí el ejemplo de esfuerzo, perseverancia y valentía, de no temer a las adversidades porque sé que siempre cuento con ellos de incondicional forma.

A mis hermanos **Gabriela y Jorge** por su cariño y apoyo incondicional, durante todo este proceso, por estar conmigo en todo momento, gracias.
A toda mi familia porque con sus consejos y palabras de aliento hicieron de mí una mejor persona y de una u otra forma me acompañan siempre en todos mis sueños y metas.

A mis “hermanos” **Haydee (Zay) y Jessica (Alejandro)** que fueron parte importante durante mi formación académica y más importante aún siempre estuvieron para apoyarme en las buenas, las malas y las peores, siendo así mis compañeras de risas, alegrías y de todo un poco, les estaré agradecida siempre, las quiero.

A mis amigas que fueron mis acompañantes en esta etapa de mi vida **Jessica, Sara, Luz, Daniel, Diana, Dafne, Brenda, Mara** mejor conocidos como “**Sensuales y Elegantes**” por apoyarme cuando más los necesito, por extender su mano en momentos difíciles y por el amor brindado cada día, de verdad mil gracias, siempre las llevo en mi corazón.

ÍNDICE

INTRODUCCIÓN	7
OBJETIVO	8
CAPÍTULO 1 ANTECEDENTES	9
CAPÍTULO 2 ESTÉTICA	15
2.1 Estética dental	16
2.2 Criterios estéticos	16
2.2.1 Tejidos periimplantarios	17
2.2.2 Línea de la sonrisa	20
2.2.3 Manipulación de tejidos blandos y tejido óseo	20
2.2.4 Posición del implante	21
2.2.5 Troneras gingivales	22
2.2.6 Ejes dentarios	22
2.2.7 Cenit del contorno gingival	23
2.2.8 Equilibrio entre los márgenes gingivales	23
2.2.9 Dimensiones relativas del diente	24
2.2.10 Caracterización	24
2.2.11 Color	25
2.3 Fenómenos ópticos	26
2.3.1 Fluorescencia	26
2.3.2 Translucidez	27
2.3.3 Transparencia	27
2.3.4 Opalescencia	28

CAPÍTULO 3 BIOMECÁNICA EN ODONTOLOGÍA	30
3.1 Retención y estabilidad	31
3.2 Biomecánica masticatoria en dentición natural	31
3.2.1 Unidades PSI.....	32
3.3 Combinación implante-diente como pilares de una prótesis parcial fija.....	32
3.4 Configuración del arco edéntulo.....	33
3.5 Número, longitud y cantidad de implantes.....	34
3.6 Posición óptima de los implantes	35
3.6.1 Posicionamiento vertical	36
3.6.2 Posicionamiento mesiodistal del implante.	37
3.6.3 Posicionamiento vestibulolingual/palatino del implante	38
3.7 Implantes en el área de molares	39
CAPÍTULO 4 COMPONENTES DE LOS IMPLANTES.....	40
4.1 Topografía de superficie de los implantes oseointegrados	41
4.1.1 Superficies lisas	41
4.1.2 Superficies rugosas y porosas.....	42
4.2 Biomateriales en implantología	43
4.3 Pilar	45
4.3.1 Tipos de Pilares.....	47
4.4 Corona.....	64
4.5 Cuerpo del Implante	64
4.6 Partes del cuerpo del implante	65
4.7 Plataformas protésicas	66
4.8 Forma y superficie externa	67
4.9 Conexiones protésicas	68
4.9.1 Conexiones tipo hexágono interno	68
4.9.2 Conexiones tipo hexágono externo	69

CAPÍTULO 5 ZIRCONIA EN ODONTOLOGÍA	71
5.1 Propiedades	72
5.2 Aditamentos de Zirconia	76
5.2.1 Clasificación.....	77
5.2.2 Indicaciones	78
5.2.3 Contraindicaciones	79
5.2.4 Ventajas.....	79
5.2.5 Desventajas	79
CAPÍTULO 6 METAL PORCELANA.....	80
6.1 Propiedades	82
6.2 Aditamentos de Metal Porcelana	84
6.2.1 Clasificación.....	87
6.2.2 Indicaciones.....	87
6.2.3 Contraindicaciones	88
6.2.4 Ventajas.....	88
6.2.5 Desventajas	88
CONCLUSIONES	90
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	92

INTRODUCCIÓN

La implantología oral teniendo su apogeo en la segunda mitad del siglo XX, tras el descubrimiento accidental realizado por Branemark en 1964 sobre la oseointegración. La implantología oral es la ciencia y disciplina que se dedica al estudio del diagnóstico, el diseño, la aplicación, la restauración y/o el cuidado de las estructuras orales aloplásticas o autógenas.

Todo ello para tratar la pérdida de forma, función, estética, habla y/o salud de los pacientes parcial o totalmente edéntulos.

La preservación y formación del estado de salud de los tejidos blandos lo determina el mantenimiento en el tiempo de la oseointegración y de la estabilidad, juegan un papel importante en la búsqueda del resultado estético ideal.

En los primeros años de los 70 se comenzó a estudiar al zirconio como una aplicación ejecutada en llama o spray, que se refería a la búsqueda de materiales que pudieran proteger los implantes metálicos de la corrosión.

Desde su introducción al mercado dental, la zirconia ha sido usada para la reparación de prótesis parciales y para aditamentos de implantes. Puede emplearse de acuerdo a dos soluciones técnicas como un “metal blanco” para la elaboración de cofias y el armazón para prótesis multi-unitarias reparadas.

OBJETIVO

Describir las condiciones de estética y biomecánica que ofrecen los aditamentos protésicos de zirconia y metal porcelana utilizados en la rehabilitación sobre implantes.

CAPÍTULO 1 ANTECEDENTES

Las creaciones hechas por los etruscos en el campo de la prótesis dental y de la ortodoncia se mantienen inalteradas hasta el siglo XVIII, cuando todavía se utilizaban en la confección de prótesis dientes de animales, particularmente el marfil trabajado en forma de dientes humanos. Estos materiales biológicos están dotados de poca estabilidad al contacto salival y con las bacterias de la cavidad oral, tienden a mancharse debido a su alta porosidad. ¹ Fig. 1



Fig. 1 Prótesis dental etrusca, se conservan los dientes de apoyo.²

El desarrollo de las porcelanas inicio en la segunda mitad de 1700 en Europa.

La historia de la cerámica dental se remonta al siglo XIX. En distintos momentos, se han desarrollado y establecido las cerámicas dentales que hoy constituyen la norma, como las cerámicas sobre estructura metálica y las cerámicas sin metal, la cerámica de capas y la cerámica inyectada y las cerámicas de mecanizado analógico y digital.³

El proceso para la obtención de este material duro, ligero, transparente, resistente al calor, solo era obtenido gracias al comercio con China en

1709 gracias al alquimista Johann Böttger, que trabajaba bajo las órdenes de Augusto el Fuerte, príncipe de Sajonia. ¹

En 1765 en Francia hubo un descubrimiento de minas de caolín en San Yrieix-la-Perche cerca de Limoges llevo al desarrollo de la producción de porcelana en la fábrica de Grellet Frères(1771), que en 1774 por decreto de Luis XVI se convierte en “Manufactura Real”.

Para Alexis Duchateau, farmacéutico de Paris, (conocido como el inventor de las cerámicas dentales), aparece como el material ideal para la fabricación de aparatos dentales, anteriormente elaborados con madera, dientes de animal o marfil.

En una época de escasa o nula higiene oral los portadores de prótesis dentales eran afectados principalmente por lesiones de la mucosa oral y halitosis. ¹

Nicholas Dubois de Chemant condujo una extensa investigación en los laboratorios de Sévres donde construyo un pequeño horno mejorando la pasta inventada por Duchateau y publicando en 1789 su tratado sobre dientes artificiales, obtuvo una patente real que le daba la exclusividad para la realización de prótesis removibles en porcelana, debido a la revolución tuvo que interrumpir su actividad en Francia y emigra a Inglaterra donde perfecciona su técnica gracias a la colaboración de Josiah Wedgwood que estaba creando su fábrica de porcelanas existente hasta nuestros días.

Cada arcada de De Chemant era confeccionada con una sola pieza de porcelana y su método productivo era innovador.

El desarrollo de los biomateriales cerámicos fue conducido hacia la búsqueda de un sustituto de tejido óseo por numerosos investigadores a la segunda mitad de 1800.

En los años de 1860-1890 los desarrollos técnicos en los campos de la asepsia, anestesia y de los rayos X fueron un avance notable para la cirugía y abrieron de modo indirecto la vía de realización de dispositivos médicos para efectuar la sustitución o el soporte funcional a los tejidos o a los órganos del cuerpo humano desde su interior. Hasta ahora los dispositivos médicos estaban limitados al exterior o máximo al interior de la cavidad oral. Se iniciaba así la búsqueda de los materiales para la sustitución o integración de las funciones de tejido u órganos del cuerpo-llamados biomateriales.

Las biocerámicas calcio fosfáticas, se usan hoy como relleno de defectos óseos, como revestimientos oseoconductores en las prótesis articulares ortopédicas, en neurocirugía para la reconstrucción de la bóveda craneana. Su desarrollo ha sido relevante gracias a los estudios de Osborne, Kokubo, Le Geros, De Groot, Hugabaert y Bonel y continua hoy con la introducción clínica de las nuevas nanocerámicas a base de hidroxiapatita.

En busca de un nuevo material aloplástico como sustituto del hueso que pudiera soportar el límite aplicativo debido a la escasa resistencia a la compresión de las cerámicas calcio fosfáticas y de sulfato de calcio, algunos investigadores desviaron su atención hacia los óxidos cerámicos particularmente a la alúmina (óxido de aluminio) y al zirconio (óxido de zirconio).¹

La primera patente que tenía por objeto el empleo clínico de la alúmina fue realizada en Alemania en 1932.¹

Las primeras cerámicas comerciales no se aplicaban sobre estructuras metálicas y se fabricaban para las clásicas fundas. Durante la década de los 60, finalmente llegaron al mercado las metalocerámicas. Dado que su espectro de color era simple, estas cerámicas ofrecían un rango limitado de posibilidades. Inicialmente, el interés residía en obtener una unión segura entre el metal y la cerámica.³

En 1963 implanto el Cerosium un compuesto formado por una matriz de aluminosilicatos que poseía el 65% de porosidad, infiltrada con resina epóxica, dejando libre la porosidad superficial del material.

En el mismo año Eyring, implantaba espaciadores espinales temporales en cerámica de alúmina, posteriores a pruebas realizadas en animales. Los resultados positivos obtenidos estimularon el interés por el uso de materiales cerámicos como biomateriales particularmente de los óxidos de alúmina y zirconio.

El primer trabajo sobre el zirconio como biomaterial fue publicado en 1969 por Helmer y Driskell, en el área médica para la aplicación en ortopedia, principalmente como un nuevo material para reemplazar la cabeza de fémur, tradicionalmente reemplazada con titanio y alúmina, mientras la primera aplicación clínica del zirconio como protector de plasma en spray sobre los tallos metálicos de los implantes de cadera se debe a Monticelli y Santorini.¹

Desde los años 70, se hace hincapié en diseñar restauraciones más naturales y, más individualizadas. Llegó al mercado una mayor variedad de colores para la caracterización. Unos esquemas de estratificación especiales fomentaban las aplicaciones selectivas. La industria ofrecía una mayor variedad de dimensiones para las capas. El objetivo era imitar la naturaleza lo mejor posible.³

En 1975, Garvie propuso un modelo para racionalizar las propiedades mecánicas de la zirconia y en virtud de esto se le llamo “acero cerámico”. El primer trabajo en esta línea de investigación se debe a Minamizato, que en 1990 reportó los resultados obtenidos en la fabricación de los implantes tipo llama en zirconio.¹

Al principio, la metalocerámica seguía siendo el material de revestimiento número uno. En los 90, los fabricantes introdujeron en el mercado las cerámicas de bajo punto de fusión, que tenían la ventaja de tener ciclos de cocción más cortos en estructuras doradas con valores altos de CET.

En 1991 apareció en el mercado la primera cerámica inyectada y comenzó la historia de éxito de la tecnología de inyección. Con ello, se dio paso a la época de las restauraciones «sin metal».

En 1998 se produjo un avance en el desarrollo de materiales: la primera generación de disilicatos de litio permitió nuevas indicaciones y amplió las aplicaciones de las cerámicas inyectada. Paralelamente, se desarrolló también un innovador cristal. Gracias a su estructura, el cristal de fluorapatita permitió una reproducción perfecta de la sustancia dental, junto con una luminosidad que no se había conseguido hasta entonces.

La vitrocerámica de fluorapatita proporciona incluso una estética prácticamente como la de la naturaleza. Simultáneamente a las metalocerámicas, se establecieron las primeras cerámicas inyectadas, al principio para restauraciones unitarias.

En 1993 se reportó los resultados en una serie de implantes tipo pocillo insertados con el método post-extracción de los maxilares y mandíbulas de Beagle, siguiendo la remodelación ósea periimplantar, verificando preparaciones seccionadas “en bloque” observó una reacción tisular referente a la osteogénesis de contacto visible también en la interfase hueso-implante.¹

Los estudios longitudinales con muestras consecutivas en cantidad suficiente, seguidas durante largos periodos y los resultados multicentro demostraron la eficacia y la vida útil clínica de los implantes oseointegrados.

La probabilidad de que las prótesis sobre implantes oseointegrados sustituyesen dientes perdidos, con función y apariencia similar a la de los dientes naturales revolucionó la odontología. El planteo terapéutico es notablemente diferente al utilizado anteriormente.

El ejemplo clásico es la destitución del paradigma de mantener a toda costa, dientes con avanzados comprometimientos periodontales, en favor de la consideración de extracciones en beneficio de la estética, de la función y del éxito longitudinal de las prótesis sobre implantes oseointegrados “toda decisión terapéutica debe pronosticar la preservación o la mejora de la estética, la emisión de sonidos y la función de los dientes.”⁴

CAPÍTULO 2 ESTÉTICA

Es la disciplina que estudia la naturaleza de la belleza y la percepción de la misma por parte de los individuos, por lo cual se relaciona estrechamente con el arte.

La palabra estética deriva del latín moderno "*aestheticus*", y éste del griego "*aisthētikós*" que significa "percepción o sensibilidad" a través de los sentidos.

Filosofía relacionada con la belleza y armonía, íntimamente relacionada con la apariencia de las restauraciones a través de su forma, color y respectiva integración.

Es considerada como una ciencia filosófica que estudia los parámetros subjetivos y objetivos de la belleza natural. En 1793 dicho término fue adoptado por el filósofo alemán Alexander Gottlieb Baumgarten como "la ciencia que estudia todo a través de los sentidos" ⁵

En 1936 Pilkington, define que la estética es el arte de crear, reproducir, copiar y armonizar las restauraciones con las estructuras dentarias de tal forma que el trabajo sea imperceptible.

En 1947 por primera vez Lombardi definió la estética dental como "percepción visual" y la abordó en dos aspectos: composición y proporción; la composición se refiere a el aspecto facial y dentofacial como un todo y la proporción, a la aplicación de la proporción aurea dental. ⁶

2.1 Estética dental

Se encarga de sustituir los tejidos dentarios que tienen un efecto visual negativo, mediante biomateriales que permiten igualar la apariencia de los dientes de forma armónica, a través de ella se realizan modificaciones en la boca para ajustarse al concepto subjetivo que tiene el paciente de lo que es agradable para la vista. Parte de su función es modificar la apariencia de los tejidos sanos de un diente, cambiando su color, forma y tamaño para alcanzar la belleza requerida. ⁷

2.2 Criterios estéticos

Para realizar la evaluación de la estética dental se debe incluir la inspección que tienen relacionada los tejidos blandos y duros cuya integración en la sonrisa, función y características individuales de cada paciente establecen la armonía estética. ⁶ Fig. 2

Los criterios estéticos son:

- Tejidos peri-implantarios
- Línea de la sonrisa
- Manipulación de tejidos blandos y tejido óseo
- Troneras gingivales
- Ejes dentales
- Cénit del contorno gingival
- Equilibrio entre los márgenes gingivales
- Dimensiones relativas del diente
- Caracterización
- Color

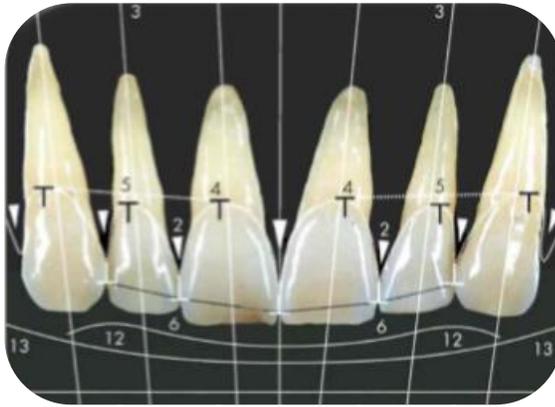


Fig. 2 Criterios estéticos fundamentales.⁸

2.2.1 Tejidos periimplantarios

La mucosa bucal se divide en masticatoria (encía y recubrimiento del paladar duro), alveolar o de recubrimiento y especializada (dorso de la lengua).

La mucosa masticatoria esta revestida por epitelio escamoso (pavimentoso) estratificado queratinizado interdigitado por tejido conjuntivo fibroso denso (lamina propia) subyacente. En la encía la lámina propia esta insertada firmemente en el hueso alveolar por el periostio y en la región supraalveolar de las raíces, por las fibras de Sharpey.

La encía es la parte de la mucosa masticatoria que recubre el proceso alveolar y circunda la cervical de los dientes. Puede diferenciarse en encía marginal libre e insertada. La unión de ambas forma la mucosa queratinizada. La encía marginal libre abarca la parte cervical. La encía insertada presenta un color rosa pálido, textura firme y este insertada en el hueso y en el cemento.

La mucosa alveolar, del color rojo oscuro, ubicada apicalmente a la unión mucogingival, está recubierta por epitelio escamoso estratificado no queratinizado. El tejido conjuntivo libre es rico en fibras elásticas que permiten la movilidad de la mucosa.⁴ Fig. 3

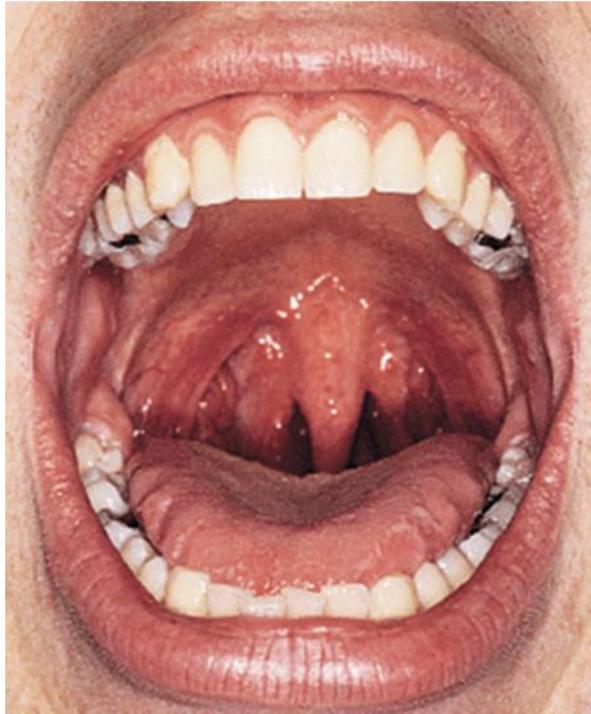


Fig. 3 Cavity bucal.⁹

Representan una barrera defensiva para la preservación de la interfase entre hueso e implante. La mucosa peri-implantaria presenta una función análoga a la de los tejidos gingivales supracrestales y está compuesta por tres componentes distintos los cuales forman el “ancho biológico periimplantario”, que al menos mide 3 mm de su porción coronal a la cresta marginal. Al menos 2mm están compuestos por dos estructuras de naturaleza epitelial y aproximadamente 1mm por tejido conectivo¹⁰ , los cuales son:

Epitelio surcular: este encara la superficie del pilar del implante y de su restauración protésica sin mantener ningún enlace con estos.

Epitelio conectivo (inserción transmucosa): establece conexión mediante hemidesmosomas con la superficie de titanio (Ti) o porcelana sinterizada a base de alúmina o de óxido de zirconio (ZrO₂).¹¹

- **Epitelio conectivo supracrestales:** se diferencia del T. conectivo del conjunto dento-gingival al presentar menos fibroblastos y más cantidad de fibras de colágeno. Estas se orientan de forma paralela o circunferencial respecto al eje del implante. Es un tejido poco vascularizado, ya que está ausente la red vascular proveniente del ligamento periodontal.¹⁰ Fig. 4

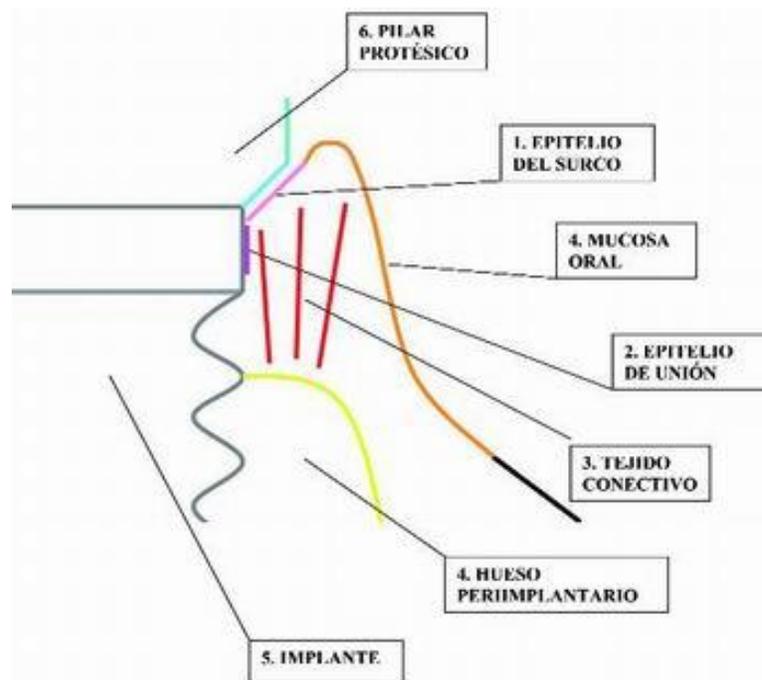


Fig. 4 Tejidos peri-implantarios.¹²

2.2.2 Línea de la sonrisa

Determina la franja de encía que quedara expuesta al sonreír. Puede clasificarse como: alta, media y baja. La situación más favorable se encuentra en sonrisas consideradas bajas, en las que no resulta evidente el área cervical de los dientes, en estos casos, si el remanente óseo y gingival no es adecuado, se puede prescindir de procedimientos como injertos óseos y gingivales para obtener una apariencia agradable.¹³ Fig.5

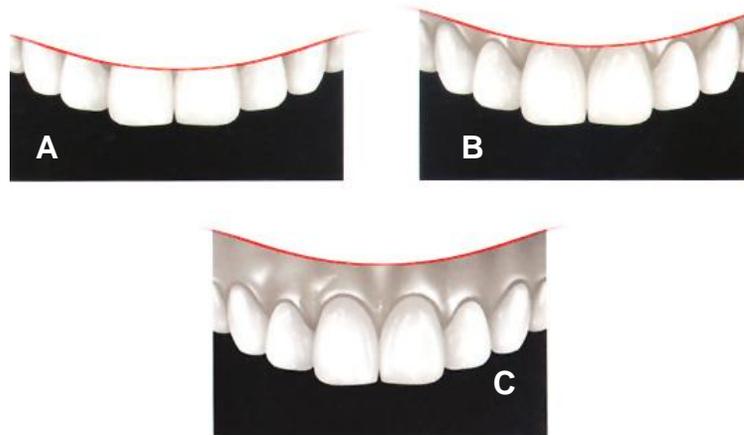


Fig. 5 Clasificación de la línea de la sonrisa. A) Baja, B) Media, C) Alta.¹⁴

2.2.3 Manipulación de tejidos blandos y tejido óseo

Estos son factores que se relacionan con la formación de papilas y con la creación del perfil de emergencia. Para reestablecer el volumen tisular normal del contorno y de la arquitectura gingival alrededor de los implantes, puede ser necesario el uso de técnicas de agregado óseo o gingival.

La restauración final debe orientar la posición del implante, independientemente de la cantidad de hueso disponible y solamente cuando la dimensión y posición del diente hayan sido definidas.

Respecto al perfil de emergencia, a la altura y al contorno de la papila, algunos aspectos son previsibles antes de la extracción y de la colocación de un implante, entre los factores que determinan la altura de la papila están la altura osea interproximal y el nivel óseo del diente adyacente.

En algunos casos el agregado de tejido es suficiente para obtener un buen resultado estético, la anchura y altura del reborde óseo disponible son factores importantes para la selección, instalación, durabilidad y estética de los implantes. Los procedimientos quirúrgicos tienen una función importante en la manipulación de los tejidos blandos, es necesario usar una restauración provisional para modelar el tejido, guiando la cicatrización gingival y obtener el contorno final.¹³

2.2.4 Posición del implante

Un buen resultado estético, tan solicitado en rehabilitaciones con implantes en el sector-anterior, se consigue cuando el perfil de emergencia transversal de la restauración del implante armoniza con el diente adyacente. Siempre que las dimensiones de tejido blando sean adecuadas, el resultado dependerá exclusivamente de la posición del implante. Es preciso respetar algunos aspectos respecto al posicionamiento correcto de un implante. Esa planificación comprende tres planos: plano apico-oclusal, mesiodistal y vestibulolingual.

En sentido ápico-oclusal, la posición del implante debe de estar de 2 a 3 mm por debajo de la línea de unión amelocementaria del diente adyacente.

En sentido mesiodistal, la centralización es muy importante para proporcionar igual dimensión a las papilas interdentes y también para evitar la proximidad del implante con la raíz del diente adyacente.

En sentido vestibulolingual, el límite vestibular de la plataforma del implante debe ubicarse a 1 mm hacia lingual del punto de emergencia de la corona.¹³

2.2.5 Troneras gingivales

Cuando el tejido gingival está sano, los espacios interdentes están abarcados por la papila dental, en 1992, Tarnor, Magner y Fletcher determinaron que la distancia entre la cresta ósea y el punto de contacto está relacionada con la presencia o ausencia de la papila, presentando mayor porcentaje cuando esta es menor a 5mm.^{15,16} Fig. 6



Fig. 6 Troneras gingivales.¹⁷

2.2.6 Ejes dentarios

Estos se encuentran inclinados distalmente en dirección inciso-apical, esta inclinación aumenta gradualmente a partir de los centrales hacia los caninos y determina la posición distal del cenit gingival.¹⁸ Fig.7



Fig. 7 Ejes dentarios.¹⁹

2.2.7 Cenit del contorno gingival

Este estará ubicado distal hacia el eje medial del diente, según Rufenacht esto no siempre se cumple en los incisivos laterales superiores ni en los incisivos inferiores, en los que el cenit puede estar ubicado en el eje medial del diente. ¹⁵ Fig. 8



Fig. 8 Cenit del contorno gingival.²⁰

2.2.8 Equilibrio entre los márgenes gingivales

El margen gingival de los centrales y caninos debe tener una ubicación apical respecto a los laterales. ¹⁵ Fig. 9



Fig.9 Equilibrio de los márgenes gingivales.²¹

2.2.9 Dimensiones relativas del diente

La proporción entre anchura y altura de los dientes y la luminosidad en el plano frontal influyen en la percepción de las dimensiones dentarias. Las porciones dentales de los segmentos anteriores son determinantes en la percepción estética de una sonrisa.¹⁵ Fig. 10

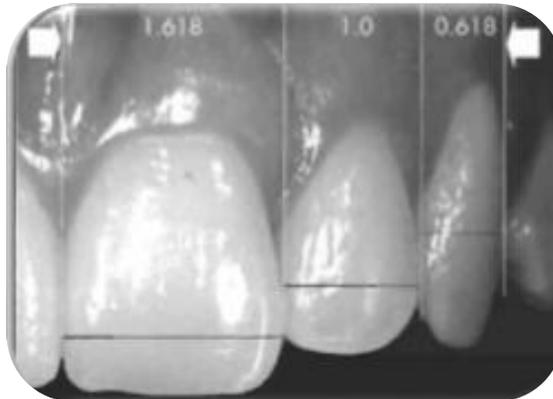


Fig. 10 Dimensiones del diente.²¹

2.2.10 Caracterización

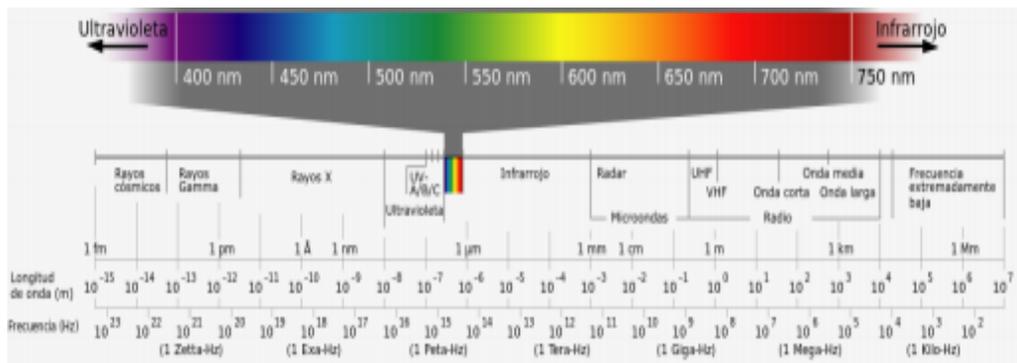
Está dada por los fenómenos de transmisión y reflexión de luz, coloraciones intensas como manchas, fisuras, lóbulos dentinales y efectos específicos como la abrasión y atrición. Dicha caracterización determinará la edad y carácter del diente.¹⁵ Fig. 11



Fig.11 Conformación del borde incisal.²¹

2.2.11 Color

Define como la “sensación producida por los rayos luminosos que impresionan los órganos visuales y que depende de la longitud de onda” o como “Propiedad de la luz transmitida, reflejada o emitida por un objeto, dependiendo de su longitud de onda”.¹⁵ Fig. 12



A

Color	Longitud de onda
Violeta	~ 380-450nm
Azul	~ 450-495nm
Verde	~ 495-570nm
Amarillo	~ 570-590nm
Naranja	~ 590-620nm
Rojo	~ 620-750nm

B

Fig. 12 Color A) Espectro visible por el ojo humano. B) Longitud de onda correspondiente a cada color.

2.3 Fenómenos ópticos

La translucidez del esmalte hace posible el fenómeno de la transmisión de la luz y en conjunto con el color, colman de vitalidad y belleza a la estructura dentaria.²²

2.3.1 Fluorescencia

Es la capacidad que tienen ciertos cuerpos de absorber energía luminosa de ondas cortas como la luz ultravioleta y difundirla hacia la luz visible entre el blanco intenso y el azul. Esta emisión de luz visible ocurre cuando cuerpos que contienen fluoruro son expuestos a rayos de alta energía como los rayos ultravioleta.

Según sean las condiciones de iluminación los tejidos dentarios pueden presentar este fenómeno óptico, de ellos la dentina es la que posee excelentes características de fluorescencia a comparación del esmalte que muestra una fluorescencia muy discreta, esto se debe al alto contenido orgánico de la dentina.

Dentro de la rehabilitación protésica se debe tener especial cuidado con personas que frecuentan lugares donde se utiliza la fluorescencia para efectos luminosos en ambientes oscuros a través de la luz negra.²³ Fig. 13



Fig. 13 Fluorescencia.²⁴

2.3.2 Translucidez

Se dice que un cuerpo es translucido cuando permite que la luz lo atraviese de forma parcial, en mayor o menor grado, dejando ver a través de él pero no claramente la forma, el color y movimiento de los objetos que se encuentre detrás de esta figura. (fig. 14).²²



Fig. 14 La translucidez es la situación intermedia entre lo opaco que bloquea y lo transparente que permite el paso de la luz.

2.3.3 Transparencia

Un cuerpo es transparente cuando deja ver a través de él con claridad después de haber dejado pasar la luz que lo ilumina.¹⁵ Fig. 15



Fig. 15 Efecto transparente azulado del esmalte bajo luz directa.²²

2.3.4 Opalescencia

Es una propiedad que pueden tener ciertos objetos o materiales de dispersar los rayos de longitud baja (azules) y transmitir los rojos de longitud alta, esto puede ser percibido cuando la luz atraviesa al esmalte dental y encuentra un obstáculo con menor longitud de onda como los cristales de hidroxiapatita, lo cual genera tonos azulados similares a los del ópalo.²⁵ Fig. 16



Fig. 16 Opalescencia.²⁶

Esta propiedad es fácilmente observada en los centrales superiores en forma de una banda azul, ubicada en el borde incisal llamado halo opalescente.¹⁸

La opalescencia es una característica difícil de imitar con los materiales estéticos, el fabricante proporciona partículas opalescentes de pequeño tamaño que deben mezclarse con los polvos base en lugares específicos y ser cocidos con sin que se homogeneicen en la matriz cerámica, por ello

deben regularse estrictamente el número de cocciones y temperatura de las mismas. ²⁵

Schmeling refiere que la opalescencia se presenta en cuatro tipos. (fig. 17). ²³

Tipo 1: Bordes incisales con halo opalescente relacionado a los mamelones.

Tipo 2: El halo opalescente no penetra en la dentina y se extiende sobre el borde incisal.

Tipo 3: Halo opalescente difuso, distribuido al azar en el borde incisal.

Tipo 4: Halo opalescente mezclado con algún tipo de pigmentaciones.



Fig. 17 Tipos de opalescencia. A) Tipo 1, B) Tipo 2, C) Tipo 3, D) Tipo 4.

CAPÍTULO 3 BIOMECÁNICA EN ODONTOLOGÍA

Es un área que estudia los modelos, fenómenos y leyes que sean relevantes en el movimiento (incluyendo el estático) de los seres vivos.

Es una disciplina científica que tiene por objeto el estudio de las estructuras de carácter mecánico. Fundamentalmente en el cuerpo humano.

El campo de la biomecánica no ha sido tan explorado como el biológico o el de la estética, así que muchas veces el estricto control de los factores mencionados anteriormente no es suficiente en un medio oral donde ciertas variables son difíciles de controlar, por ejemplo, la tensión emocional, el apretamiento céntrico o excéntrico, consciente o no, las fuerzas indebidas y la mala higiene oral, pudiéndose aumentar la incidencia de los fracasos.

Los factores biomecánicos involucrados en la prótesis parcial fija convencional están relacionados con la retención y la estabilidad, la valoración de los dientes pilares en cuanto a la proporción corona-raíz, configuración radicular y área o superficie radicular, la longitud del espacio edéntulo, la sustitución de dientes anteriores y caninos, la morfología dentaria y la función, las consideraciones sobre la prótesis a extensión (cantilevers), los elementos intrarradiculares (postes y muñones) y la relación entre la oclusión traumática y las lesiones dentarias entre otros.

²⁷Entre los factores biomecánicos relacionados con las prótesis soportadas por implantes oseointegrados se pueden mencionar los siguientes: la biomecánica masticatoria en dentición natural y restaurada, la combinación implante y diente natural como pilares de una prótesis

parcial fija, las consideraciones sobre las prótesis a extensión, la configuración del arco edéntulo y la posición de los implantes, el número, longitud y diámetro de los implantes, la posición óptima de los implantes, los implantes en el área de molares, la etiología del edentulismo y los factores de riesgo de fracaso de los implantes, la adaptación pasiva de la restauración, la reabsorción ósea vertical y la comparación entre las restauraciones cementadas y las atornilladas.²⁷

3.1 Retención y estabilidad

La retención y la estabilidad son dos factores inseparables y generalmente uno depende del otro y los dos juntos dependen de la configuración geométrica de la preparación dentaria. Mientras que la retención previene o evita el desalojo de la restauración a lo largo del eje de inserción, la estabilidad previene la dislocación de la restauración por fuerzas oblicuas o laterales. La unidad básica de retención la constituyen dos superficies opuestas; en la restauración de cubrimiento total está dada por las superficies externas y en la restauración de cubrimiento parcial por las superficies internas.²⁷

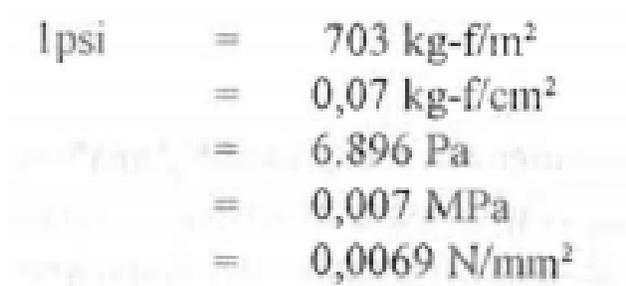
3.2 Biomecánica masticatoria en dentición natural

En denticiones naturales las fuerzas de mordida con un componente primordialmente vertical se encuentran en un rango entre las 35 y 250 psi. En la región de incisivos de 35 a 50 psi, en la región canina entre 47 y 100 psi y en la región molar entre 127 y 250 psi.

En situaciones de normalidad cuando no existen contactos interferentes, la mandíbula es una palanca clase III donde el Fulcrum está en la articulación temporo mandibular, la potencia en los músculos y el trabajo en los dientes. ²⁷

3.2.1 Unidades PSI

Es una unidad de medida de presión que es aproximadamente igual a la presión que ejerce. En el sistema internacional de unidades, en este sistema la unidad de presión se da en Pascales que se simboliza (Pa) que es el nombre que recibe un Newton actuando sobre un metro cuadrado. ²⁷
Fig. 18.



1psi	=	703 kg-f/m ²
	=	0,07 kg-f/cm ²
	=	6.896 Pa
	=	0,007 MPa
	=	0,0069 N/mm ²

Fig. 18 Equivalencias de PSI a diferentes unidades de medida.²⁸

3.3 Combinación implante-diente como pilares de una prótesis parcial fija

Los implantes y los dientes naturales como pilares de una prótesis parcial fija son diferentes en términos de movilidad. Mientras que el implante es rígido dentro de la estructura osea y este puede ser sometido a grandes fuerzas oclusales, el diente natural con cierta movilidad fisiológica, que

permite movimientos horizontales en un rango entre 56 y 108 μ y verticalmente de 28 μ , estando o no sometido a cargas oclusales. Si dos o más implantes se conectan con dientes naturales, la rigidez de los implantes hacen que estos reciban mayor cantidad de cargas oclusales y la conexión con el diente actuaría como una prótesis de extensión.

(fig. 19).²⁷

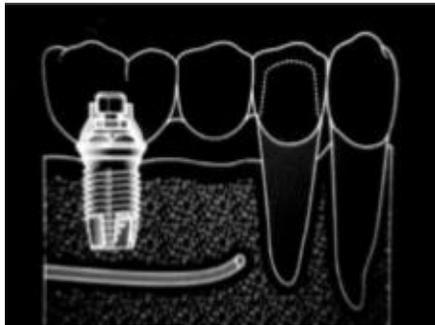


Fig. 19 Combinación diente-implante.

3.4 Configuración del arco edéntulo

La forma de los arcos desdentados describe la configuración de estos cuando son vistos desde un aspecto oclusal y esto corresponde a la configuración geométrica del arco dental el cual puede ser clasificado como cuadrado, ovoide o triangular (fig. 20).²⁷

- **Arcos cuadrados:** estos tienen una configuración menos ideal, ya que la distancia entre los implantes posteriores y los implantes anteriores es menor y las extensiones distales deben evitarse; en este caso se indicarían el uso de sobredentaduras o prótesis removibles.

- **Arcos triangulares:** la distancia entre los implantes posteriores y anteriores es mayor, donde podría indicarse una prótesis de anclaje completo óseo.

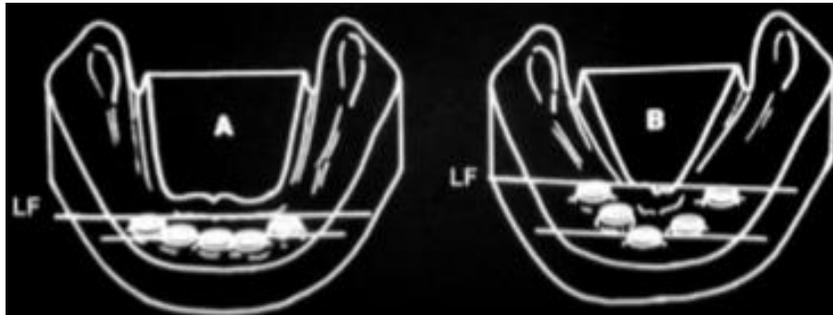


Fig. 20 Formas de los arcos. A) cuadrado, B) triangular.

3.5 Número, longitud y cantidad de implantes

El número ideal de implantes depende más de la cantidad de raíces de soporte que se van a sustituir que del número de dientes. Reemplazar tres o más raíces de soporte con dos implantes de plataforma regular determina un factor de riesgo biomecánico, pero si el reemplazo se realiza con implantes de plataforma amplia este riesgo se elimina ya que incrementa la resistencia mecánica y mayor resistencia a las cargas.²⁷

Si la cantidad y calidad del hueso disponible es pobre es necesario aumentar la cantidad de implantes. Los implantes de menor diámetro tienen menor capacidad para soportar fuerzas dislocantes que los de mayor diámetro. En las zonas posteriores el menor diámetro aceptado es de 4mm, estos son considerados como un factor de riesgo biomecánico.

3.6 Posición óptima de los implantes

Bo Rangert y colaboradores establecieron que desde el punto de vista biomecánico una restauración parcial es más susceptible a la sobrecarga que una restauración de arco completo, debido a que la configuración es más lineal.

La restauración de los segmentos posteriores proporciona dos posibilidades, una es la configuración lineal en la que no es posible contrarrestar de manera efectiva las fuerzas axiales y oblicuas. A mayor alineamiento, mayor será el potencial de torque o torsión de los implantes.

La otra posibilidad es la configuración tripoidal que corresponde a la disposición de los implantes que es ligeramente curvada en la cual el implante central está salido ligeramente respecto a un eje que une los implantes con los extremos.

Esta configuración permite contrarrestar las fuerzas axiales y oblicuas de una manera más efectiva; minimizando el grado de tensión sobre los implantes aproximadamente de un 50% a comparación de la configuración lineal (fig. 21).²⁷

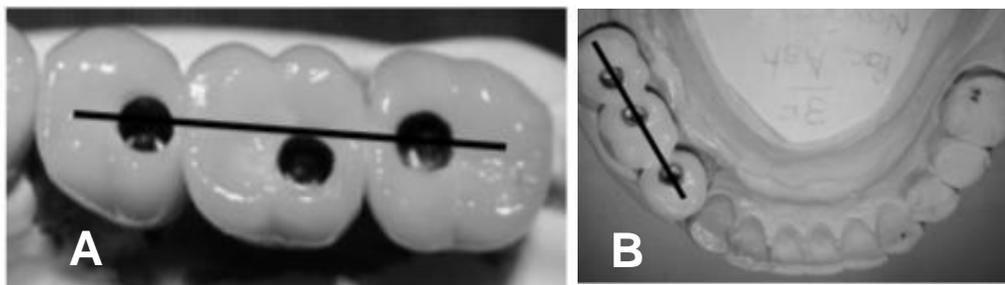


Fig. 21 Posición óptima de los implantes. A) Configuración tripoidal, B) Configuración lineal.

Desde el punto de vista biomecánico, la situación más adversa sería reemplazar la brecha edéntula con dos implantes y considerar una prótesis a extensión. La situación óptima sería la colocación de tres implantes con una configuración tripoidal.²⁷

3.6.1 Posicionamiento vertical

El posicionamiento apical-coronal de la plataforma del implante debe ser, según Buser y cols, “tan superficial cuanto sea posible, tan profundo como sea necesario”, un término medio entre estética y principios biológicos.

Las variaciones de lo ideal marcaría la tendencia hacia implantes con surcos periimplantares muy al ras o muy profundos, y dientes muy corto o muy largos. Es la profundidad del implante lo que permitirá la confección de un buen perfil de emergencia.

La plataforma del implante idealmente debe estar posicionada de 2 a 4 mm apicalmente con respecto al límite amelocementario de la restauración, principalmente en zonas estéticas. Se aconseja la instalación de una plataforma ubicada entre 2 y 3 mm, apicalmente con respecto a la cresta proximal, siendo que esta plataforma estuviera adecuadamente posicionada y no haya sido planificada alguna técnica de regeneración tisular.

En dientes posteriores el implante debe quedar más superficialmente para así facilitar su higiene. En los dientes anteriores existe la necesidad de cambiar la condición gingival de una situación circunferencial de la plataforma del implante. Por esta razón, el implante debe quedar de 3 a 4 mm del área de tejido gingival libre.²⁹ Fig. 22



Fig. 22 Posicionamiento vertical. ³⁰

3.6.2 Posicionamiento mesiodistal del implante

La posición mesiodistal del implante debe de estar en el centro del espacio disponible, con la excepción de los diastemas preprogramados.

Debe de respetar una distancia mínima de 1,5 mm entre el borde lateral del implante y la superficie dentaria para que exista la posibilidad de restablecer la papila perdida. Entre los implantes, esta distancia debe de ser, como mínimo, 3mm (totalizando una distancia de 7mm de centro a centro en implantes regulares). (Cuadro 1).²⁹

Plataforma	Diámetro de la plataforma	Distancia mesiodistal mínima
NP	3mm	6mm
RP	4mm	7mm
WP	5 mm	8mm

Cuadro 1 Medidas necesarias para la colocación de un implante en sentido mesiodistal.

En el caso en que las distancias mínimas no sean respetadas, se producirá la pérdida horizontal de hueso interproximal, llevando a un aumento de la distancia entre la cresta ósea interproximal y la base del punto de contacto con los dientes adyacentes, pudiendo perjudicar la formación o mantenimiento de la papila interproximal.²⁹ Fig. 23



Fig. 23 Posicionamiento mesiodistal del implante.³¹

3.6.3 Posicionamiento vestibulolingual/palatino del implante

El posicionamiento adecuado del implante está en el centro del diente a ser reemplazado y de 1.5 a 2 mm más palatinamente que el perfil de emergencia vestibular esperando en el margen gingival. Se considera una pequeña variación de esta directriz, dependiendo del sistema de implantes utilizado y del diente a ser reemplazado.

Principalmente en casos estéticos un espesor de por lo menos 2mm de pared ósea vestibular, para prevenir una pérdida ósea posterior y una posible exposición de la plataforma o de las roscas; cuando el espesor es deficiente, deben ser tomadas en cuenta técnicas de reconstrucción tisular.

En el sistema de prótesis cementadas, la línea de orientación del eje implantar, en el plano sagital, pueden coincidir con la línea del eje longitudinal del diente, la línea que pasa por el borde incisal de la futura corona. En las prótesis atornilladas, la línea ideal debe coincidir con una línea imaginaria trazada en el borde incisal y el cingulo de la corona programada.²⁹ Fig. 24



Fig. 24 Posicionamiento vestibulolingual/palatino del implante.³²

3.7 Implantes en el área de molares

La corona de un molar es sustancialmente más grande que el diámetro y la plataforma protésica del implante y esto puede conducir a la generación de torques en múltiples direcciones durante la función masticatoria.

La presencia de dientes anteriores y posteriores al espacio edéntulo en la zona de molares representa una situación favorable desde el punto de vista biomecánico y se puede pensar que los dientes naturales protegen los implantes durante la función masticatoria, especialmente en pacientes con sistema oclusal favorable.²⁷

CAPÍTULO 4 COMPONENTES DE LOS IMPLANTES

Un implante dental es considerado como un dispositivo médico. La mayoría de los implantes actuales se elaboran con titanio o con una aleación de titanio con superficies modificadas, y se insertan en el hueso maxilar como “raíces artificiales”.

Sirven para apoyar y/o estabilizar diferentes tipos de prótesis dentales fijas o removibles en pacientes que desean reemplazar dientes ausentes. Las indicaciones van desde el reemplazo de un único diente hasta la arcada completa.³³

Los implantes bucales también pueden utilizarse como anclaje en el movimiento dentario ortodóncico y permitir el movimiento unidireccional del diente sin originar movimientos indeseables en otros dientes. Algunos implantes también pueden colocarse fuera de la boca para anclar prótesis maxilofaciales.

La mayoría de los implantes dentales utilizados en la actualidad son dispositivos de rosca endoóseos, de forma cilíndrica o cónica, que se insertan en el hueso maxilar. La osteointegración consiste en la retención de un implante mediante el contacto directo con las células vivas del hueso visibles al microscopio óptico.³⁴

El diseño o macrogeometría de los implantes dentales ha sido modificado continuamente en los últimos años con el objetivo de adaptarse y mejorar nuevos procedimientos clínicos (carga inmediata o precoz, hueso de mala densidad) y por un interés comercial de encontrar una imagen de marca diferenciadora.

En relación al diseño de los implantes intraóseos, se han ido desechando una serie de macrogeometrías como los implantes transmandibulares por su dificultad técnica y complicaciones postoperatorias, los implantes impactados por su transmisión biomecánica desfavorable al hueso y los implantes laminares también por su mala distribución biomecánica.³⁵

Actualmente, es una opinión generalizada que los mejores resultados clínicos y de transmisión biomecánica se consiguen con una macrogeometría roscada en forma de raíz dental

La macrogeometría del implante va a influir directamente en tres aspectos clínico-biológicos:³⁵

- 1- Aumento de la estabilidad primaria y del torque de inserción.
- 2- Adaptación a defectos anatómicos y alveolos pos- extracción.
- 3- Mantenimiento o reabsorción de la cresta ósea marginal.

4.1 Topografía de superficie de los implantes oseointegrados

Podemos clasificar las superficies de los implantes oseointegrados en tres grupos de acuerdo con sus características, resultantes de la utilización o no de procesos específicos de texturización. Las superficies resultantes del corte simple de un bloque metálico se llaman lisas. Otras superficies que además del corte del metal reciben texturización, pueden clasificarse en rugosas o porosas dependiendo de la técnica o el proceso aplicado.⁴

4.1.1 Superficies lisas

Los implantes oseointegrados que solamente reciben el corte de la pieza metálica durante el proceso de fabricación son llamados implantes de

superficie lisa, su aspecto macroscópico se asemeja al de una pieza pulida. Se comprobó que, a causa de los microsurcos superficiales de patrón regular resultantes de este proceso de corte tienen extrema importancia en los fenómenos celulares de adhesividad y producción proteica del proceso de oseointegración, no reciben ningún tipo de pulimiento o alisamiento una vez terminado el proceso de corte.⁴

4.1.2 Superficies rugosas y porosas

Los implantes oseointegrados que reciben cualquier tratamiento realizado con la intención de modificar la estructura superficial. Una superficie rugosa se observa mediante la manipulación de partículas de óxidos de tamaños mayores (44-150 nm) y con formatos específicos (esféricos), que generan un recubrimiento con mayor espesor (hasta 3000 nm) que otros procesos de adición, con irregularidades de profundidad media de 150 a 300 nm.³⁶ Fig. 25



Fig. 25 Topografía de superficie de los implantes. A) Superficie lisa, B) Superficie rugosa.³⁷

4.2 Biomateriales en implantología

En el año 1986, investigadores de la Sociedad Europea de Biomateriales elaboraron un documento que definía biomaterial como “todo material no viable usado en aparato médico, desarrollado para interactuar con sistemas biológicos”.⁴

Existen cuatro grupos diferentes de biomateriales utilizados en ciencias biomédicas:

- Los metales y aleaciones metálicas, que representan el grupo más usado comercialmente
- Los cerámicos
- Los polímeros sintéticos, representados por los derivados de los compuestos de poliuretano, politetrafluoretilenos, polimetilmetacrilatos;
- Los materiales naturales⁴

Se probaron aleaciones como cromo-cobalto-molibdeno, hierro-cromo-níquel y acero inoxidable; se probaron metales como oro, platino y plata como posibles alternativas para Implantología.⁴

En el grupo de los metales y aleaciones metálicas, el titanio comercialmente puro (CP) y la aleación de titanio-aluminio-vanadio (Ti6Al4V) constituyen los elementos con mejor base de investigación científica.⁴

Ventajas

- Bajo costo del metal comparado con los metales nobles

- Gran estabilidad química de la capa superficial de óxidos (TiO, TiO₂, Ti₂O₃) formada en el momento del corte de la pieza
- La biocompatibilidad

Desventajas

- Su conductividad térmica y eléctrica
- La menor resistencia comparada con otros metales y aleaciones propiedad llamada bioinercia o pasividad del metal relacionado con el tejido óseo adyacente, contrario de otros materiales llamados bioactivos, que propiciarían una unión química como mecánica con el hueso adyacente al nivel de la interfase hueso-implante.

Los materiales cerámicos utilizados en implantología pueden dividirse en dos grandes grupos: los derivados del fosfato de calcio y los no derivados. Entre los derivados del fosfato de calcio, los compuestos más utilizados hasta ahora fueron la hidroxiapatita sintética [Ca₁₀(PO₄)₆(OH)₂]; el tri-calcio fosfato [Ca₅(PO₄)₃OH] y el penta-calcio hidrox-tri-fosfato. En el grupo de los no derivados se destacan la cerámica de alúmina (Al₂O₃), el óxido de zirconio (ZrO₂) y el cristal de zafiro (AlO₂).⁴

Los cerámicos presentan como características principales:

- Biocompatibilidad
- Atotoxicidad
- Excelentes aisladores térmicos y eléctricos
- Baja solubilidad en medio orgánico cuando son sintetizados en fase densa con alto porcentaje de cristalinidad.

Desventajas

- Son friables

- Baja resistencia a la tracción y a la cortadura, lo que generalmente se utilizan como recubrimiento de superficie para implantes metálicos.
- Comprueban una oseointegración no solo mecánica, como la de los metales, también química, entre la superficie cerámica y base osea.

4.3 Pilar

El intermediario protésico es un pieza que funciona como elemento de unión entre la prótesis y el implante. También es conocido como abutment, pilar transmucoso o conector. Funcionan como si fuesen los núcleos metálicos usados en prótesis fija convencional, pero difieren por ser atornillados a los implantes, y no cementados. Es posible clasificar las prótesis sobre implantes de acuerdo con los siguientes parámetros:

- Pilares que utilizan dos tornillos: prótesis atornilladas en las cuales el pilar recibe un tornillo que lo conecta al implante, ya que un cilindro protésico incorporado a la prótesis recibe un segundo tornillo que conecta el conjunto con el pilar (independientemente de ser conexión interna o externa).
- Pilares que utilizan un tornillo: prótesis cementadas en las cuales el pilar recibe un tornillo que lo conecta al implante y la restauración es cementada al pilar; puede ser prótesis atornilladas en las cuales el pilar forma un único cuerpo con la prótesis y este conjunto recibe solo un tornillo que lo conecta al implante. La prótesis de un solo tornillo no se beneficia del efecto disipador de los esfuerzos dados por el conjunto tornillo/pilar/tornillo protésico, lo cual hace posible la

incidencia de complicaciones sobre el tornillo que es conectado directamente al implante, inicialmente, las fuerzas actuarían en la holgura o fractura del tronillo que conecta la corona al pilar.

- Pilares para sobredentaduras (overdentures): es una pieza sólida (con un solo tornillo), que contiene la porción que se enrosca en el implante.²⁹ Fig. 26



Fig. 26 Pilar protésico.³⁸

Los principales pilares serán divididos basados en la clasificación de acuerdo con el orden de utilización. Los pilares son:

A) Pilares con dos tornillos:

- Minipilar cónico
- Minipilar cónico angulado
- Convencional
- Pilar cónico
- Pilar cónico angulado

B) Pilares con un tornillo:

- UCLA
- Cementado/ Preparable metálico

- Cementado/ Preparable angulado
- Cementado/ Preparable cerámico
- Pilares en Zirconio producidos por CAD-CAM
- Pilar en titanio prefabricado y no preparable
- UCLA angulado

C) Pilares para sobredentadura:

- O 'Ring
- Locator
- Sistemas barra-clip

4.3.1 Tipos de pilares

A finales de la década de los años 80, aparecieron los primeros trabajos, demostrando el éxito de la oseointegración y su capacidad de tratar los diversos casos de edentulismo. El desafío sería encontrar pilares que fueran simples, eficientes y confiables que de igual forma fueran estéticos y que poseyeran un sistema antirrotacional para los casos individuales. Esta posibilidad exigió el desarrollo de nuevas técnicas, pilares y componentes (fig. 27).²⁹



Fig. 27 Diversos tipos de pilares.

Pilares con dos tornillos: intermediarios cónicos en regiones de espacio interoclusal reducido, son indicados para prótesis fijas múltiples atornilladas; tanto en metal-cerámica como metal plástica (fig.28).²⁹



Fig. 28 Pilares con dos tornillos.

Mini pilares cónicos: piezas creadas para suplir la dificultad en el uso de intermediarios cónicos en regiones espacio interoclusal reducido, son indicados para prótesis fijas múltiples atornilladas, tanto en metal-cerámica como metal-plástica (fig. 29)²⁹



Fig. 29 Mini pilares cónicos.

Consideraciones: en los casos de prótesis tipo protocolo (total fija sobre implantes instalados en la mandíbula), la unión entre el intermediario y el componente protésico puede quedar por encima del nivel gingival o, a nivel gingival. En los casos en los que se busca estética, esta unión debe quedar de 1 a 2 mm por debajo del nivel gingival para esconder la porción metálica. Los cilindros pueden ser fabricados, de acuerdo con el fabricante, totalmente calcinables para colado o con extensión de la plataforma metálica para sobrecolado. Los cilindros de titanio son indicados para la fabricación de provisionales sobre el pilar (cuadro 1).²⁹

Distancia interoclusal mínima necesaria	Corrección del paralelismo entre implantes	Torque del tornillo del pilar	Torque del tornillo protésico
4.5 mm	Corrige la angulación entre implantes hasta los 40°	20 N/cm	10 N/cm

Cuadro 1 Consideraciones para la colocación de mini pilares cónicos.

Minipilar cónico angulado: utilizado en regiones de poco espacio interoclusal y necesidad de corrección de angulaciones de implantes, son indicados en los casos de prótesis fijas múltiples atornilladas. (Fig. 30)²⁹

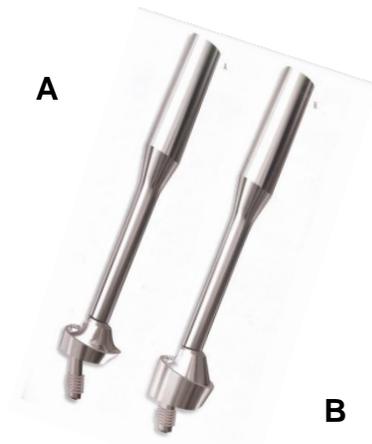


Fig. 30 Minipilar cónico angulado. A) Pilar de 17° B) Pilar de 30°.

Consideraciones: en los casos de prótesis tipo protocolo (total fija sobre implantes instalados en la mandíbula), la unión entre el intermediario y el componente protésico puede quedar por encima del nivel gingival o, a nivel gingival. En los casos en los que apelan a la estética, debe quedar de 1 a 2 mm por debajo del nivel gingival, para esconder la porción metálica. Los componentes protésicos son los mismos que se utilizan para los minipilares cónicos. Este pilar posee una plataforma con una extensión mínima de 2mm (17°) y 3mm (30°) en el lado contrario hacia donde se inclina el cono. (cuadro 2).²⁹

Distancia interoclusal mínima necesaria	Corrección del paralelismo entre implantes	Torque del tornillo del pilar	Torque del tornillo protésico
5,0 mm(17°) 5,5 mm(30°)	Corrige la angulación entre implantes hasta 57°(pilar de 17°) y 70° (pilar de 30°)	20 N/cm	10 N/cm

Cuadro 2 Consideraciones para la colocación de mini pilares cónicos.

Cónico: fue creado como evolución del concepto de intermediario convencional para ser utilizado en prótesis metal-cerámicas, está indicado para las prótesis fijas atornilladas, tanto individuales como múltiples. (fig. 31)²⁹



Fig. 31 Pilar cónico.

Consideraciones: el cilindro con hexágono está indicado para prótesis individuales, mientras que el cilindro sin hexágono se indica para prótesis con más de un elemento atornillado. Los cilindros de titanio se indican para la fabricación en plástico o, en algunas marcas comerciales, con extensión de la plataforma metálica favoreciendo la adaptación (cuadro 3).²⁹

Distancia interoclusal mínima necesaria	Corrección del paralelismo entre implantes	Torque del tornillo del pilar	Torque del tornillo protésico
6,7 mm	Corrige la angulación entre implantes hasta 30°	20 N/cm	10 N/cm

Cuadro 3 Consideraciones para la colocación de implantes cónicos.

Cónico angulado: fueron creados para los casos en el que los implantes fueran colocados con una inclinación incompatible con la posición prevista para los orificios de acceso al tornillo de fijación, indicados para prótesis fijas individuales o múltiples atornilladas (fig. 32)²⁹.

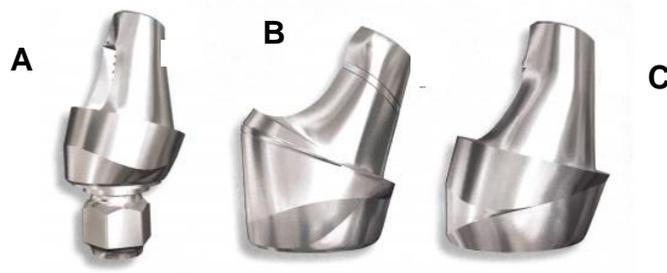


Fig. 32 Pilar cónico angulado. A) Conexión por hexágono interno, B) Pilar de 30°, C) Pilar de 17°.

Consideraciones: posee limitaciones en su elevación, debido a la necesidad de inclinación, posee una extensión mínima de la plataforma de 2 mm (17°) y 4 mm (30°) en el lado contrario hacia el cual el cono está inclinado. Dependiendo de la región en la que el pilar será colocado, del compromiso estético de la extensión de la plataforma y de la zona en la que quedara expuesta, este pilar puede resultar contraindicado. (cuadro 4).²⁹

Distancia interoclusal mínima necesaria	Corrección del paralelismo entre implantes	Torque del tornillo del pilar	Torque del tornillo protésico
7,4 mm (17°) 8.5 mm (30°)	Corrige la angulación entre implantes hasta 47° (pilar de 17°) y 60° (pilar de 30°)	20 N/cm	10 N/cm

Cuadro 4 Consideraciones para la colocación de implantes cónicos angulados.

Standard: el pilar convencional hace posible compensar las diferencias de altura de los implantes en el hueso y del tejido blando, de manera que la prótesis quede equidistante de la mucosa. Indicado para prótesis fijas atornilladas metal-plásticas, eventualmente utilizado para retener una barra para sobre dentaduras (fig. 33).²⁹



Fig. 33 Pilar standard.

Consideraciones: la extensión de la plataforma debe ser determinada de manera que la unión entre el intermediario y el componente protésico quede de 1 a 2 mm por encima del nivel gingival en los casos de prótesis total inferior sobre implantes. El cilindro de este pilar está disponible en las formas: totalmente calcinables, con extensión de la plataforma metálica y todo en metal. (Cuadro 5).²⁹

Distancia interoclusal mínima necesaria	Corrección del paralelismo entre implantes	Torque del tornillo del pilar	Torque del tornillo protésico
6mm	Corrige la angulación entre implantes hasta 90°.	20 N/cm	10 N/cm

Cuadro 5 Consideraciones para la colocación de implantes standard.

Pilares con un tornillo

UCLA: fue creado en la universidad de california, LA, a partir de la necesidad de transponer las limitaciones del sistema Brånemark. Es un pilar totalmente personalizado, versátil y practico. El objetivo de este pilar es el de permitir modificaciones en su forma, obtenidas por encerado. Son encontrados totalmente calcinables, fabricados en plástico o material equivalente, o pueden tener una base metálica desgastada en aleación noble o seminoble, para sobrecolado. Puede ser indicado para protesis fijas atornilladas o cementadas, individuales o múltiples. Se indica en los

casos en los que los componentes prefabricados presentan limitaciones, en los casos de implantes con inclinaciones excesivas o cuando la plataforma del implante se localiza cerca del margen gingival (fig. 34).²⁹



Fig. 34 Sistema UCLA A) totalmente calcinable, B) Con extensión de la plataforma metálica para sobrecolado Ni-Cr, C) Plataforma metálica para sobrecolado (Au).

Consideraciones: puede ser fabricado bajo la forma de un diente preparado para el cementado posterior de una corona total, así como puede ser utilizado bajo la forma de infraestructura metálica para la aplicación directa de cerámica y produciendo coronas atornilladas directamente al implante.

Torque: de 20 N/cm para el tornillo hexagonal y 35 N/cm para el tornillo cuadrado o Stargrip

Pilar (abutment) de zirconio personalizado (CAD-CAM, LAVA®, Zirconforce): es obtenido a partir del escaneo de un componente construido con cera o resina sobre un UCLA plástico, utilizando la tecnología CAD-CAM, es enviado a una central de fresado, a través de un procedimiento industrial de fresado, transforma un cubo de cerámica en una réplica del original, utilizando como material la cerámica reforzada con zirconio o alúmina. Están indicados para prótesis fijas individuales o

múltiples parciales o totales. Sobre este pilar se pueden construir coronas cementadas o atornilladas, puede servir como intermediario para el cementado de una corona, también puede tener la porcelana aplicada sobre este en forma directa, obteniéndose una corona en pieza única (fig. 35)²⁹

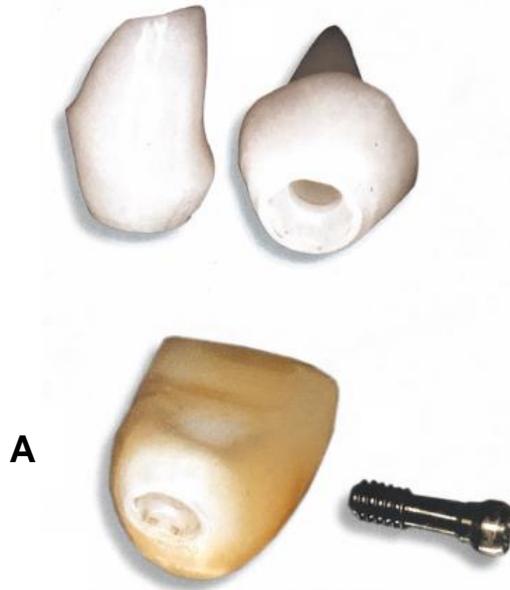


Fig. 35 Abutment construido a través del sistema CAD-CAM. A) Abutment en zirconio.

Consideraciones: hace posible que se personalice la angulación, altura, amplitud, y permite compensar la alineación y la angulación de los implantes. Posee una gran ventaja estética y puede ser aplicado en casi todos los casos.

Torque: de 35 N/cm en el tornillo del abutment.

Cementado/preparable metálico- rectos o angulados: aunque es prefabricado, acepta cierto grado de personalización a través del desgaste con fresas, en una situación similar al diente natural preparado para

recibir una corona total, hace posible corregir los errores de orientación de los implantes o limitaciones del espacio interoclusal, están indicados para prótesis individuales o múltiples cementadas, permiten correcciones mayores en la orientación de los implantes, poseen un encastre tipo dodecaedro que permite su conexión en doce posiciones diferentes sobre el implante, facilitando las correcciones necesarias (fig.36)²⁹



Fig. 36 A) Pilares cementados/ preparables metálicos, B) Pilar preparable angulado.

Consideraciones: promueve la retención de la corona y el espesor del material restaurador. Se trata de un intermediario personalizable en la mayoría no existen transfers o anillos protésicos prefabricados esto hace necesario la impresión del implante para su preparación en el modelo o la impresión en boca para la construcción de la corona protésica. Algunos disponen de cofias prefabricadas.

Torque: de 20 N/cm para un tornillo hexagonal y 35 N/cm para un tornillo cuadrado.

Cementado/ preparable cerámico: fabricados en cerámica reforzada con zirconio o alúmina, esto les confiere un color cercano al del diente natural, presenta una excelente biocompatibilidad con el tejido gingival y resistencia suficiente para soportar demandas funcionales.

Indicados en los casos en los que existe una gran exigencia estética, en casos de encía fina o en aquellos en el que la plataforma del implante este posicionada muy cerca del margen gingival, dificultando el logro del perfil de emergencia adecuado (fig.37).²⁹



Fig. 37 Pilar preparable angulado.

Consideraciones: fabricados a través del desgaste en los pilares para acercar su formato de preparación al del caso clínico, puede ser realizado para que se mantengan las propiedades físicas de resistencia y rigidez, sobre estos pilares pueden ser construidas coronas cementadas o puede ser directa de la cerámica, cuando el componente pasa a forma parte de una prótesis atornillada.

Torque: de 20 N/cm para un tornillo hexagonal y 35 N/cm para un tornillo cuadrado o Stargrip.

Easy abutment® y muñón universal: fueron desarrollados por NobelBiocare® y son exclusivos de esta marca comercial. La técnica de impresión es más simple y es realizada a través de componentes prefabricados que permiten un anclaje preciso, la facilidad de la impresión de transferencia. Puede ser utilizado en el sistema convencional de hexágono externo (fig.38).²⁹



Fig. 38 A) Easy abutment, B) Muñón universal.

Consideraciones: los componentes sobre este pilar son prefabricados y pueden ser calcinables o cerámicos, con o sin antirrotacional(cuadro 6).²⁹

Distancia interoclusal mínima necesaria	Corrección del paralelismo entre implantes	Torque del tornillo del pilar.
27mm	Permite la corrección de una pequeña angulación entre implantes	LAVA

Cuadro 6. Consideraciones para la colocación de Easy abutments y muñón universal.

UCLA Angulado: fue desarrollado para las prótesis atornilladas, aun cuando los implantes estén mal posicionados, permite el encerado de la prótesis con acceso al tornillo aun cuando la inclinación sea de 20° (fig.39).²⁹



Fig. 39 UCLA con posibilidad de corrección de la angulación.

Consideraciones: pueden ser metálicos o calcinables, sobre la cual se construirá la corona (cuadro 7).²⁹

Distancia interoclusal mínima necesaria	Corrección del paralelismo entre implantes
4,5 mm	20°

Cuadro 7. Consideraciones para la colocación de UCLA angulado.

Pilares para sobredentadura u overdenture

Abutment bola: denominado O 'Ring, consiste en un conjunto macho-hembra en el cual el macho está representando por el intermediario directamente conectado al implante, mientras que la hembra está compuesta por un anillo de goma y una capsula que lo envuelve. Este conjunto macho-hembra permite un movimiento de rotación y sentido vertical, está indicado para prótesis implantorretenidas del tipo overdenture, que forma parte del sistema de retención individual denominado bola (fig. 40).²⁹



Fig. 40 Abutment bola. A) Encastre hembra.

Consideraciones: necesita de una distancia interoclusal mínima de 6,5 mm. Este sistema no permite divergencias entre implantes mayores, ubicados de 5° a 8°.

Torque: de 20 N/cm.

Abutment ERA® o Locator®: está conformado por un conjunto macho-hembra, en el que la hembra está representada por el intermediario directamente conectado al implante, mientras que el macho queda localizado en la prótesis y envuelve a la hembra. Posee un formato circular y está compuesto por nylon, cada uno con diferentes grados de retención (fig. 41),²⁹



Fig. 41 Abutment Locator® y porción macho.

Consideraciones: este sistema permite la corrección de la divergencia entre implantes de hasta 40°.

Torque: de 20N/cm.

Sistema barra-clip: consiste en la unión de dos o más implantes con intermediarios y barras metálicas sobre las cuales se fija la prótesis total o removible. Estas pueden ser redondas, ovoides o rectangulares:

- Las rectangulares son utilizadas para unir más de tres implantes, de manera que la prótesis sea implantosoportada e implantorretenidas.
- Las ovoides y redondas son utilizadas para unir hasta tres implantes que recibirán una prótesis que será mucosoportada y solamente retenida a esa barra.

El sistema barra-clip fue concebido para que la prótesis no provoque carga sobre los implantes durante el cierre, transfiriendo esas fuerzas hacia la mucosa, el sistema retentivo evita que se produzca la dislocación en sentido oclusogingival (fig. 42).²⁹



Fig. 42 Sistema barra-clip.

4.4 Corona

Se trata de la pieza artificial que se ancla sobre el cuerpo del implante, la cual resulta ser una imitación de una pieza dental natural. Esta es la parte del implante que logran ver las demás personas al momento de que el paciente sonrío o habla.³⁹

Esta pieza puede ser de porcelana sobre metal o de circonio porcelana. Se suele elaborar a través de CAD-CAM dental en torno a un componente prefabricado, el cual se ajusta perfectamente a la conexión externa e interna del implante.³⁹ Fig. 43



Fig. 43 Coronas implantosoportadas.³⁸

4.4 Cuerpo del Implante

Es la parte del implante comprendida entre el ápice y el hombro del implante. El cuerpo del implante reemplaza la ausencia radicular. El componente que se inserta en el hueso durante la primera etapa de la cirugía, estos tienen la forma de un cilindro y están hechos de titanio o

de aleación de titanio. Esta es la que funciona como raíz artificial a la cual se anclaran los componentes protésicos. Fig. 44



Fig. 44 Cuerpo del implante.³⁸

4.6 Partes del cuerpo del implante

Se trata del dispositivo del implante en sí mismo el cual se inserta en el hueso maxilar. Hará la función de raíz y anclarán los componentes de la prótesis. Generalmente tiene aspecto de tornillo.

Ápice: es la parte final (apical) del cuerpo del implante, a través del cual la fuerza vertical es ejercida sobre el implante y es transmitida al hueso maxilar o mandibular.

Plataforma del implante: Se refiere a la parte superior del tornillo y a la más próxima al diente.

Cuerpo: Refiere a la parte intermedia del cuerpo del implante, la cual queda entre la punta y el módulo de cresta.

Tornillo de cobertura: Es la parte que se coloca tras la inserción del cuerpo del implante en el maxilar. Con su uso se evita que los tejidos crezcan en la parte interna de la rosca.

Pilar de cicatrización: una vez que se ha producido el proceso de oseointegración del implante en el hueso, se lleva a cabo lo que se conoce como una segunda cirugía, en esta intervención se desenrosca y se retira el tornillo de cierre y se pasa a enroscar el llamado pilar de cicatrización el cual tiene la función de conectar la restauración protésica al implante. Es elaborado de titanio o cerámica, lo cual permite que tanto el implante dental como la corona se adapten a la perfección. Para su colocación primero se desenrosca y se quita el tornillo.

4.7 Plataformas protésicas

Diversos diámetros de implantes pueden estar asociados a un mismo diámetro de plataforma, la cual se denomina “Plataforma Regular”, buscando así disminuir el número de componentes protésicos y facilitar los procedimientos restauradores.

Convencionalmente denominamos a los implantes de acuerdo con el ancho de su plataforma, siendo los de plataforma estrecha (3.3 mm) denominados NP (Narrow Platform), los de plataforma regular o patrón (4.1 mm) denominados RP (Regular Platform) y los de plataforma amplia (5 mm) WP (Wide Platform).²⁹ Fig. 45



Fig. 45 Diversos diámetros de plataformas. ⁴⁰

4.8 Forma y superficie externa

La forma del implante o el macrodiseño es su aspecto geométrico externo. La mayoría de los implantes posee la forma de un tornillo cilíndrico o cónico. Los implantes cónicos permiten una mejor adaptación y trabado inicial en el hueso, principalmente en alveolos de dientes extraídos en el momento de instalación del implante o un hueso muy trabeculado.

Los implantes fresados son aquellos con tratamiento de superficie que poseen aumento comprobado del porcentaje de contacto hueso-implante, así como, de la velocidad de oseointegración. Los diversos tipos de tratamiento de superficie facilitan la adhesión de las células productoras de matriz ósea.

Para la elección de los componentes protésicos, la forma del implante no produce interferencia, pero si el tipo de conexión protésica del sistema escogido.²⁹ Fig. 46

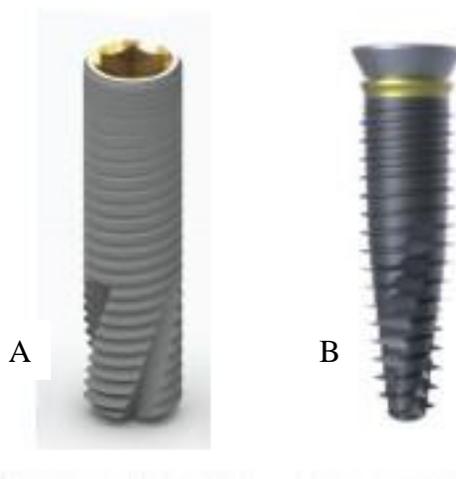


Fig. 46 Forma de los implantes. A) Cilíndrico, B) Cónico.³³

4.9 Conexiones protésicas

En la búsqueda de soluciones estéticas y funcionales más adecuadas, las conexiones protésicas experimentaron transformaciones en el transcurso del tiempo.

Podemos encontrar diferentes tipos de conexiones pilar-implante como: hexágono externo, hexágono interno, cono morse e incluso la combinación de dos tipos.¹³

El medio por el cual el componente protésico encaja en el implante es denominado de conexión, y se divide en conexión interna o externa, de acuerdo con la variación de la forma geométrica.

La selección del tipo de implante en cuanto a su forma de conexión dependerá de diversos factores como las opciones protésicas disponibles, la posibilidad de intercambiabilidad y del tipo de prótesis pretendida.

4.9.1 Conexiones tipo hexágono interno

La conexión interna surgió buscando una mayor estabilidad, mejor sellado bacteriano y menor gap. Una de las ventajas de la conexión interna es la transmisión de fuerzas directamente del pilar hacia el hexágono interno y su área estabilizadora. Esto es debido a que el tornillo que mantiene el pilar fijo al implante está sujeto a menor estrés horizontal.¹³

Por otro lado, existen diferentes tipos de conectores de los implantes, estos varían según el tipo de conexión del implante, ya que se necesita un pilar que se fije o que se enrosque para poder colocar la corona.¹³

Con la forma de un hexágono, un conector de hexágono interno es una abertura en la cabeza del implante en la que se enrosca la restauración / pilar. Este tipo de diseño permite proporcionar una apariencia más natural a la prótesis ya que la conexión está en el interior de la prótesis. Además, este tipo de conexión se considera un poco más estable, debido a que elimina y/o reduce el estrés, así como cualquier efecto de rotación que pueda ocurrir.¹³ Fig. 47



Fig. 47 Conexión tipo hexágono interno. ⁴¹

4.9.2 Conexiones tipo hexágono externo

Este tipo de conexión es la que más se ha utilizado desde el principio de la técnica de oseointegración. Esto surgió junto con la introducción de los implantes en forma de raíces por Branemark, en el año 1969.

Conexión externa significa que el pilar se conecta con el implante externamente a través de un tornillo.¹³

El problema que presenta este tipo de conexión es que en algunas ocasiones el tornillo se puede llegar a aflojar y podrían llegar a deformarse o romperse.

Para solucionar esto, se han aportado diferentes soluciones:

- Mejorar el diseño del tornillo
- Aumentar las dimensiones del hexágono y plataforma protésica
- Introducir una conicidad en la interfase
- Precisar el ajuste sobre el hexágono
- Medir exactamente la cantidad de torque que se utiliza para fijar los tornillos

Este tipo de conexión es apropiada en casos de divergencia entre implantes, ya que facilita su rehabilitación. Así mismo, las múltiples propiedades del titanio puro, unidas a su plataforma hexagonal, otorgan una gran resistencia y anti rotación al conectar los aditamentos protésicos. Fig. 48



Fig. 48 Conexión tipo hexágono externo. ⁴¹

CAPÍTULO 5 ZIRCONIA EN ODONTOLOGÍA

Las restauraciones totalmente cerámicas son materiales de elección cuando, además de la biocompatibilidad y la translucidez es imprescindible para obtener una estética compatible con los dientes naturales.

El zirconio o silicato de zirconio, es el mineral del zirconio aprovechado comercialmente como gema, se utiliza como materia prima natural en la realización de cerámicas para estructuras de óxido de zirconio.⁴²

El zirconio es uno de los materiales disponible en la tecnología de prótesis dental; por sus características, este biomaterial tiene una ventaja significativa respecto a otros materiales dentales: resistencia mecánica, biocompatibilidad y una resiliencia dos veces mayor a la de la alúmina.¹³

El zirconio (Zr) es un metal de brillo argénteo, en forma pura es relativamente blando y dúctil, es más abundante que algunos elementos considerados comunes como el cobre o estaño.

En estado metálico es utilizado en aleación con hierro, níquel y niobio (Zircalloy, Zircadyne); se caracteriza por su resistencia a la corrosión y buena conductibilidad térmica.⁴²

El zirconio como biomaterial se basa en la cerámica de Zirconio-Itria, caracterizada por microestructuras de granulación fina, conocida como policristales de Zirconio Tetragonales (TZP). La adición de Itria al óxido de zirconio contribuye a inhibir la propagación de fisuras (tenacidad a la fractura), una propiedad similar a la de los dientes naturales. Lo que se

produce es un efecto de refuerzo. Esta propiedad física se conoce como “robustecimiento de transformación”¹³

El óxido de zirconio o bióxido de zirconio (ZrO_2) define al óxido de zirconio natural (baddeleyita), presente en la naturaleza en forma monoclinica; sustancia que fue aislada por el químico M.H. Klaproth en 1789.

Los cristales de zirconia pueden ser organizados en tres diferentes patrones: monoclinica (M), cúbica (C) y tetragonal (T). Uniendo el óxido de zirconio (ZrO_2) con otros óxidos metálicos, se obtiene una gran estabilidad molecular.

El bióxido de zirconio estabilizado en forma tetragonal es la cerámica técnica, denominada zirconio y está disponible como:

(Y-TZP), estabilizado a través del agregado de óxido de itrio (Y_2O_3).

Zirconia parcialmente estable, estabilizado a través del agregado de óxido de magnesio u óxido de calcio (MgO CaO).⁴²

La necesidad de obtener color, forma y simetría gingival similares a las del diente adyacente favoreció la creación de pilares más estéticos que los tradicionales metálicos. Con la creación de pilares totalmente cerámicos fue posible obtener una estética similar a la del diente natural, así como la personalización que permite realizar el diseño del perfil de emergencia.

5.1 Propiedades

El interés en odontología para el desarrollo del zirconio depende de numerosos factores:

- Las propiedades mecánicas(tenacidad a la fractura) que permite la reducción de los espesores de las estructuras y los conectores protésicos,
- La resistencia a la corrosión y la biocompatibilidad,
- La reducida conductibilidad térmica con respecto a la alúmina, que reduce la sensibilidad a los saltos térmicos y los riesgos de irritación pulpar,
- La ausencia de fenómenos alérgicos,
- Las potencialidades estéticas,
- La adhesión reducida de bacterias patógenas con respecto al titanio,
- La radioopacidad similar a la de las aleaciones metálicas.⁴²

El material para confeccionar los pilares debe tener propiedades mecánicas que garanticen el tratamiento de restauración.¹³

Los valores de resistencia flexural de los pilares cerámicos son suficientes para tolerar la carga masticatoria humana, que puede variar de 90 a 370 N en la región anterior.

La resistencia a la propagación de fisuras de un material se caracteriza por el valor de tenacidad de fractura. Cuanto mayor es este valor, mejor es el desempeño mecánico del material.

Los de zirconio estabilizado con Itria son los que presentan mayores valores de tenacidad de fractura (cuadro 8).¹³

	Resistencia flexural	Tenacidad de fractura	Tamaño de partículas
Óxido de Zirconio 97% / Itria 3%	900 a 1400 Mpa	7 a 10 Mpa	0,4 µm
Alúmina 35% / Zirconio 35% / Vidrio 30%	500 a 600 Mpa	4 a 5 Mpa	3 a 5 µm

Cuadro 8 Propiedades mecánicas.

Las propiedades físicas del óxido de zirconio permiten la posibilidad de personalizar un pilar por medio de desgaste sin tener que mantener un tamaño mínimo, de forma que es posible confeccionar restauraciones más estéticas.¹³

Las propiedades de la zirconia son similares a las del acero inoxidable que presenta una resistencia a la tracción que puede ser de 900 a 1200 MPa y resistencia a la compresión alrededor de los 2000 MPa.

La resistencia a la fractura del óxido de zirconia se debe a que en el momento de una fisura, esta produce un aumento de energía provocando presiones tangenciales y un cambio de estructura, que por consiguiente detiene el progreso de la grieta por las fuerzas de compresión.⁴³

Tienen excelente biocompatibilidad. El óxido de zirconio es biológicamente compatible y ha sido utilizado en componentes ortopédicos para restablecer la articulación de la cadera.¹³

La capa superficial de las cerámicas es químicamente estable, resistente a la corrosión y permite el desarrollo de las células sobre él.

El óxido de zirconio presenta un enlace químico oxidico, de carácter iónico, entre el ion metal Zr^{4+} y el oxígeno O^{2-} .

El material no se comporta como un metal sino como una cerámica, es decir una oxidocerámica.

El retículo cristalino se caracteriza por polimorfismo y se presenta en tres formas cristalográficas con diferentes parámetros dimensionales y geométricos, reversibles en relación con la temperatura. Estas transformaciones de fase son denominadas martensítica, de martensita, forma alotrópica metaestable del acero. Fig. 49

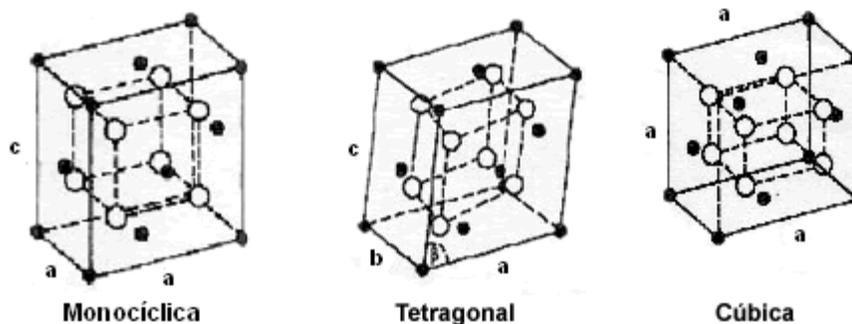


Fig. 49 Parámetros cristalográficos de las fases cristalinas del zirconio.⁴⁴

Son definidas como martensíticas todas las estructuras metaestables de cualquier aleación metálica aún no ferrosa, obtenidas a traes de un enfriamiento rápido (quenching) con el fin de congelar una fase que a temperatura ambiente no estaría en equilibrio.

Las características de las transformaciones martensíticas son las siguientes:

- Se verifican ante la ausencia de transporte de material (carentes de difusión).
- Se producen en un campo de temperatura y no a una temperatura específica.
- Implican un cambio de forma del retículo cristalográfico.⁴²

5.2 Aditamentos de Zirconia

Durante años también el aditamento fue fabricado con titanio comercialmente puro. Recientemente, las consideraciones estéticas llevaron al apareamiento de aditamentos con nuevos materiales y configuración.⁴

Analizaron el desempeño de diferentes intermediarios (titanio, cerámica de óxido de aluminio altamente sinterizada, oro y porcelana dental). Los resultados mostraron que el tipo de material era decisivo para la ubicación y calidad de la adaptación mucosa a la superficie del implante.⁴

El titanio y la cerámica de óxido de aluminio crearon condiciones similares para la cicatrización de la mucosa, permitiendo la formación del epitelio de unión y zona de tejido conjuntivo rico en colágeno sobre el intermediario.⁴

Hubo cicatrizaciones inadecuadas sobre los intermediarios de oro y porcelana, estos presentaron recesión marginal de la mucosa, reabsorción osea y la adaptación de la mucosa no se estableció sobre los intermediarios sino que se hizo en la parte cervical de los implantes.⁴

5.2.1 Clasificación

El primer pilar cerámico estaba compuesto por cerámica de óxido de aluminio densamente sinterizado, estaba disponible solamente en un formato y requería preparación para la personalización.

Surgieron en 1993 para ser utilizados en restauraciones unitarias y en prótesis parciales fijas.

El sistema Procera CAD-CAM desarrollado en 1986 para confeccionar coronas y prótesis parciales fijas, el pilar Procera de titanio personalizado surgió en 1998 y los de alúmina y zirconio en 2002 y 2003, se relataron resultados estéticos favorables.

Los pilares cerámicos se elaboran para implantes con hexágono externo, aunque existe también la posibilidad de utilizarlos en implantes con conexión interna, para esto se utiliza un adaptador metálico, compatible con el modelo de conexión interna entre el pilar y el implante.¹³

Pilares prefabricados

Los pilares cerámicos prefabricados (rectos o angulados) con dimensiones estandarizadas pueden prepararse de acuerdo a cada situación clínica.¹³

Hay tres alternativas para utilizar los pilares cerámicos prefabricados:

- El pilar cerámico se prepara como un diente natural sobre un modelo de trabajo y posteriormente se fija al implante con un tornillo de oro para los

ajustes finales, se confecciona la restauración para cementarla sobre el pilar.

- La porcelana aluminizada se aplica directamente sobre el pilar cerámico para formar la corona final. La corona se fija al implante por medio de un tornillo.

- La personalización del pilar por medio de aplicación de cerámica permite realizar el diseño del perfil de emergencia.

Pilares cerámicos personalizados

Para eliminar la personalización por reducción y simplificar los procedimientos de laboratorio se desarrolló un proceso de fabricación para personalizar pilares cerámicos, consiste en sistemas computarizados (CAD-CAM) idealizados para confeccionar prótesis y pilares para implantes, tienen la ventaja de facilitar la obtención del contorno del margen gingival cuando hay variación en la altura de la encía alrededor de la superficie de la restauración.

La forma individualizada del pilar, puede proporcionar una excelente estética adaptada a la situación anatómica existente, con adecuado perfil de emergencia y soporte para los tejidos blandos.

5.2.2 Indicaciones

Cuando el pilar colocado no tiene la profundidad suficiente y el margen entre la corona y el pilar queda al mismo nivel del tejido blando.¹³

Cuando hay poca cantidad de tejido blando alrededor del implante la estética puede resultar perjudicada. En estos casos, los pilares cerámicos crean no solo un correcto contorno a partir de la cabeza del implante sino que también corrigen el color. ¹³

Cuando es necesario utilizar pilares en ángulo para corregir la posición inadecuada del implante.

Cuando la estética es fundamental.

5.2.3 Contraindicaciones

Está contraindicada en caso de dimensión vertical demasiado pequeña cuando los espacios para los conectores son inferiores a 3 o 4 mm de altura.

5.2.4 Ventajas

- Tiene influencia en la formación y adherencia epitelial en la región donde conecta con el implante.
- Permite el desarrollo de las células sobre ellos.
- Tienen bajo potencial de colonización bacteriana
- Resistente a cambios térmicos repentinos
- Fácil de aplicar
- Color estable

5.2.5 Desventajas

La acumulación de biopelícula está considerada una de las principales causas de las fallas en los implantes.

El costo económico que es más alto en comparación con las de metal-cerámica o de cerámica pura. Eso se debe al material que es coste económico elevado, a la tecnología de producción muy complicada y compleja que requiere laboratorios y proteicos dentales con competencias adecuadas y altas.

CAPÍTULO 6 METAL PORCELANA

Los aditamentos metálicos son fuertes y resistentes pero desde el punto de vista estético, solo resultan aceptables para restauraciones posteriores. Por eso se emplea un sistema de unión de estos dos materiales para combinar las cualidades de cada uno y conseguir restauraciones con las mejores propiedades estéticas y mecánicas posibles.⁴⁵ Fig. 50.

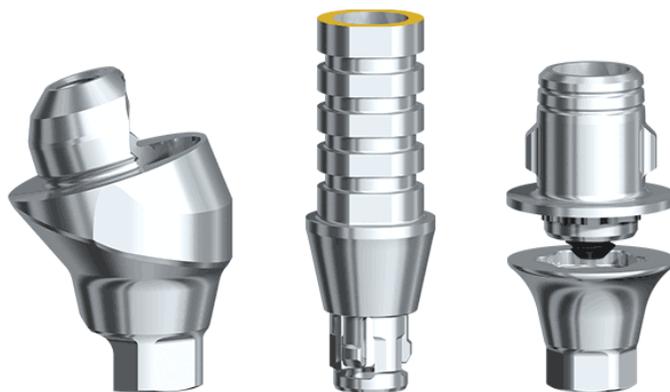


Fig. 50 diversos tipos de aditamentos metálicos.⁴⁶

Para la manufactura de la porcelana dental, todos los componentes son fundidos a una temperatura tal que suceden reacciones químicas a altas temperaturas. Luego son enfriadas rápidamente lo que hace que la masa fundida y caliente se fracture por un choque térmico. Así la mayoría de contracción y formación de gas ocurre antes que el polvo. El proceso se llama fritación y se repite varias veces después del cual el producto llamado frita es triturado en polvo fino.⁴⁷

El tamaño de partícula del polvo se regula en rangos pequeños debido a que cumple con diferentes especificaciones:

- Permite una mejor condensación de la porcelana húmeda y por lo tanto se obtiene una masa más densa y resistente.
- Se logra una sinterización más rápida y en mayor proporción.
- Mayor facilidad de glaseo
- Menor cantidad de microfracturas.

Las porcelanas dentales son vidrios pulverizados que forman una matriz en donde quedan suspendidas pequeñas cantidades de cristales sin reaccionar. La matriz se presenta como un red tridimensional de silicio que consiste en un átomo de sílice combinado con 4 de oxígeno.

La cerámica utilizada en tecnología metal-porcelana se le conoce también como feldespática porque su componente principal es el feldespato.

El feldespato forma una fase matriz de vidrio y 1 o más fases de cristales con el fin de crear una porcelana térmicamente compatible con las aleaciones metálicas más comunes.

6.1 Propiedades

- Propiedades ópticas de vitalidad, translucidez, brillo, transparencia, color (posibilidad de incorporar pigmentos), reflexión de la luz y textura, lo que implica grandes posibilidades estéticas al mimetizar los dientes naturales.
- Biocompatibilidad local y general. Son los que presentan el mejor comportamiento con los tejidos vivos.
- Durabilidad y estabilidad en el tiempo tanto en integridad coronal como en su aspecto por la gran estabilidad química en el medio bucal.
- Compatibilidad con otros materiales y posibilidad de ser adheridas y grabadas mediante los sistemas cementantes adhesivos actuales.
- Baja conductividad térmica con cambios dimensionales más próximos a los tejidos dentarios naturales que otros materiales restauradores utilizados.
- Radiolucidez: cualidad ésta muy interesante pues permite detectar posibles cambios en la estructura dentaria tallada como caries marginales y actuar precozmente especialmente en las porcelanas de alúmina densamente sinterizadas y en las feldespáticas.

- Resistencia a la abrasión debido a su dureza. Esta propiedad constituye una seria desventaja y un importante problema clínico cuando se opone a dientes naturales, pues limita las indicaciones y depende directamente de la dureza del material cerámico y de la aspereza del mismo al ocluir sobre las superficies dentarias. Actualmente se considera que la porcelana vitrificada de grano fino es menos abrasiva para el antagonista.
- Resistencia mecánica. Alta resistencia a la compresión, baja a la tracción y variable a la torsión, lo que las convierte en rígidas pero frágiles. Quizá sea éste el más grave inconveniente que presentan, tanto es así que los mayores esfuerzos investigadores se han dirigido a dotarlas de mayor resistencia. Al respecto, las causas más frecuentemente mencionadas como responsables de la fragilidad son la existencia de grietas en el material cerámico y la propagación de las mismas, así como la presencia de poros por una técnica descuidada durante el procesamiento, cocción, etc. La porosidad y contracción durante la cocción exigen una técnica meticulosa para mejorar los resultados. Un intento de obviar este problema fue el fundirlas sobre metal a expensas de disminuir la estética. También se mejoró la resistencia a la fractura mediante la dispersión de pequeños cristales dentro de la estructura cerámica para impedir la propagación de las grietas. La indeformabilidad que presentan ante deformaciones elásticas también contribuye a su fragilidad si bien algunas de las actuales cerámicas presentan cierta resistencia a la flexión.

- Procesado simple y coste razonable: la realización de coronas de porcelana no es precisamente fácil de realizar lo cual lleva aparejado un coste elevado. Sin embargo la generalización y automatización de la técnica hacen suponer que a la larga se producirá un abaratamiento del coste de producción.³⁶

6.2 Aditamentos de metal porcelana

Muchos estudios clínicos han demostrado una excelente supervivencia en las restauraciones soportadas por pilares metálicos. Existen también otros tipos de aleaciones utilizadas para la confección de pilares como: Cobalto-cromo, Aleaciones de Oro, Níquel-Cromo.

Aleaciones de cobalto-cromo: Estas aleaciones son biocompatibles, no tienen níquel (Ni) y no son alergénicas, tóxicas ni carcinogénica. Se componen básicamente de cobalto, entre un 35 y 65%; y cromo, en proporciones que oscilan entre un 20 y un 35%. El módulo de elasticidad, el límite elástico y la resistencia a la ruptura del cobalto-cromo son los más elevados de todas las aleaciones utilizadas en odontología. Su gran límite elástico permite prácticamente evitar toda deformación plástica de las estructuras de prótesis. Su alto módulo de elasticidad, cuyo valor duplica al del oro, hace posible conseguir la misma rigidez que con este metal, pero a espesores mucho más finos, permitiendo un menor volumen de las prótesis.³⁵ Fig. 51



Fig. 51 aditamentos de cobalto cromo. ⁴⁸

Aleaciones de titanio

El titanio comercialmente puro, es el utilizado más frecuentemente en la confección de prótesis. Existen cuatro tipos de este metal (según A.S.T.M.).

El titanio puro de grado I se emplea en barras sobre implantes; el titanio puro de mercado grado II (Ti CP 2) se aconseja para las restauraciones fijas sometidas a pequeños esfuerzos mecánicos, así como para la fabricación de cofias en coronas individuales y puentes de pequeña extensión mecanizados. El titanio de grado IV (Ti CP 4) se utiliza para la elaboración de prótesis parciales removibles sometidas a mayores cargas. Además del titanio puro se pueden emplear alguna de sus aleaciones como: Ti-6Al-4V, Ti-15V, Ti-20Cu, Ti-30Pd 49, 107, fundamentalmente la primera.

El titanio tiene un bajo módulo de elasticidad, por lo que las estructuras coladas con este metal son menos rígidas que las de cobalto-cromo. Presentan gran resistencia a la fatiga, a la tensión y deformación y gran ductilidad. Es un material con una excelente biocompatibilidad y también

se comporta como material no tóxico, antialérgico y altamente biocompatible. Fig. 52



Fig. 52 Estructura de titanio.⁴⁸

Aleaciones de paladio-oro.

La clasificación noble se refiere por lo general a todas las aleaciones con paladio como base que contienen entre un 54 y 88 % en peso de paladio. Dado que su contenido en plata es bajo (3 % en peso), no causa color verdoso de la porcelana. El uso de las aleaciones nobles se ha extendido gracias a sus óptimas propiedades mecánicas y a su buena adherencia a la porcelana, ya que la antigua ventaja de su menor precio ha desaparecido con la elevación del precio del paladio. Fig. 53



Fig. 53 Estructura de oro-paladio.⁴⁸

6.2.1 Clasificación

- Pilares prefabricados

No Modificables: son creados por las empresas que industrializan los implantes ofreciendo una gama de alternativas de componentes protésicos, los cuales tratan de cubrir las diferentes posibilidades en la reconstrucción de coronas. Estos pilares al construirse con los mismos tornos alfanuméricos que los implantes poseen entre ellos un alto ajuste y adaptación marginal. Modificables: estos pilares se diferencian de los estándares por la posibilidad de modificar su sección (diámetro y forma) en el trayecto transmucoso ayudando a lograr un perfil de emergencia adecuado.⁴⁹

Pilares confeccionados en laboratorio: son aquellos en donde el técnico de laboratorio mediante un cilindro de plástico que será fundido puede crear un pilar. Pueden ser colados (todo el cilindro es de plástico calcinable) o sobrecolados (el margen del cilindro es de una aleación de metal).⁵⁰

- Pilares CAD-CAM

-Pilares individualizados

6.2.2 Indicaciones

Las porcelanas feldespáticas ya que son las únicas que nos permiten realizar restauraciones conservadoras manteniendo el binomio estética-resistencia.

En sustratos claros, preferimos cerámicas feldespáticas porque al ser más translúcidas nos permiten un mayor mimetismo con los dientes naturales.

En sustratos oscuros, es más adecuado emplear cerámicas aluminosas con cofias opacas que impidan que se transparente el color subyacente.⁵¹

6.2.3 Contraindicaciones

Presencia de hábitos parafuncionales y que el espacio protésico sea crítico como ocurre en mordidas cruzadas y sobremordidas profundas.

La única consideración es que cuando estemos ante un sustrato oscuro deberemos usar sistemas que nos permitan controlar el grado de translucidez.⁵¹

6.2.4 Ventajas

- Resistente a cambios térmicos repentinos
- Fácil de aplicar
- Color estable
- Durable
- Compatible con tejidos blandos
- Resistente a la abrasión

6.2.5 Desventajas

- Frágil
- Contracción después de la cocción

- Dificultad de igualar el color y textura del diente
- Presentan una gran tendencia a la desvitrificación lo que les impide las cocciones repetidas ya que aumenta el riesgo de fractura y oscurecimiento de la porcelana.
- Reducción de la durabilidad química

CONCLUSIONES

Hay que tener en cuenta que hoy en día existe una amplia gama de pilares protésicos los cuales satisfacen las exigencias estéticas y funcionales. El odontólogo debe conocer las indicaciones, ventajas/desventajas de estos sistemas de pilares para utilizarlos correctamente en cada caso clínico.

La zirconia presenta biocompatibilidad, buenas propiedades mecánicas y confiabilidad en el sellado de restauraciones para el uso odontológico.

La zirconia tiene una buena fiabilidad para el uso dental, los estudios biológicos, mecánicos y clínicos publicados hasta la fecha parecen indicar que las restauraciones de ZrO₂ son bien toleradas y suficientemente resistentes.

La unión de cerámica, los procedimientos de fijación, el envejecimiento y el desgaste del pilar de zirconia deben evaluarse para guiar el uso adecuado de la zirconia como material restaurador protésico.

Las evaluaciones clínicas a largo plazo son un requerimiento indispensable para el uso de zirconia en estructuras de arcadas completas para implantes.

La selección adecuada del paciente, y la combinación adecuada de protocolos clínicos y técnicos son imperativos para obtener buenos resultados en este tipo de restauraciones.

La selección de pacientes, junto con protocolos clínicos y técnicos adecuados, es imprescindible para obtener un buen rendimiento de estas restauraciones.

Los pilares de metal cuentan con una excelente supervivencia a lo largo de los años, por sus propiedades físicas.

Los pilares de zirconio son una buena opción para la rehabilitación tanto en el sector anterior como posterior ya que cuentan con una combinación de buena estética y resistencia a altas cargas oclusales.

Existen diversos sistemas CAD/CAM que ofrecen la confección de pilares en menor tiempo clínico y con propiedades semejantes a los pilares convencionales.

Una vez que hemos analizado los distintos criterios de selección, vamos a establecer las indicaciones de estos materiales. En principio, para plantearnos el uso de los sistemas totalmente cerámicos es necesario que se cumplan dos premisas:

- Que los requerimientos estéticos del caso sean máximos.

- Que haya un adecuado apoyo y experiencia del laboratorio con la cerámica seleccionada. Desde el punto de vista técnico, se requiere un ceramista que domine perfectamente el proceso de elaboración para lograr los resultados deseados.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Piconi C, Rimondini L, Cerroni L. *El Zirconio En Odontología*. Milano, Italia: Actualidades Medico Odontologicas Latinoamericana; 2011.
2. protesisdentaletrusca.
<https://uribarriprotesis.blogspot.com/2017/09/historias-de-la-protesis-dental.html>.
3. Ivoclar Vivadent. Cerámica dental: la pequeña historia de un gran descubrimiento. <https://blog.ivoclarvivadent.com/lab/es/cerámica-dental-la-pequeña-historia-de-un-gran-descubrimiento>. Published 2015.
4. Cícero Dinato J, Polido Daudt W. *Implantes Oseointegrados Cirugía y Prótesis*. 1° Edición. Sao Paulo, Brasil: Artes Médicas; 2003.
5. Guzman Mora M, Vera Serna M, Ledesma Flores A. Percepcion de la estética de la sonrisa por odontólogos especialistas y pacientes. *Rev Mex Ortod*. 2015.
6. F D, Elif A, Fulya T. Smile and dental aesthetics: a literature review. *Med Sci Int Med J*. 2017.
7. Steenbecker O. Principios y bases de los biomateriales en operatoria dental estética adhesiva. 2006.
8. criterios esteticos.
<https://fr.educaplay.com/fr/activiteeducatives/3438054/print/rehabilitacio>

n_estetica_ordinario.htm?idColeccion=151170.

9. Figura 3. cavidad bucal.
<https://accessmedicina.mhmedical.com/content.aspx?bookid=1858§ionid=134367955>.
10. Berglundh T, Lindhe J. *Dimension of the Periimplant Mucosa. Biological Width Revisited.*; 1996.
11. Berglundh T, Abrahamsson I, Lindhe J. La fijación de la mucosa en diferentes pilares. Un estudio experimental en perros. *J Clin Periodontol.* 1998.
12. tejidos periimplantarios.
<https://gacetadental.com/2011/09/consideraciones-clinicas-sobre-la-mucosa-queratinizada-periimplantaria-25820/>.
13. BOTTINO MA. *Nuevas Tendencias Implantodoncia.* (Artes Medicas Ltda, ed.). Sao Paulo, Brasil; 2008.
14. lineadelasonrisa. <http://www.clinicaceimed.com.ar/sonrisa.html>.
15. Magne P. *Restauraciones de Porcelana Adherida En Los Dientes Anteriores: Método Biomimético.* (Quintessence, ed.). Barcelona; 2004.
16. Lindhe J. *Periodontología Clínica e Implantología Odontológica.* Quinta edi. (Panamericana M, ed.). Buenos Aires; 2009.

17. Troneras gingivales.
<https://www.medigraphic.com/pdfs/periodontologia/mp-2014/mp143b.pdf>.
18. Kina S, Bruguera A. *Invisible: Restauraciones Estéticas Cerámicas*. Artes Médi. Sao Paulo, Brasil; 2008.
19. ejes dentarios. <https://www.actaodontologica.com/ediciones/2009/1/art-4/>.
20. cenitdelcontornogingival.
21. CENIT. <https://albaclinicadental.com/es/estetica-dental/>.
22. Giraldo R O, Rodríguez M. *Armonia Dentofacial: El Resultado de Un Correcto Análisis*. (Amolca, ed.). Colombia; 2014.
23. Schmeling M. Color Selection and Reproduction in Dentistry. *Odovtos Int J Dent Sci*. 2016;18(1):23-32. doi:10.15517/ijds.v0i0.23486
24. fluorescencia.
https://www.google.com/search?q=fluorescencia+en+odontologia&rlz=1C1CHBD_esMX835MX835&sxsrf=ACYBGNRoXITsH6BDgPhRe6d0_Jt2t79MsQ:1570649563922&source=lnms&tbm=isch&sa=X&ved=0ahUKewjm3MvK9Y_IAhXjna0KHarZC7AQ_AUIEigB&biw=1366&bih=608#imgsrc=PhO7KVk12LYFuM:
25. Henestroza G. *Estética En Odontología Restauradora*. (Ripano, ed.). Madrid; 2006.

26. Opalescencia.
https://www.google.com/search?rlz=1C1CHBD_esMX835MX835&biw=1366&bih=608&tbm=isch&sxsrf=ACYBGNRKuDTvI4chmbSykgQAzGNeQyrTSg%3A1570649573822&sa=1&ei=5TWexbnjMcaOtQW-y6ilDg&q=opalescencia+en+odontologia&oq=opalescencia+en+odontologia&gs_l=img.3..0.3019838.302.
27. Becerra G. Fundamentos biomecánicos en rehabilitación oral. *Rev Fac Odontol Univ Antioquia*. 2005;17(1):67-83.
<https://aprendeenlinea.udea.edu.co/revistas/index.php/odont/article/view/3196>.
28. Das. Tablas de conversion de unidades. *Potencia*. 2009:431-432.
29. Rocha PV. *Pasos Para La Prótesis Sobre Implantes*. AMOLCA, Ac. Sao Paulo, Brasil; 2017.
30. posicionamientovertical. https://issuu.com/straumann/docs/490.038-es_low/19.
31. Doctoral T. No Title. 2017.
32. posicionamientodeimplantes.
https://www.google.com/search?rlz=1C1CHBD_esMX835MX835&biw=1366&bih=608&tbm=isch&sxsrf=ACYBGNQ_G35KiF_4HjhF5cicvmV0dXXcNg:1570075677078&q=Posicionamiento+vestibular+lingual/palatin+o+del+implante&spell=1&sa=X&ved=0ahUKEwiXtILYm__kAhUHxKwKHUzVC4kQBQhHKAA#im.

33. phibo. Implantes dentales. 2012:1-24.
[http://www.phibo.com/img/seccionstxt/21/Los implantes dentales.pdf](http://www.phibo.com/img/seccionstxt/21/Los%20implantes%20dentales.pdf).
34. FDI. Implantes Dentales.
<https://www.fdiworldddental.org/es/resources/policy-statements-and-resolutions/implantes-dentales>. Published 2015.
35. Martínez-González JM, Cano Sánchez J, Campo Trapero J, Martínez-González MJS, García-Sabán F. Diseño de los implantes dentales: Estado actual. *Av en Periodoncia e Implantol Oral*. 2002;14(3).
doi:10.4321/s1699-65852002000300004
36. Álvarez-Fernández MÁ, Peña-López JM, González-González IR, Olay-García MS. Características generales y propiedades de las cerámicas sin metal. *Rcoe*. 2003;8(5):525-546. doi:10.4321/s1138-123x2003000500005
37. superficiedeimplantes. http://estructura7.rssing.com/chan-5843076/all_p128.html.
38. PilarProtésico. https://www.partesdel.com/implante_dental.html.
39. Hupp R J, Tucker R M, Ellis III E. *Cirugía Oral y Maxilofacial Contemporánea*. (Elsevier, ed.). España; 2014.
40. plataformas. https://www.sweden-martina.com/es_es/product/implantología_y_cirugía-13444/implantes_dentales-996/shelta-1104.html.

41. Arismendi J, Giraldo D, Loaiza Valderrama A. Evaluación mecánica de la conexión externa e interna en implantes de titanio. *Av en periodoncia e Implantol oral*. 2016;28(2):59-69.
42. Montagna F, Barbesi M. *Cerámicas, Zirconio y CAD/CAM*. Actualidades Medico Odontologicas Latinoamericana; 2013.
43. Hernández J, Salazar Urquiza A. Use of zirconia in full maxillary rehabilitation on implants. *Rev Odontológica Mex*. 2015;19(1):43-47. doi:10.1109/MCSoc.2012.24
44. ESTRUCTURAZIRCONIA.
<https://www.textoscientificos.com/quimica/ceramicas-avanzadas/zirconia>.
45. D I S E Ñ O.
46. metalporcelana. <https://www.nobelbiocare.com/es/es/home/products-and-solutions/dental-prosthetic-solutions/prefabricated-abutments.html>.
47. Bibliográfica R. Cerámica Dental. 2002.
48. estructuras.
<https://www.interempresas.net/MetalMecanica/Articulos/104713-Mecanizado-de-estructuras-dentales.html>.
49. Superestructuras M. Implant Esthetics.

50. Natalí Y, Gallardo R, Saravia AD. Diferentes sistemas de pilares protésicos sobre implantes. 2011;(7):159-165.

51. Rus M, Rus M, Ramiro P, et al. Cerámicas dentales : clasificación y criterios de selección. 2007;12:253-263.