

Universidad de Valparaíso  
Facultad de Odontología  
Escuela de Graduados



# **Implantes en la Zona Antero – Superior: Desde la Extracción hasta la Cerámica**

Trabajo para optar al Título de  
Especialista en Odontología Rehabilitadora Estética

**Alumno:**

**Dr. Roberto Berner S.**

**Docente Guía:**

**Dr. Jaime Sarmiento**

**Valparaíso – Chile**

**2010**

I.	Introducción	Pág. 1
II.	Objetivos	Pág. 2
	2.1. Objetivo General	Pág. 2
	2.2. Objetivos Específicos	Pág. 2
III.	Desarrollo	Pág. 3
	3.1. Alteraciones del reborde óseo tras la extracción dental	Pág. 3
	3.2. Bases anatómicas para la selección de Implantes	Pág. 6
	3.2.1. Estructura y Arquitectura ósea	Pág. 6
	3.2.2. Calidad del Hueso Disponible	Pág. 6
	3.2.3. Cantidad de Hueso Disponible	Pág. 7
	3.3. Anatomía y Morfología de los Tejidos Blandos	Pág. 8
	3.3.1. Biotipos Periodontales	Pág. 9
	3.3.2. Concepto de Ancho Biológico en Implantes Dentales	Pág. 9
	3.3.3. Concepto de Cambio de Plataforma	Pág. 10
	3.4. Selección del Implante	Pág. 11
	3.4.1. Bases Anatómicas para un Posicionamiento Óptimo del Implante	Pág. 11
	3.4.2. Posición Ápico-Coronal	Pág. 12
	3.4.3. Posición Mesio-Distal	Pág. 14
	3.4.4. Posición Buco-Lingual	Pág. 15
	3.4.5. Perfil de Emergencia	Pág. 16
	3.5. Papila Interdental	Pág. 16
	3.6. Comportamiento del Tejido Blando	Pág. 19
	3.7. Prevención de la Recesión Marginal	Pág. 21
	3.8. Restauraciones Provisionales	Pág. 22
	3.9. Corrección de Eventual Posición Inadecuada del Implante	Pág. 23
	3.10. Cuidados con la Unión entre el Pilar y la Corona	Pág. 23
	3.11. Pilares Cerámicos	Pág. 24
	3.11.1. Biocompatibilidad de los Materiales Cerámicos	Pág. 25
	3.11.2. Indicaciones para los Pilares Cerámicos	Pág. 26
	3.11.3. Aplicaciones Clínicas	Pág. 26
	3.11.4. Pilares Cerámicos Prefabricados	Pág. 27
	3.11.5. Pilares Cerámicos Personalizados	Pág. 28
	3.11.6. Consideraciones sobre la Cementación de Restauraciones sobre Pilares Cerámicos	Pág. 30
	3.12. Implantes Inmediatos	Pág. 31
	3.13. Factores Relacionados con el Éxito Estético	Pág. 34
	3.13.1. Componentes de la Sonrisa Estética	Pág. 34
	3.13.2. Componente Gingival	Pág. 35
	3.13.3. Componente Dentario	Pág. 35
	3.14. Materiales Restauradores	Pág. 36
	3.15. ¿Porcelanas o Cerámicas?	Pág. 37
	3.16. Transmisión Natural de la Luz	Pág. 38

3.16.1.	Translucidez / Opacidad	Pág. 38
3.16.2.	Opalescencia	Pág. 39
3.16.3.	Fluorescencia	Pág. 40
3.17.	Materiales Cerámicos	Pág. 41
3.17.1.	Cerámicas Feldespáticas	Pág. 41
3.17.2.	DICOR	Pág. 43
3.17.3.	OPTEC HSP	Pág. 43
3.17.4.	HI CERAM	Pág. 44
3.17.5.	Sistemas Cerámicos Infiltrados por Vidrio	Pág. 44
3.17.5.1.	IN CERAM Alúmina	Pág. 44
3.17.5.2.	IN CERAM Spinell	Pág. 45
3.17.5.3.	IN CERAM Zirconio	Pág. 46
3.17.5.4.	TEHCERAM	Pág. 46
3.17.6.	Sistemas Cerámicos Prensados	Pág. 47
3.17.6.1.	Empress 1	Pág. 47
3.17.6.2.	Empress 2	Pág. 47
3.17.6.3.	OPC	Pág. 49
3.17.6.4.	OPC 3G All-Ceramic System	Pág. 49
3.17.6.5.	Cergogold	Pág. 49
3.17.6.6.	Vision Esthetic	Pág. 50
3.17.6.7.	Finesse	Pág. 50
3.17.6.8.	Vitapress	Pág. 51
3.17.7.	Sistemas Cerámicos Fresados	Pág. 52
3.17.7.1.	Sistema CEREC	Pág. 52
3.17.7.2.	CEREC In Lab	Pág. 53
3.17.7.3.	In Ceram Celay	Pág. 54
3.17.7.4.	Procera	Pág. 54
3.17.7.5.	Cercon	Pág. 56
3.17.7.6.	Lava	Pág. 57
3.18.	Preparación de la Cerámica antes de la Cementación	Pág. 59
3.19.	Criterios para la Selección de los Sistemas Cerámicos	Pág. 60
3.20.	Consideraciones Clínicas	Pág. 62
IV.	Conclusiones	Pág. 64
V.	Referencias Bibliográficas	Pág. 66

## ***INTRODUCCIÓN***

---

Cuando Branemark introdujo el concepto de oseointegración, estableció algunos requerimientos para hacer una correcta terapia con implantes sin considerar los aspectos estéticos. En la práctica clínica actual la mayoría de los pacientes consideran el resultado estético final como el aspecto más importante en su rehabilitación.<sup>1</sup>

La adecuada oseointegración no es suficiente para declarar el éxito; los implantes colocados en posiciones erróneas terminan con restauraciones antiestéticas que no proveen satisfacción ni al clínico ni al paciente.

Se han identificado muchos factores que influyen en los resultados estéticos finales, entre los que se pueden mencionar, la morfología gingival y su plano de orientación, el biotipo periodontal, la posición del labio superior e inferior durante la sonrisa relajada y forzada, la oclusión, el adecuado espacio interdental y espacio interoclusal. Otros aspectos quirúrgicos son los relacionados con la regeneración y reconstrucción ósea, el tipo de incisiones, la técnica de elevación de colgajos, la adecuada posición y colocación del implante. También se deben incluir los aspectos protésicos como la forma, la proporción dentaria, el color, los diferentes tipos de pilares, los materiales restauradores estéticos entre muchos otros factores.<sup>3</sup>

Considerando la gran variedad de materiales, el tratamiento de las superficies, las formas, la longitud y el diámetro de los implantes; los clínicos pueden escoger entre los muchos tipos de implantes durante la planificación del tratamiento. Aunque el amplio rango de productos es bueno esto complica el seguimiento clínico a largo plazo. En algunos casos las nuevas tecnologías entran al mercado copiando los implantes tradicionales con la inclusión de ligeros cambios y estableciendo la superioridad de un sistema sobre otro, sin emplear una metodología estadística formal en estudios longitudinales.<sup>4</sup>

El objetivo de esta revisión es analizar todas las consideraciones que el clínico debe tener presente desde el momento de la exodoncia de una pieza dentaria en la zona antero superior, hasta la selección de la porcelana para la rehabilitación definitiva sobre un implante oseointegrado.

## **OBJETIVOS**

---

### **2.1. OBJETIVO GENERAL**

- Analizar las consideraciones a tener en cuenta para lograr un éxito tanto quirúrgico como protésico al instalar implantes en la zona antero superior.

### **2.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS**

- Describir las modificaciones que sufre el reborde alveolar luego de una extracción dentaria.
- Establecer guías para un adecuado posicionamiento tridimensional del implante en la zona anterior.
- Analizar el comportamiento de los tejidos blandos en torno a implantes.
- Realizar algunas apreciaciones en relación a implantes inmediatos.
- Revisar los parámetros estéticos que se deben cumplir en la zona estética.
- Describir las alternativas disponibles de pilares protésicos.
- Estudiar los sistemas cerámicos disponibles actualmente y realizar algunas consideraciones en cuanto a su selección y utilización.

### **3.1. ALTERACIONES DEL REBORDE ÓSEO TRAS LA EXTRACCIÓN DENTAL**

El proceso alveolar corresponde a un tejido dependiente de la pieza dentaria que soporta y que se desarrolla en conjunto con la erupción del diente. Tanto el volumen como la forma del proceso alveolar están determinados por la forma del diente, su eje de erupción y eventual inclinación. Como consecuencia a la remoción de todos los dientes en un individuo adulto, el proceso alveolar sufrirá una atrofia. Tal como lo han reportado Atwoow, Carlsson & Persson y Tallgren, la magnitud de la reducción varía considerablemente entre individuos.<sup>56</sup>

Estudios clínicos y radiográficos han sido realizados por Johnson, Pietrokovik & Massler, Lekovic, Camargo y Schropp, demostrando que marcadas alteraciones en la altura y ancho del reborde van a ocurrir tras la extracción de uno o múltiples dientes. El proceso de cicatrización tras la exodoncia aparentemente resulta en una reabsorción más pronunciada de la tabla vestibular que en la tabla lingual/palatina. Pietrokovski & Massler estudiaron la magnitud de tejido que se pierde tras la extracción unilateral de una raíz, utilizando modelos para realizar la magnificación dimensional. Los autores concluyeron que la tabla vestibular del proceso alveolar, tanto en la mandíbula como en el maxilar, se reabsorbían considerablemente más que las correspondientes tablas lingual/palatina. Como consecuencia, el centro del reborde se desplaza hacia palatino/lingual.<sup>56</sup>

Además, este proceso produce como resultado la reducción de tejidos, que parece ser mucho más pronunciado durante la fase inicial de la cicatrización de la herida que durante los periodos más posteriores a la remoción del diente. Johnson reportó que la mayoría de las alteraciones dimensionales – tanto horizontales como verticales – del reborde alveolar, ocurrieron durante los tres primeros meses de cicatrización de la herida. En un reciente estudio clínico, Schropp estimó la cicatrización ósea y los cambios en el contorno de los tejidos blandos después de una extracción unitaria. Incluyeron 46 pacientes en este estudio y tomaron mediciones a los 3, 6 y 12 meses tras la exodoncia de un premolar o un molar. Schropp y sus colaboradores afirmaron que aproximadamente dos tercios de la reducción en el ancho del reborde alveolar ocurren dentro de los primeros 3 meses después de la extracción del diente.<sup>56</sup>

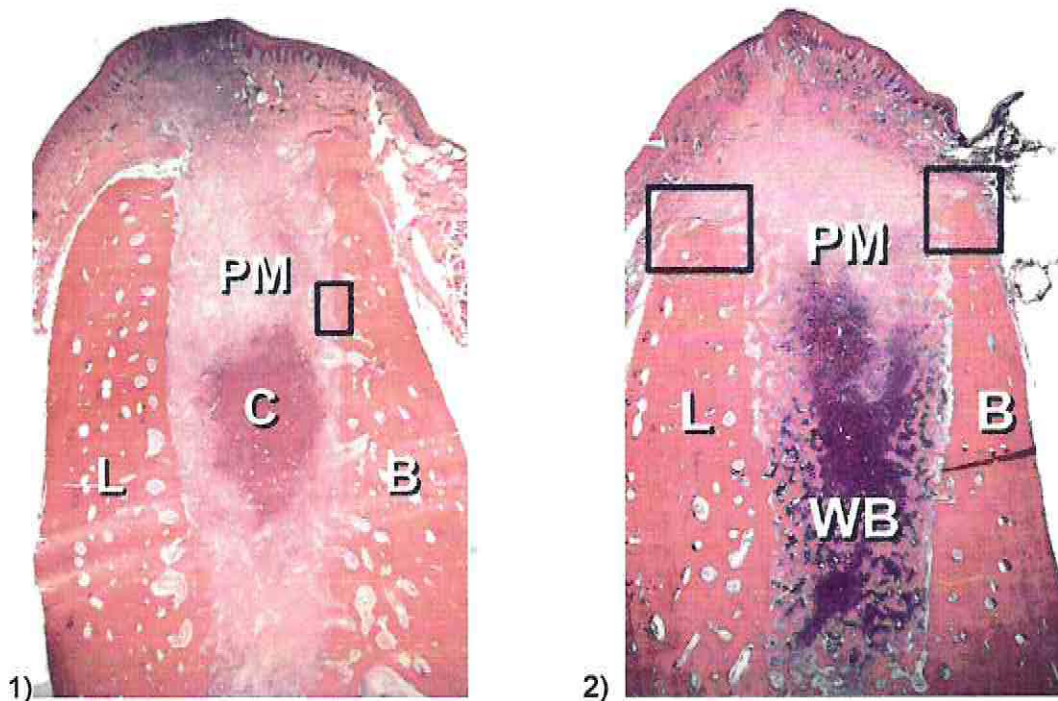
Araújo y Lindhe realizaron el 2005 un estudio en perros, cuyo objetivo era estudiar algunas alteraciones dimensionales del reborde alveolar que ocurren tras la remoción de un diente, así como el proceso de cicatrización y remodelado óseo asociado a estos cambios. Se incluyeron 12 perros en este estudio. En ambos cuadrantes de la mandíbula se realizaron incisiones creviculares en la zona de los terceros y cuartos premolares, para luego elevar un colgajo de espesor total reflejado hacia vestibular y lingual. A los cuartos premolares de les realizó una hemisección y la raíz distal fue removida. Luego el defecto fue cubierto a expensas de una movilización de los tejidos blandos. Finalmente los perros fueron sacrificados a intervalos que se pudiera estudiar el sitio de extracción a 1, 2, 4 y 8 semanas después del procedimiento.

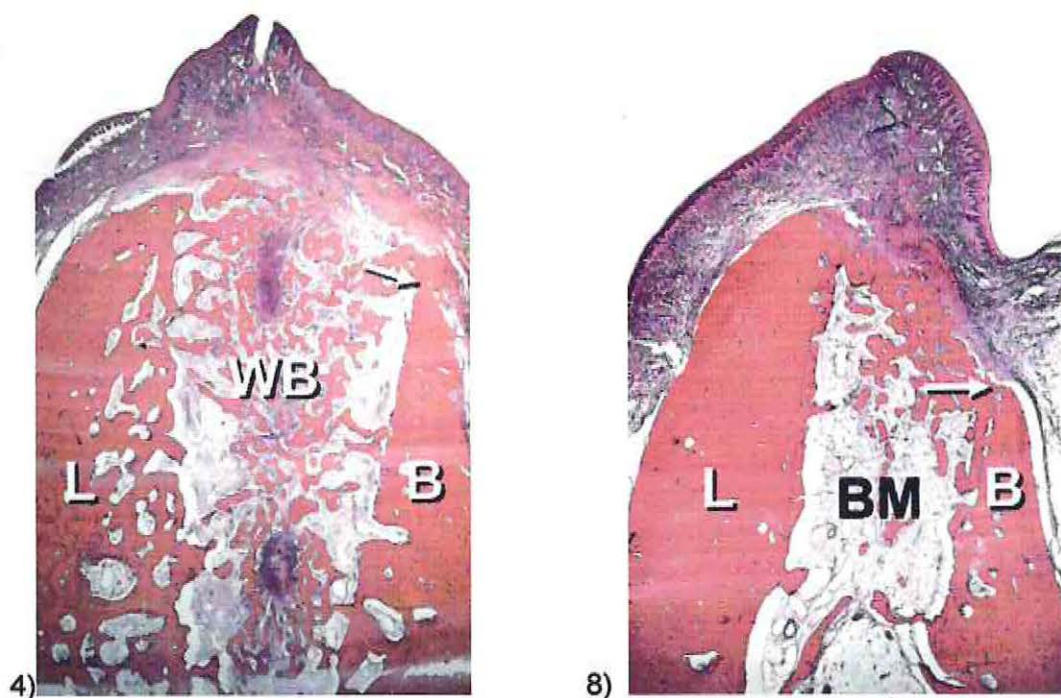


**Figura 1:** Hemisección y exodoncia de raíz distal de premolares en perros.

Se demostró que marcadas alteraciones dimensionales ocurrían durante las primeras 8 semanas después de la extracción. Además, durante este intervalo, se apreció una marcada actividad osteoclástica, conducente a una reabsorción de la región crestal de ambas tablas óseas, tanto vestibular como lingual. La reducción de la altura de la tabla ósea fue más pronunciada en la cara vestibular que en la cara lingual del alvéolo post extracción. La reducción en altura fue acompañada de una reducción horizontal, causada por osteoclastos ubicados en lagunas en la superficie vestibular y lingual de las paredes óseas.<sup>56</sup>

En la secuencia que se aprecia a continuación, se observan las alteraciones de las crestas óseas a 1, 2, 4 y 8 semanas post extracción. Nótese la marcada reabsorción de la tabla vestibular.





**Figura 2:** Secuencia de reabsorción de las tablas óseas a las 1, 2, 4 y 8 semanas.

L: lingual; B: vestibular; WB: Hueso inmaduro; BM: hueso maduro; C: coágulo; PM: Matriz Provisional

Teniendo en mente los procesos biológicos que determinan las modificaciones de los procesos alveolares después de una extracción dentaria, es de suma importancia para lograr un adecuado resultado funcional y estético, realizar un correcto análisis del sitio anatómico para una correcta selección del implante a instalar.

## **3.2. LAS BASES ANATÓMICAS PARA LA SELECCIÓN DE IMPLANTES**

### **3.2.1. ESTRUCTURA Y ARQUITECTURA ÓSEA.**

El clínico debe examinar el proceso alveolar en relación a la cavidad nasal, el piso del seno maxilar y el canal incisivo.

En general el canino ocupa una posición neutral entre las dos cavidades, mientras que los incisivos están debajo de las fosas nasales y los premolares y molares están debajo del seno maxilar. La relación entre los ápices dentarios y el piso de las fosas nasales depende de dos factores: la altura facial y el largo de las raíces.

En personas con un proceso alveolar corto y raíces largas, el incisivo central puede llegar hasta la fina cortical compacta que forma el piso de la cavidad nasal. Por lo que se deben hacer acuciosas mediciones antes de elegir el largo del implante. Los alveolos dentarios junto con las raíces son levemente más verticales que el eje mayor del reborde alveolar. Es así como la cara vestibular de las raíces están más cercanas a la cortical vestibular del reborde. Y así se encuentra una mayor cantidad de hueso esponjoso entre la cara palatina de las raíces y la cortical palatina del reborde.

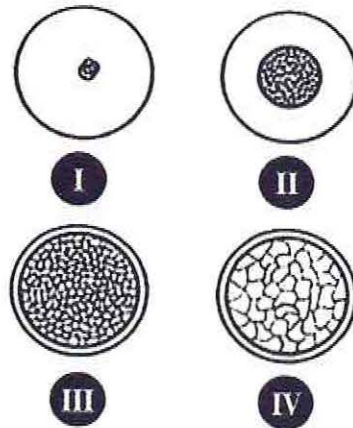
Como resultado la cortical vestibular es frecuentemente fracturada y colapsa durante la extracción dentaria y puede ser necesario una regeneración ósea para una mejor elección en el diámetro del implante y una correcta ubicación.

Ramas terminales del nervio nasopalatino y la arteria nasopalatina pasan por el canal incisivo por lo que hay que tener especial cuidado en esta zona. Autores han reportado dificultad en localizar este conducto al colocar implantes en la zona de piezas 8 y 9.

### **3.2.2. CALIDAD DEL HUESO DISPONIBLE**

La maxila tiene un hueso poroso en el aspecto labial, muy fino y poroso y cambiando hacia denso en la región nasal y cortical grueso en el aspecto palatino. El trabeculado es menos denso que en la mandíbula.

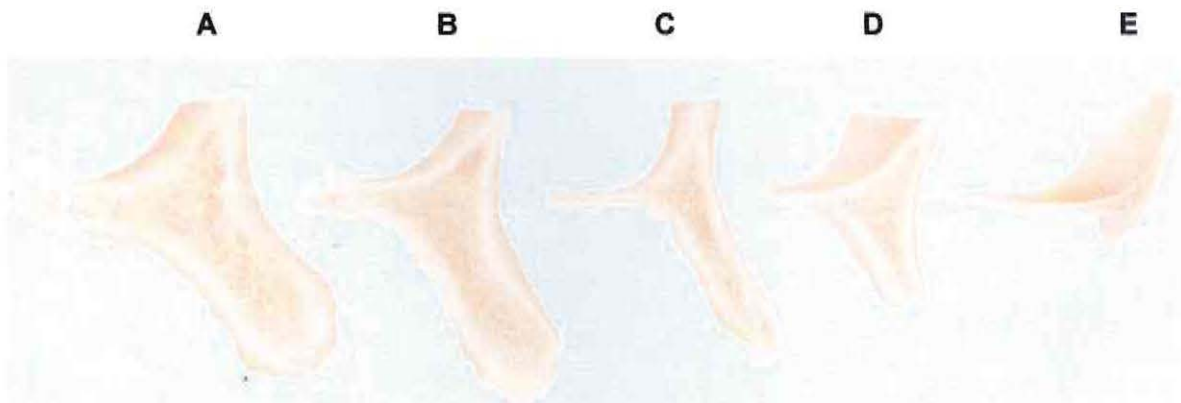
Clásicamente la calidad del hueso es clasificada en hueso tipo I,II,III y IV (Clasificación de Lekholm y Zarb, 1985). Tipo I con una cortical homogénea sin hueso esponjoso, tipo II algo de esponjoso y la mayoría hueso cortical, tipo III hueso esponjoso rodeado de una cortical de aproximadamente 3 o 4 milímetros y tipo IV hueso esponjoso de baja densidad rodeado de una capa extremadamente delgada de hueso compacto. Estudios han demostrado que en la maxila en la zona anterior y de premolares predomina el hueso tipo III.



**Figura 3:** Clasificación de Lekholm y Zarb

### 3.2.3. CANTIDAD DE HUESO DISPONIBLE

El hueso reacciona a la extracción dental remodelando su estructura, removiendo hueso en las superficies más bucales y depositando hueso en el alveolo vacío. Los factores que afectan la reabsorción ósea pueden ser clasificados en mecánicos, biológicos y anatómicos. Cinco grupos generales de diversas formas de rebordes fueron encontrados posteriormente a una extracción: (Figura 4).



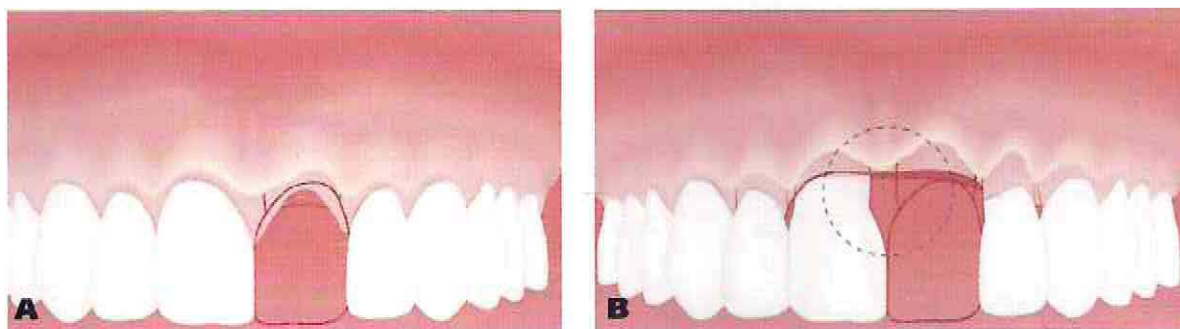
**Figura 4:** Diversas formas encontradas en el maxilar después de la extracción dentaria.

- A: La mayoría del reborde está presente.
- B: Reabsorción moderada ha ocurrido
- C: Reabsorción avanzada del reborde ha ocurrido y solo queda hueso basal.
- D: Algo de reabsorción de hueso basal ha ocurrido.
- E: Extrema reabsorción del hueso basal ha ocurrido.

### 3.3. ANATOMÍA Y MORFOLOGÍA DE LOS TEJIDOS BLANDOS

Las demandas estéticas para la región maxilar anterior han ido creciendo con el tiempo. En este sextante la dentición natural está rodeada por un margen gingival festoneado y papilas de forma piramidal. La arquitectura gingival está determinada principalmente por la anatomía del diente y la posición y tamaño de los puntos o áreas de contactos y todas estas características están enmarcadas por la línea labial.

Seibert definió las limitantes de los injertos de tejido blando en la zona anterior creando una clasificación para los defectos del reborde alveolar. Esta fue modificada por Palacci y Ericsson para definir la cantidad de pérdida vertical y horizontal de los tejidos duros y blandos del maxilar anterior. (Figura 5)



**Figura 5.** Clasificación de Palacci para la pérdida vertical y horizontal de tejidos blandos, tejidos duros o ambos, en la región maxilar anterior. En relación a la pérdida vertical, Clase I es una papila intacta o ligeramente reducida. **(A)**. Clase II presenta una pérdida limitada de papila. Clase III presenta una pérdida severa de papila. Clase IV representa la ausencia de papila **(B)**. En base a una pérdida horizontal, la Clase A muestra los tejidos vestibulares intactos o ligeramente reducidos. **(A)**. Clase B tiene una pérdida limitada de tejido vestibular. Clase C tiene una pérdida severa de tejidos vestibulares **(B)**. Clase D tiene una pérdida extrema de tejidos vestibulares y a menudo en combinación con una limitada cantidad de encía adherida.

Entonces es importante que el clínico tome en cuenta las consideraciones de los tejidos blandos incluyendo la altura papilar y la presencia de encía adherida para así cumplir con las demandas estéticas de cada paciente.

### **3.3.1. BIOTIPOS PERIODONTALES**

El fenotipo de los tejidos blandos (esto es forma y grosor) que rodea una corona puede ser definido como “biotipo periodontal”.

Investigaciones han descrito dos biotipos periodontales: El biotipo grueso-aplanado y el biotipo delgado-escalonado. Los distintos biotipos tienen tendencia a responder en forma distinta a la inflamación y el trauma quirúrgico. En un paciente con un periodonto delgado-escalonado, las intervenciones quirúrgicas y restaurativas envueltas en la terapia implantológica estética pueden resultar en algún grado de recesión de tejidos blandos. Además la delgada tabla vestibular está predispuesta a la formación de defectos secundarios a la remodelación y reabsorción ósea después de una exodoncia y/o terapia con implantes. Por otro lado, el biotipo periodontal grueso es más resistente a la recesión y reacciona a la terapia quirúrgica y restaurativa con formación de sacos. Este tipo de tejido está predispuesto a formar muescas y cicatrices que pueden poner en peligro los resultados funcionales y estéticos finales. Investigadores han evaluado el biotipo periimplante y categorizado como grueso o delgado, similar al biotipo periodontal.

### **3.3.2. CONCEPTO DE ANCHO BIOLÓGICO EN IMPLANTES DENTALES**

La unión dento-gingival fisiológica de dientes naturales incluye: la longitud del epitelio de unión, la longitud de la unión conectiva y la profundidad del surco. Esto también es conocido como “El ancho biológico”. El valor promedio del ancho biológico de dientes naturales es de 2.73 mm. El epitelio de unión que se forma en el implante es similar al de la dentición natural, con la excepción de que es más corto y delgado que el de un diente natural. Debido a la ausencia de la capa de cemento alrededor del implante, en la región supracrestal, más fibras de tejido conectivo están orientadas en una dirección paralela a la superficie implantar. Además investigadores han observado la presencia de una zona avascular de un ancho entre 50 a 100 micrones compuesta por un tejido conectivo denso de fibras circulares que están en directo contacto con el pilar del implante en el área supracrestal. El ancho biológico alrededor de los implantes puede tener una influencia significativa en las características de los tejidos blandos y depende de varios factores que incluyen el diseño del implante, presencia de diente adyacente y la calidad de los tejidos blandos. Por ejemplo, un implante con diseño de una sola pieza (monoblock) ha sido implicado en una más cercana imitación del ancho biológico de dientes naturales. Similarmente, el switching platform durante el periodo de oseointegración afecta el ancho biológico alterando la posición del microgap y controlando la pérdida de hueso circunferencial alrededor de los implantes dentales.



**Figura 6:** Diferencias entre el ancho biológico en torno a dientes naturales y en torno a implantes.

Además, es sabido que los implantes con plataformas escalonadas siguen la estructura ósea de los dientes maxilares anteriores y puede prevenir la reabsorción del hueso crestal interproximal durante el período de cicatrización.

Estos resultados pueden tener implicancias importantes cuando estamos vinculados con restauraciones implantológicas estéticas, considerando que el mantenimiento a largo plazo de la estética depende de que las dimensiones de los tejidos blandos permanezcan saludables y verticalmente estables en el tiempo.

### 3.3.3. EL CONCEPTO DEL CAMBIO DE PLATAFORMA (SWITCHING)

Históricamente los implantes de dos fases se han rehabilitado con elementos protésicos del mismo diámetro de la plataforma protésica. El concepto de cambio de plataforma fue inicialmente reportado por Lazzara y Porter quienes observaron que en los implantes de diámetros de 5 ó 6 mm rehabilitados con componentes protésicos de 4,1 mm de diámetro, se observaban menores cambios en la altura de la cresta ósea que los detectados con implantes rehabilitados con elementos protésicos del mismo diámetro. Este hallazgo radiográfico sugiere que el proceso biológico que ocurre después de la conexión del elemento protésico es alterado cuando la porción apical del pilar es más angosta que la plataforma del implante.<sup>36</sup>



**Figura 7:** Implante rehabilitado con un pilar de menor amplitud que su plataforma, cumpliendo con el concepto de cambio de plataforma (switching). Se puede apreciar la estabilidad del tejido óseo interproximal dos años después de elaborar la restauración definitiva.

Canullo y colaboradores hicieron un estudio para observar el comportamiento del hueso y el tejido blando utilizando el cambio de la plataforma en implantes inmediatos (postexodoncia) en alvéolos sin compromiso óseo y con carga protésica inmediata no funcional. Ellos encontraron que el cambio de plataforma puede proveer estabilidad al hueso periimplantar, así como, preservación del tejido blando y la papila para implantes con plataforma de 6 mm restaurados con elementos protésicos de 4 mm de diámetro.<sup>37</sup>

### 3.4. SELECCIÓN DEL IMPLANTE

El implante, considerado como el remplazo de la raíz dentaria debe generar un perfil de emergencia estético y por consiguiente proporcionar la armonía en la transición entre su diámetro y el contorno cervical de la restauración. El diámetro del implante es dictado por la anatomía de la raíz; en condiciones normales la cresta ósea se encuentra entre 1,5 y 2 mm apical a la unión cemento-amélica (UCA) del diente. De acuerdo con esta medida Saadoun y colaboradores proponen los siguientes datos para la selección del diámetro del implante con relación al diente faltante.<sup>21</sup>

Diente (mm)	Corona	UCA	2 mm de UCA	UCA	Implante recomendado
	M-D	M-D	M-D	B-L	Diámetro
Central	8,6	6,4	5,5	6,4	4,1, 4,3, 5,0
Lateral	6,5	4,7	4,3	4,7	3,25, 3,5
Canino	7,6	5,6	4,6	7,6	4,1, 4,3
Primer premolar	7,1	4,8	4,2	8,2	4,1, 4,3
Segundo premolar	6,6	4,7	4,1	8,1	4,1, 4,3
Primer molar	10,4	7,9	7,0	10,7	4,1, 4,3, 5,0, 6,0
Segundo molar	9,8	7,6	7,0	10,7	4,1, 4,3, 5,0, 6,0

**Tabla I:** Dimensiones mesiodistales y bucolinguales de los dientes superiores.

#### 3.4.1. BASES ANATÓMICAS PARA UN POSICIONAMIENTO ÓPTIMO DEL IMPLANTE

El alcance de la reabsorción del hueso alveolar que sigue a la extracción dentaria depende de varios factores, incluyendo presencia de enfermedad periodontal, trauma, tiempo después de la extracción y calidad del tejido óseo.

La reducción en ancho del reborde maxilar después de la extracción dentaria es mayor que la pérdida en altura. La severidad de la reabsorción también depende de si el paciente está usando

algún aparato protésico removible. La transformación de una clase esquelética I o II a una relación tipo III entre el maxilar y la mandíbula es rutinariamente visto en pacientes desdentados completos y puede afectar el resultado estético maxilar debido a la angulación de los implantes en el maxilar superior.

Procedimientos de regeneración ósea guiada (ROG) son utilizados en forma rutinaria antes o durante la colocación de implantes para aumentar el ancho y el alto del reborde alveolar. Materiales de injerto óseo particulado con o sin la utilización de membranas reabsorbibles o no reabsorbibles pueden ser usados para aumentar el tejido óseo, mientras que bloques de hueso fijados con minitornillos y barreras de membranas pueden estar indicados en áreas con defectos óseos de mayor extensión.

Usualmente la creación de hueso alveolar en altura es mucho más desafiante que la creación de hueso en ancho y es casi siempre necesario utilizar tejido óseo en bloque. Éste puede ser obtenido desde el mentón, la rama mandibular, la cadera o costilla del paciente o puede ser obtenido de un banco de hueso. Aunque es controversial, ha sido sugerido que el aumento de hueso vertical puede ser capaz de soportar al menos un implante de 10 mm con una relación corono-radicular de 1:1.

Uno de los principales requerimientos para la propuesta quirúrgica de ROG es la disponibilidad de tejidos queratinizados para cubrir la herida y para permitir la estabilidad del biomaterial. Las cicatrices del tejido a menudo dificultan el cierre de la herida e injertos de tejido blando tipo onlay o inlay pueden ser requeridos para cubrir el material de injerto óseo.

La posición tridimensional del implante está determinada por dos aspectos, uno el restaurador el cual debe permitir la reproducción de restauraciones estéticas y otro el biológico que establece que el implante debe ser colocado de tal forma que permita mantener la salud y la arquitectura tanto del tejido duro como del tejido blando.

En la mayoría de las situaciones que involucran la sustitución de un diente anterior, las consideraciones estéticas priman sobre las funcionales.<sup>5</sup>

Anteriormente la colocación del implante era "óseamente guiada" y su ubicación dependía del remanente óseo; actualmente el implante debe ser considerado como la extensión apical de la restauración y esta última debe guiar su colocación quirúrgica. Esto es conocido como implante "protésicamente guiado". Se puede entonces establecer que el implante debe ser colocado donde pueda ser restaurado adecuadamente.<sup>22</sup>

### 3.4.2. POSICIÓN ÁPICO-CORONAL

Esta posición parece ser el aspecto más crítico y los pacientes con deficiencia de tejido en este sentido son clasificados en un grupo de alto riesgo estético, periodontal y periimplantar.

Las ayudas diagnósticas incluyendo el encerado y la guía quirúrgica, constituyen elementos valiosos para la correcta colocación del implante.

La posición apicocoronal es requerida para enmascarar o evitar el metal del implante y del pilar. Los implantes con menor diámetro en su plataforma deben ser posicionados más profundamente en sentido apicocoronal que los de mayor diámetro para poder crear un perfil de emergencia gradual. En términos generales se puede decir que una posición más apical del implante puede implicar mejor estética pero también menos salud, ya que la cresta ósea se restablece 1.5 mm apical a la interfase implante-pilar en implantes de dos fases; mientras que una

posición más superficial del implante presupone menos estética (posibilidad de visualización del metal y la no obtención de un perfil de emergencia gradual) pero más salud.<sup>8,23</sup>

En pacientes sin recesión marginal se utiliza la unión cemento-amélica (UCA) como referencia para localizar apicocoronariamente la plataforma del implante; en los implantes de una fase debe estar entre 1 y 2 mm de la UCA (punto medio bucal) y en implantes de dos fases entre 3 y 4 mm de la UCA (punto medio bucal) de los dientes adyacentes.

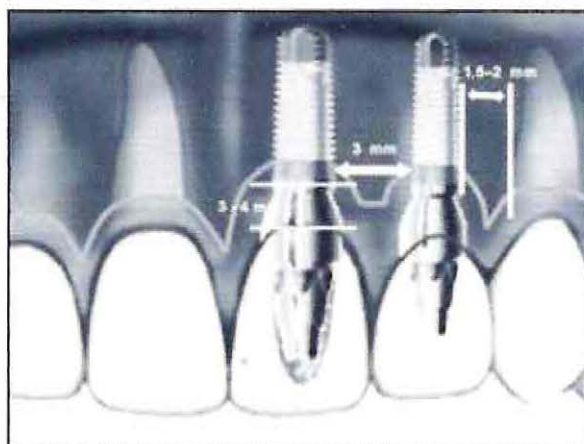
En los pacientes que presenten recesión gingival el punto medio bucal del margen gingival debe ser utilizado como referencia. Adicionalmente es necesario tener en cuenta que el margen gingival del incisivo lateral está ubicado ligeramente más incisal que en el central.

El incisivo central superior mide aproximadamente entre 6 a 7 mm mesiodistalmente y bucolingualmente a la altura de la unión cemento amélica, y un implante de 4 mm de diámetro en la plataforma necesita ser colocado 3 ó 4 mm apicales del margen gingival de los dientes adyacentes para obtener perfiles de emergencia naturalmente estéticos. Esta distancia vertical (3-4 mm) permite una transición gradual de 4 mm de la plataforma del implante a 6 ó 7 mm de diámetro en la porción cervical de la restauración para generar un aspecto natural. Los implantes que remplazan los incisivos laterales no necesitan ser colocados con la distancia vertical mencionada anteriormente ya que la dimensión mesiodistal a nivel de la unión cemento amélica de los dientes naturales es de 5 mm o menos, así que la transición gradual es más corta verticalmente.

Los errores en la colocación apico-coronal del implante traen serias implicaciones estéticas y biomecánicas.<sup>5</sup>

Un implante colocado muy coronalmente, no permite una transición natural en el perfil de emergencia y las restauraciones se verán más cortas que los dientes adyacentes. Un implante posicionado muy apicalmente mejorará en algo la estética si se compara con la situación anterior pero tendrá implicaciones en la salud de los tejidos circundantes.<sup>16</sup>

Los procedimientos de impresión, localización de la plataforma, asentamiento de los pilares se tornan más difíciles cuando los implantes están posicionados más apicalmente ya que existe la tendencia del tejido blando a colapsarse. Algunos autores recomiendan el uso de restauraciones atornilladas en vez de cementadas por el peligro de dejar restos de cemento cuando los implantes están posicionados muy apicalmente.<sup>24</sup>

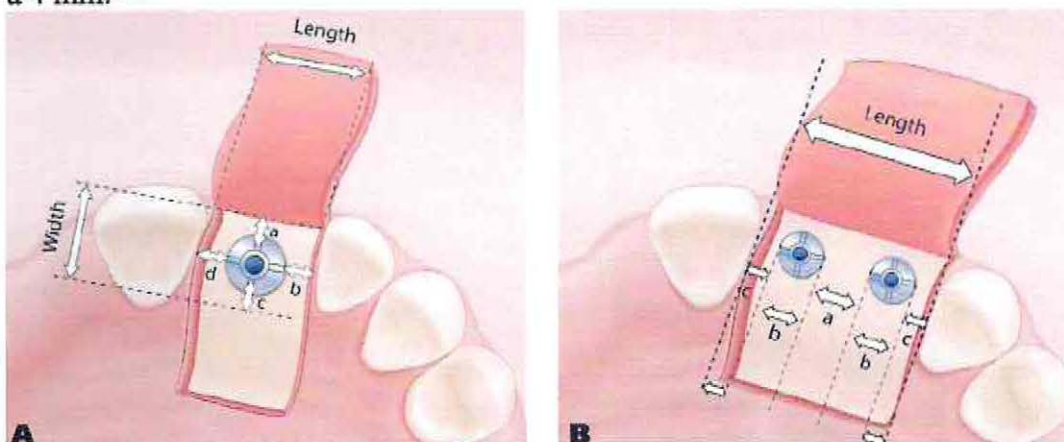


**Figura 8:** Posición ápico-coronal y mesio-distal de los implantes en la zona estética.

### 3.4.3. POSICIÓN MESIO-DISTAL DEL IMPLANTE EN EL TEJIDO ÓSEO

La posición adecuada del implante en la dimensión mesiodistal presupone un impacto directo en el resultado estético y en la integridad del tejido proximal; de esta forma la utilización de implantes cónicos reducen el potencial de daño a las estructuras adyacentes.

El implante debe ser colocado con una distancia mínima de 1,5 a 2,0 mm de la raíz del diente adyacente; menor distancia compromete la cresta alveolar y genera la pérdida de la arquitectura de la papila. Los contornos de la restauración final y el perfil de emergencia también se verán comprometidos. Cuando se trata de implantes múltiples la distancia entre ellos debe ser entre 3 a 4 mm.<sup>5,8</sup>



**Figura 9:** Cálculo de la distancia Mesio-Distal para seleccionar un apropiado diámetro implantario. **(A):** Un mínimo de 1.5 a 2 mm de espacio ( d y b ) es requerido entre el implante y el diente adyacente para una correcta oseointegración y disminuir los riesgos de dañar al diente vecino. **(B):** Un mínimo de 3 a 4 mm de espacio (a) es requerido entre dos implantes adyacentes para disminuir la pérdida ósea crestal. Este espacio es también importante para la fabricación de puntos de contacto entre las coronas.

En todo caso, una reabsorción en promedio de 1,04mm de la cresta alveolar ósea ha sido reportada cuando el espacio interimplantar es de 3mm o menos, comparado con 0,45mm cuando esta distancia es mayor a 3mm. Al calcular la distancia mesio-distal para seleccionar el diámetro del implante apropiado, uno también debiera considerar el espacio requerido para la fabricación de puntos de contacto entre coronas. Así, un mínimo de 1,5 a 2 mm de espacio es recomendado para obtener una estética óptima en conjunto con el espacio apropiado para la restauración protésica y sus aditamentos, además del espacio para mantener la salud y funcionalidad de los tejidos peri-implantares.

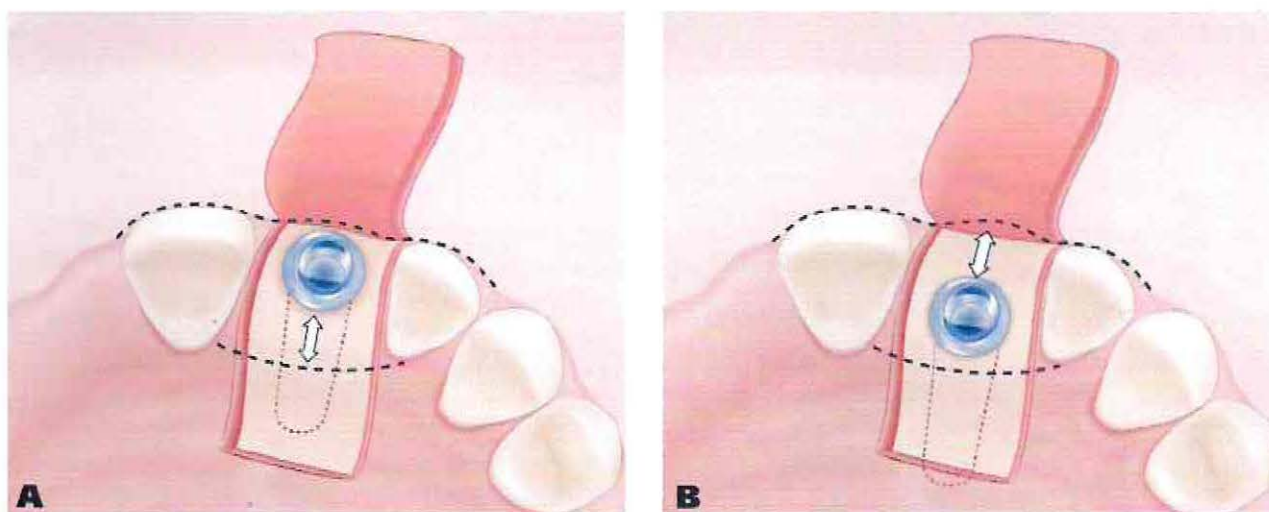
### 3.4.4. POSICIÓN BUCO-LINGUAL DEL IMPLANTE EN EL TEJIDO ÓSEO

Un implante colocado muy vestibularmente crea una dehiscencia en la cortical y por consiguiente una recesión gingival. El resultado será una restauración con sobrecontornos a pesar de que se utilicen pilares preangulados. El implante colocado en una posición muy palatina producirá una extensión vestibular (sobrelapado) el cual compromete la estética y la higiene. La adecuada posición bucolingual, simplifica los procedimientos protésicos, posibilita adecuado perfil de emergencia y además facilita la higiene oral.<sup>16</sup>

La tabla ósea vestibular debe tener espesor mínimo de 1 mm de forma tal que prevenga la recesión marginal y favorezca la estética.<sup>25</sup>

La deficiencia en la amplitud bucolingual requiere el aumento antes de colocar quirúrgicamente el implante de tal forma que pueda ser posicionado adecuadamente. Un implante de 4 mm de diámetro requerirá como mínimo 6 mm en la amplitud del reborde, considerando 1 mm a cada lado.

Se pueden mencionar tres guías para obtener posición bucolingual adecuada: la primera es ubicar la superficie vestibular de la plataforma del implante ligeramente hacia palatino de los bordes incisales de los dientes adyacentes; la segunda, la superficie vestibular de la plataforma del implante debe estar 1 mm hacia palatino del contorno óseo vestibular y, la tercera, deben existir 3 mm del centro de la plataforma hasta el contorno óseo vestibular. Con las guías anteriormente expuestas se puede deducir que cualquiera de ellas pretende dejar un mínimo de 1 mm de cortical vestibular.



**Figura 10:** Posición buco-lingual del implante. Grosor óseo con adecuado aporte vascular y correcta angulación del implantes para lograr un buen perfil de emergencia.

### 3.4.5. PERFIL DE EMERGENCIA

El perfil de emergencia de los implantes dentales depende de la angulación del cuerpo del implante y del estado de los tejidos periodontales. Los parámetros clínicos han sido reportados tempranamente debiendo ser considerados para una óptima emergencia de la restauración del implante. En resguardo de la angulación del implante, el cuerpo del implante debería ser colocado con una angulación menor a 25 grados, ya que lograr los requerimientos estéticos con angulaciones mayores se dificulta enormemente. La evaluación clínica cuidadosa de las características de los tejidos blandos -incluyendo la cantidad de queratinización de los tejidos, biotipo y forma papilar- se desarrolla antes de la cirugía de implantes.

Es importante recordar que el aumento de tejidos blandos no es posible sin el soporte de tejidos duros, por lo tanto una deficiencia del reborde en el sitio de implantación debería estar dentro de 3 mm de su contorno óptimo para permitir al clínico modificar los tejidos blandos adecuadamente. Para tener una localización ideal, los implantes requieren una colocación en el hueso de su plataforma de 3 a 5 mm desde la unión amelo-cementaria del diente adyacente. Además las paredes óseas bucales y linguales deberían tener al menos 1 a 2 mm de grosor.

### 3.5. PAPILA INTERDENTAL

La predictibilidad del éxito estético depende de la presencia de tejido al inicio del tratamiento. A mayor cantidad de pérdida de tejido óseo y blando, mayor será la dificultad para obtener resultados estéticos.

Los implantes únicos tendrán alto grado de predictibilidad sólo si los dientes adyacentes proveen una subestructura morfológica que mantenga adecuadamente la arquitectura gingival y papilar.<sup>5</sup>

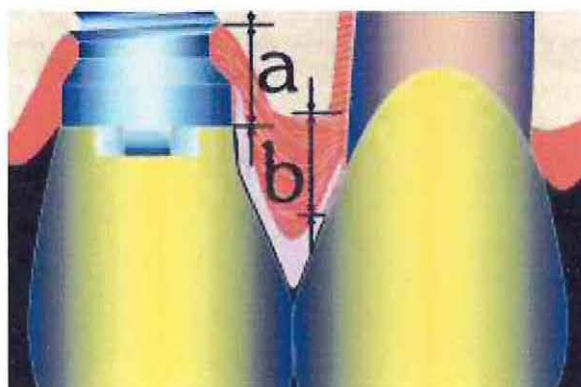
En el caso de implantes adyacentes la pérdida ósea tanto vertical como horizontal es mayor si la distancia entre sus plataformas es menor de 3 mm y es más difícil mantener o crear la papila entre dos implantes adyacentes, que entre un implante y un diente natural.

Cuando se van a colocar implantes múltiples en la zona estética, se deben seleccionar implantes de menor diámetro, teniendo en cuenta mantener 3 mm de separación entre ellos, en la interfase implante-pilar.<sup>17</sup>

Tarnow y colaboradores establecieron que cuando la distancia entre la cresta ósea y el punto de contacto dentario o protésico es de 5 mm o menos, la papila está presente en 100%, pero cuando es de 6 mm la papila estará presente en 55% y cuando es de 7 mm solo estará presente en el 25% de los casos.<sup>18</sup>

Papillary Height (mm)	Number	Percent
1	2	1.5
2	23	16.9
3	48	35.3
4	51	37.5
5	8	5.9
6	1	0.7
7	3	2.2
Total	136	100%

**Tabla II:** Distribución de la altura de la papila



**Figura 11:** El tejido interdental no tiene el mismo nivel de soporte en implantes (a) y en dientes (b).

El clínico debe tener la habilidad y el conocimiento para mantener y recrear la papila interdental entre dientes naturales, entre implantes y dientes y entre implantes.

La dificultad para crear papila, es mayor entre dos implantes. Para preservar el hueso interdental y por ende la papila la distancia horizontal o el espaciamiento entre ellos debe ser al menos de 3 mm; con distancias mayores no hay formación de papila y con distancias menores se presentará pérdida ósea interimplante.

El inconveniente para mantener o crear la papila entre los implantes se debe a que la amplitud biológica alrededor de los implantes es apical a la conexión implante-pilar (amplitud biológica subcrestal), mientras que en los dientes naturales la amplitud biológica es supracrestal. Se debe además a que la plataforma del implante en la zona estética es posicionada usualmente de 3 a 4 mm del margen gingival bucal. El tejido conectivo y la inserción epitelial no proporcionan soporte para la papila; es necesario tener en cuenta que sólo el tejido óseo interdental es el que soporta la papila.<sup>19</sup>

Algunas veces el remplazo de varios dientes con implantes permite el uso de una prótesis parcial fija con pónicos ovales que ayudan a soportar el tejido blando y dan la ilusión de papilas interdentes, particularmente cuando el grado de reabsorción ósea es mínima. Por otro lado, existen algunos autores que patrocinan la filosofía de usar un implante por diente faltante y esto puede tener efecto negativo en la zona estética ya que se ha establecido que el mantenimiento de

la papila entre implantes múltiples no es predecible. Un error que se puede ver en la práctica es el uso de cuatro implantes para remplazar incisivos centrales y laterales superiores. La colocación de dos implantes en la región de los laterales y la fabricación de una prótesis parcial fija con pónicos ovales en los centrales probablemente producirá una ilusión de papila que será más agradable

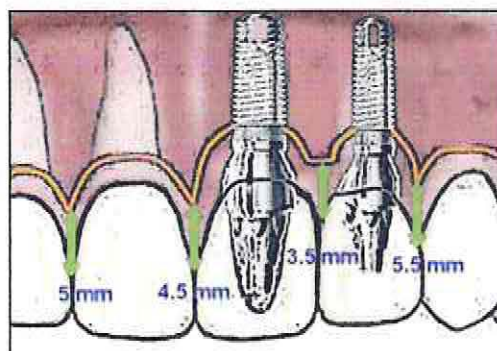
desde el punto de vista estético.<sup>5</sup>

Salama y colaboradores proponen unos valores de referencia de la distancia de la cresta ósea interproximal hasta el punto de contacto dentario o protésico (tabla III).

Relación protésica	Altura interproximal desde el punto de contacto hasta la cresta ósea
Diente-diente	5,0 mm
Diente-implante	4,5 mm
Implante-implante	3,5 mm
Implante-pónico	5,5 mm

**Tabla III:** Valores de referencia de la distancia de la cresta ósea hasta el punto de contacto interproximal.

Estos valores determinan el comportamiento de la papila interdental para diferentes situaciones protésicas. Conservando estas distancias, es más predecible la presencia de la papila interdental.<sup>20</sup>

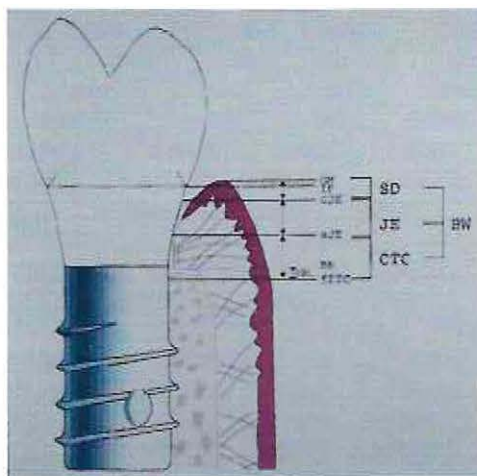


**Figura 12:** Comportamiento de la papila interdental en diferentes situaciones protésicas.

### 3.6. COMPORTAMIENTO DEL TEJIDO BLANDO

Tanto el hueso como el tejido blando periimplantar son muy similares al tejido periodontal y generalmente reaccionan de la misma manera ante la acumulación de placa y la sobrecarga oclusal. Como se mencionó anteriormente el espacio biológico alrededor del diente está localizado supracrestal mientras que en implantes se encuentra subcrestal; y la amplitud corresponde aproximadamente a dos milímetros para el diente y a cuatro milímetros para el implante.<sup>26</sup>

El espacio biológico en implantes tiene amplitud de 3 a 4 mm en sentido apicocoronal y está constituido por dos zonas: una de epitelio que mide aproximadamente 2 mm, mientras el resto está compuesta por tejido conectivo.<sup>27</sup>



**Figura 13:** Ancho biológico (BW) alrededor de un implante.

SD: Profundidad del surco; JE: Epitelio de Unión; CTC: Inserción Conectiva

En las fases de la cicatrización, la calidad y la estabilidad, así como la adherencia del coágulo de fibrina a la superficie de los componentes transmucosos, tienen un papel muy importante en la formación y posición de la unión epitelial.<sup>28</sup>

Teniendo en cuenta que no hay inserción de las fibras de tejido conectivo a la superficie del implante, la orientación de las fibras supracrestales es paralela a dicha superficie. Como consecuencia, la adherencia del tejido conectivo al implante tiene una resistencia mecánica pobre comparada con la existente en los dientes naturales. El tejido conectivo es considerado de vital importancia para proveer soporte al epitelio e impedir su migración apical. Si no hay estabilidad de la interfase tejido conectivo-implante podría generarse la migración apical del epitelio con aparición de recesiones marginales, formación de bolsas y pérdida ósea.<sup>29</sup>

La formación de una barrera transmucosa estable y efectiva, capaz de proteger las estructuras periimplantarias, depende de:

*a. La química del material.* El titanio, el zirconio y el óxido de aluminio son los materiales que muestran mejores resultados de integración con el tejido blando. Algunos materiales como el oro o la porcelana son menos compatibles y las resinas y otros polímeros no deben utilizarse.

*b. La topografía de la superficie.* La alteración de la superficie del titanio parece mejorar la formación de la red de fibrina que podría ser hipotéticamente positivo para la estabilidad inicial de la interfase e impedir la migración apical del epitelio. Diversos estudios *in vitro* e *in vivo* indican que la adherencia epitelial es menor en superficies rugosas, que en superficies maquinadas. Otros estudios en animales muestran que la presencia de microsurcos maquinados de dimensiones apropiadas localizados en el cuello del implante, mejoran el establecimiento del tejido conectivo e impiden la migración del epitelio.

*c. Componentes y conexiones del implante.* Varios autores coinciden en afirmar que retirar el pilar y luego volver a conectarlo en diferentes momentos en los implantes de dos fases, genera alteraciones en el establecimiento de la integración del tejido blando, aumentando el riesgo de pérdida ósea y retracción marginal. Resulta ventajosa la colocación de pilares definitivos inmediatamente después de la inserción quirúrgica del implante para evitar las situaciones anteriormente citadas. Con los implantes de una sola fase se facilita más la integración y la estabilidad del tejido blando.<sup>29</sup>

La invasión bacteriana puede ser más destructiva alrededor de implantes, dada la menor vascularidad del tejido periimplantar comparado con el tejido periodontal.<sup>26</sup>

### **3.7. PREVENCIÓN DE LA RECESIÓN MARGINAL**

Hace algún tiempo se reportó en la literatura que una pérdida ósea de 1 mm para el primer año y 0,2 mm por año en los subsecuentes, eran considerados como factores de éxito. Estos datos han perdido validez en los últimos tiempos, dado el entendimiento que se tiene hoy del comportamiento del tejido alrededor del cuerpo, la plataforma y los diseños actuales de muchos implantes.

La recesión del tejido blando alrededor de implantes de diámetro amplio es de aproximadamente 1,58 mm comparado con 0,57 mm alrededor de implantes de diámetro estándar. A pesar que los implantes de diámetro amplio permiten recrear mejor perfil de emergencia, es más prudente la utilización de implantes de diámetro estándar en la zona estética, para disminuir la posibilidad de adelgazar la tabla ósea vestibular a tal punto que se pueda presentar retracción del tejido blando.

Los cambios en los implantes se han centrado últimamente en el diseño del área cervical o collar, tendientes a prevenir o disminuir la recesión marginal del tejido. El diseño del implante en la zona cervical deberá estabilizar la cresta ósea ubicando las roscas y la texturización lo más cercano posible a la plataforma y el collar del implante debe cambiar de un cuello divergente, a uno de paredes paralelas.

Recientes hallazgos, aunque con poca valoración científica, sugieren que el cuello del implante debe dejarse supracrestal y debe estar cubierto por una superficie rugosa que presente microsurcos para preservar la arquitectura del tejido blando y disminuir la pérdida ósea marginal.

### 3.8. RESTAURACIONES PROVISIONALES

Las restauraciones provisionales permiten el remplazo estético y funcional de la dentición perdida, ayudando a dar forma al perfil del tejido blando, y pueden actuar como prototipos en la fabricación de las restauraciones definitivas.

Debido a las variaciones anatómicas en la forma y el tamaño de los dientes, así como en la arquitectura del tejido blando y del tejido duro; no existen componentes prefabricados con un perfil de emergencia universal, que se ajusten a las necesidades de cada situación individual y una restauración provisional bien elaborada, cumplirá en gran parte con los requerimientos anatómicos, biológicos, y estéticos.<sup>30</sup>

La restauración provisional puede ser colocada en el mismo momento en que se realiza la cirugía de instalación del implante (figura 14), o de forma tardía dependiendo del protocolo de cicatrización contemplado.<sup>31</sup>



**Figura 14:** A: Aspecto preoperatorio, diente 2.1 con "enenismo radicular" y pérdida ósea marcada. B: Exodoncia atraumática. C: Restauración provisional de carga inmediata no funcional. D: Nótese el aspecto del tejido perimplantario quince días después de la colocación del implante en 2.1.

La predeterminación favorece una planeación acertada del tratamiento que le permite al cirujano, al técnico dental y al protesista una visión anticipada de los resultados. Al incluir el concepto de implantes protésicamente guiados, los clínicos pueden mejorar las condiciones óseas y del tejido blando durante la fase quirúrgica; de tal manera que se genere un sitio ideal para el implante y la restauración final.<sup>32,58</sup>

### **3.9. CORRECCIÓN DE EVENTUAL POSICIÓN INADECUADA DEL IMPLANTE**

La posición del implante en el arco es un factor a ser considerado. En algunas situaciones, a pesar del planeamiento previo, las condiciones quirúrgicas pueden resultar en un comprometimiento de la posición y angulación del implante, pudiendo causar un efecto negativo para el resultado estético final de la restauración. Ese hecho debe, entonces, ser compensado en los procedimientos de laboratorio con la utilización de formatos de pilares especiales, angulados, para la corrección de la posición inadecuada del implante.<sup>64,89</sup> Por otro lado, la necesidad de la utilización de pilares angulados pueden perjudicar la obtención de un perfil de emergencia adecuado.<sup>94</sup> En el caso de implantes inclinados, se debe tener la precaución de durante la cirugía dejar la porción cervical del pilar subgingivalmente.

La necesidad de la utilización de pilares angulados genera una gran preocupación con relación a la transmisión de las fuerzas masticatorias para el implante y para el hueso. En un estudio experimental en monos, Celletti y cols.<sup>68</sup>, en 1995, evaluaron histológica y radiográficamente los implantes oseointegrados con pilares angulados y rectos, después de un año de función. Verificaron ausencia de cambios en el hueso adyacente a los implantes, observando también el no compromiso estético y funcional. En otro estudio sobre el efecto de la angulación de pilares protésicos en el hueso por análisis en modelo fotoelástico, fue mostrada una diferencia en la distribución de tensiones, cuando compararon pilares rectos, con 15° y 20° de angulación. Pero, según esos autores todos los pilares produjeron tensiones que parecieron estar dentro de la zona fisiológica del hueso.<sup>70</sup>

Los pilares angulados están disponibles en diferentes inclinaciones para abarcar las necesidades de cada situación clínica. Pero los actuales pilares personalizados rellenan mejor los requisitos estéticos individuales de cada caso.

### **3.10. CUIDADOS CON LA UNIÓN ENTRE EL PILAR Y LA CORONA**

La transición entre la encía y la porción cervical de la corona es una zona crítica. Si la cantidad y espesura del tejido blando no es suficiente para recubrir el color gris de un pilar de titanio, el color metálico va a perjudicar la estética, aún si una corona cerámica con aspecto natural es colocada sobre el pilar. Un pilar de color semejante al diente puede evitar ese efecto oscuro proporcionando una apariencia más agradable tanto para la restauración como para el tejido blando periimplantario. Pero, con la utilización de un pilar cerámico, a pesar de presentar un color semejante al del diente natural, la posibilidad de visualización de la unión entre el pilar y la corona en un término supragingival puede no ser muy estética. La coloración estandarizada del pilar puede quedar diferente a la del color de la corona.<sup>67</sup>

La utilización de pilares cerámicos tiene por objetivo conseguir el máximo de estética. La previsión de un buen resultado es siempre crítica. Lo importante es buscar los recursos de los materiales y de las técnicas para obtener mejor condición.

### 3.11. PILARES CERÁMICOS

La excelencia en la estética blanca y roja, que en los días actuales tiene gran importancia y puede ser el diferencial del resultado final, puede ser encontrada con la utilización de la nueva generación de pilares totalmente cerámicos. Los tipos disponibles son: Alúmina, Alúmina/Zirconio y Zirconio. Estos pilares pueden ser clasificados en: prefabricados y personalizados.

El primer pilar cerámico consistía de cerámica de óxido de aluminio densamente sinterizado y estaba disponible en solamente un formato, el cual requería ser individualizado mediante su preparación. Esos pilares de Alúmina, desarrollados por Nobel Biocare con el nombre de Ceradapt, fueron introducidos en 1993, para ser utilizados en restauraciones unitarias y prótesis parciales fijas.<sup>84,86</sup> Posteriormente otros materiales cerámicos fueron introducidos como: Cerámica basada en Alúmina/Zirconio infiltrada por vidrio<sup>89</sup> y óxido de Zirconio estabilizado con Itria.<sup>93</sup>

Los pilares de Alúmina son fabricados a través de óxido de aluminio densamente sinterizado. Actualmente son fabricados, torneados y, posteriormente, sinterizados. La Alúmina normalmente contiene la fase vítrea en los límites entre los granos cristalinos, lo que puede facilitar la retirada, o sea, el preparado por desgaste del material.

El Zirconio es un óxido que presenta tres fases polimórficas: monoclinica, cúbica y tetragonal. El zirconio puro, en temperatura ambiente, presenta la estructura monoclinica, estable hasta 1170°C, transformándose en la fase tetragonal a 2370°C. Sobre esta temperatura ocurre la fase cúbica del zirconio. Durante la confección de la pieza sinterizada, la fase tetragonal se transforma en monoclinica a aproximadamente 970°C. Esta transformación está asociada a expansión volumétrica alrededor del 3% al 4%. La itria es adicionada al zirconio para estabilización de la forma tetragonal en temperatura ambiente.<sup>83</sup> La preparación del pilar de zirconio provoca, en la superficie, una transformación de la fase tetragonal para monoclinica. La expansión volumétrica resultante provoca el refuerzo de la matriz por el mecanismo de formación de micro-grietas y refuerzo por transformación inducida por tensión. De esta forma, el pilar de zirconio exhibe mayor tenacidad a la fractura y resistencia mecánica cuando es comparado con las cerámicas convencionales.<sup>78</sup> Por otro lado, un preparado inadecuado y severo puede introducir fallas profundas que pueden actuar como concentraciones de tensión, disminuyendo la resistencia mecánica. Para los pilares de Alúmina una reducción excesiva para corregir su angulación puede causar una debilidad de las paredes axiales del pilar.<sup>62</sup> El ángulo creado entre el implante y la superficie vestibular del pilar cerámico debe ser inferior a 30°, a fin de evitar un desgaste excesivo de las paredes y consecuente fractura del pilar. Clínica y protésicamente existen dificultades en la determinación del límite de desgaste durante la preparación, sin comprometer las propiedades mecánicas de estos pilares. Según Boudrias y cols.<sup>67</sup>, el pilar de Alúmina, debido a su baja resistencia, es contraindicado cuando la altura y el espesor de paredes axiales son inferiores a 7 y 0,7 mm respectivamente. Las excelentes propiedades físicas del óxido de zirconio posibilitan la individualización de un pilar por desgaste, sin restricciones rigurosa, permitiendo así, la confección de restauraciones más estéticas.

	Resistencia de flexión	Tenacidad a la fractura	Tamaño de partículas
Óxido de zirconio 97%/ Alúmina 3%	900 a 1400 Mpa	7 a 10 Mpa	0,4 $\mu\text{m}$
Alúmina 99,5% pura	500 a 600 Mpa	4 a 5 Mpa	2,5 $\mu\text{m}$
Alúmina 35%/Zirconio 35%/ vidrio 30%	500 a 600 Mpa	4 a 5 Mpa	3 a 5 $\mu\text{m}$

**Tabla IV:** Propiedades mecánicas de los pilares cerámicos.

### **3.11.1. BIOCOMPATIBILIDAD DE LOS MATERIALES CERÁMICOS DE LOS PILARES**

Los tejidos, las estructuras protésicas y el medio bucal tienen un papel fundamental en la obtención y mantenimiento de la oseointegración de los implantes dentales. La acumulación de la biopelícula es considerada como una de las principales causas de falla en los implantes. Bacterias anaeróbicas y gran-negativas han sido observadas con frecuencia, asociadas a periimplantitis.<sup>87</sup> Otro factor de gran importancia es la composición del pilar intermedio que parece influir bastante en la formación y adherencia epitelial en la región donde el pilar se conecta con el implante. En un estudio con perros, de Abrahamsson<sup>61</sup> en 1998, se verificó que los pilares cerámicos de Alúmina permiten la formación y adherencia de tejido epitelial y conectivo alrededor de 1,5 a 2,0 mm de altura entre el nivel óseo y la mucosa periimplantar. La capa de superficie de las cerámicas es químicamente estable, resistiendo a la corrosión, por lo tanto, permiten que las células se desarrollen sobre la misma.

El óxido de zirconio es biológicamente compatible y es usado en componentes ortopédicos para el restablecimiento de la articulación de cadera<sup>69,83</sup> A través de un estudio *in vitro* e *in vivo* controlando y comparando la colonización bacteriana sobre las superficies de titanio grado 2 y zirconio<sup>88</sup> observaron que, de manera general, el zirconio acumuló menos placa que el titanio. Ese estudio incluyó un experimento *in vivo* para investigar la colonización precoz de la biopelícula, película de saliva, fuerza de retirada relacionada con el flujo salival, músculos y actividad masticatoria. Según el autor, el zirconio es un material propicio para la fabricación de pilares para implantes con un bajo potencial de colonización bacteriana. El titanio comercialmente puro es biocompatible, pero se discute la importancia de la utilización de pilares que puedan minimizar los procesos inflamatorios, favorecer la adherencia epitelial y proporcionar estética.

MATERIAL	NOMBRE COMERCIAL	FABRICANTE
Óxido de alúmina	Ceradapt Procera Alúmina personalizado	Nobel Biocare Nobel Biocare
Óxido de zirconio	Procera zirconio personalizado Pilar zirconio Ankylos Cercon Balance Friadent CeraBase ZiReal	Nobel Biocare Conexión Sistemas de Prótese Dentsply Friadent Dentsply Friadent 3i Implant Innovations
Óxido de alúmina y zirconio (In Ceram)	Pilar In Ceram Zirconio Componente In Ceram Straumann	Wilcos ITI

**Tabla V:** Pilares cerámicos disponibles en el mercado

### **3.11.2. INDICACIONES PARA LOS PILARES CERÁMICOS**

1. Cuando el implante no esté posicionado con una profundidad suficiente y el margen entre la corona y el pilar esté localizado en el nivel del tejido blando;
2. Cuando existe poca cantidad de tejido blando alrededor del implante, la estética puede quedar comprometida. En estos casos, los pilares cerámicos crean no solamente un correcto contorno a partir de la cabeza del implante, sino también corrigen el color;
3. Cuando hay necesidad de utilizar pilares angulados para la corrección de la posición inadecuada del implante;
4. Cuando la estética es primordial.

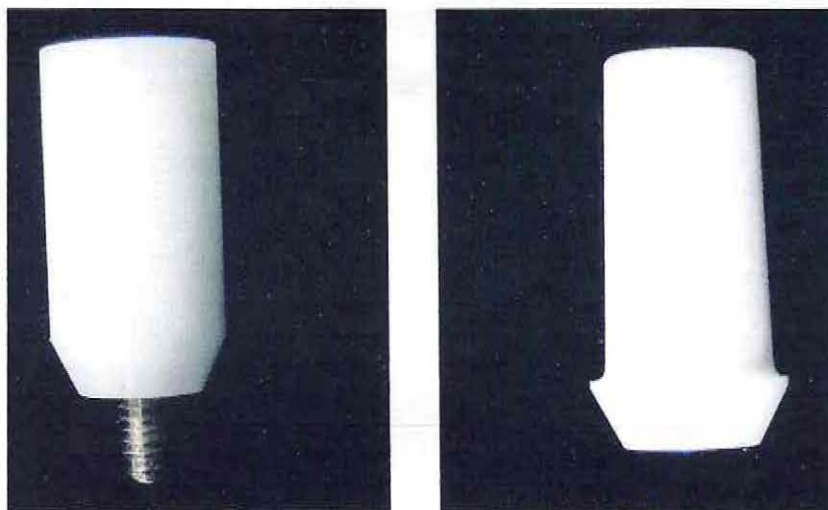
### **3.11.3. APLICACIONES CLÍNICAS**

Existen dos alternativas para la utilización de los pilares cerámicos:

1. El pilar cerámico es preparado como un diente natural sobre un modelo de trabajo y, posteriormente, fijado al implante con un tornillo para ajustes finales. Enseguida, la restauración es confeccionada para ser cementada sobre el pilar.
2. La porcelana aluminizada es aplicada directamente sobre el pilar cerámico para formar la corona final. La corona será entonces, retenida al implante a través de un tornillo.

### 3.11.4. PILARES CERÁMICOS PREFABRICADOS

Actualmente están disponibles en el mercado diferentes tipos de pilares cerámicos prefabricados (rectos y angulados), con dimensiones estandarizadas para ser preparadas según cada situación clínica. Los procedimientos clínicos son simplificados a medida que el desgaste se hace en el laboratorio, evitando el modelado definitivo tradicional con retracción gingival.



**Figura 15:** Pilares cerámicos prefabricados.

Ese procedimiento de desgaste puede presentar un inconveniente: Modificaciones del material cerámico, por medio de la preparación con alta rotación o discos sinterizados, pueden comprometer la resistencia del pilar a través de la introducción de pequeñas hendiduras. Se sabe que la calidad mecánica del zirconio está directamente relacionada con la capacidad de corte de las fresas<sup>79</sup> y que en materiales friables, la fractura puede ocurrir por un defecto o falla que propicia la propagación de una grieta al recibir la carga.<sup>90</sup>

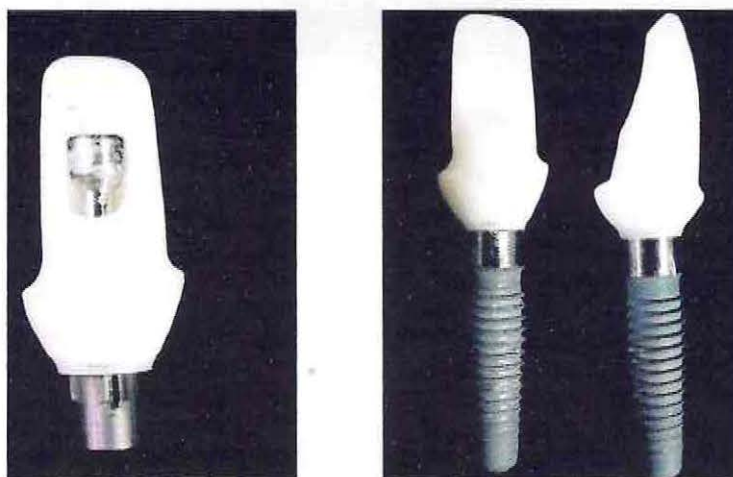
Para solucionar ese problema, los sistemas mecánicos de fabricación han sido utilizados para la realización de la individualización de los pilares prefabricados. La reciente aplicación de la tecnología CAD-CAM consiste en fabricar un pilar adaptado a cada situación clínica. Ese método fue inicialmente aplicado para pilares de titanio.<sup>66</sup> La técnica utilizaba el sistema Procera 3D CAD, un programa computacional que reproduce la posición del implante y permite el diseño de un pilar con forma e inclinación ideal. Esas informaciones son, entonces, transmitidas a un dispositivo que fabrica el pilar final en el cilindro de titanio. De manera general, los pilares de alúmina son más fáciles de preparar. En 1997, Wohlwend y cols.<sup>93</sup> relataron que la desventaja de la dificultad de desgastar el zirconio era minimizada por la existencia de un pilar que estaría disponible en una forma “verde”, o sea, parcialmente quemado, pudiendo ser desgastado más fácil y más rápidamente. Su sinterización final sería hecha después de la prueba clínica del pilar. Así siendo, el problema de la dificultad de desgastar un pilar de zirconio sería eliminado. Pero ese tipo de procedimiento no está siendo utilizado todavía, siendo necesarias más investigaciones para la viabilidad de ese proceso que parece ser muy ventajoso.

Con relación a la rugosidad superficial, después de la preparación, la superficie del pilar de Alúmina se torna significativamente más áspera que la del pilar de zirconio.

### **3.11.5. PILARES CERÁMICOS PERSONALIZADOS**

Recientemente el desarrollo de un proceso de fabricación para la individualización de pilares cerámicos ha sido un reto, a fin de eliminar la individualización por reducción y simplificar los procedimientos de laboratorio.<sup>75</sup> Los pilares personalizados de titanio, a través de contorno manual realizado por el técnico de laboratorio, fueron evaluados por Jemt<sup>76</sup> en 1998, que enfatizó la desventaja de los pilares estandarizados con relación a la obtención del contorno del margen gingival cuando hay un nivel diferente de altura de la encía alrededor de la superficie de la restauración. Un formato individual del pilar, así como su color, puede proporcionar una excelente estética adaptada a la situación anatómica existente, con un adecuado perfil de emergencia y soporte a los tejidos blandos.<sup>74</sup>

La disponibilidad de sistemas de alta tecnología como el CAD-CAM (computer-aided design and computer-aided machining) ha aumentado. Entre ellos, está el sistema Procera CAD-CAM, desarrollado en 1986, que produce coronas, prótesis parciales fijas y, actualmente, pilares para implante con excelente calidad. Con la evolución de los materiales se tornó posible la utilización de la tecnología CAD-CAM para las cerámicas. El desarrollo del proceso CAD-CAM permite la fabricación personalizada de pilares de titanio y cerámica de óxido de aluminio para implantes convencionales de hexágono externo. Una de las técnicas consiste en un encerado previo del pilar en el modelo de trabajo. La superficie del encerado es entonces, digitalizada y el pilar final es fabricado en la forma idéntica, en titanio.<sup>80</sup> En otra técnica, la posición del implante en el modelo es reproducida en una imagen virtual en la pantalla del computador con la utilización de un programa Procera 3D CAD donde la inclinación y el formato del pilar son determinados y diseñados según el eje longitudinal del implante, guiados por la superficie del diente adyacente. Es necesario un mínimo ajuste posterior, reduciendo, así el riesgo de dañar la estructura de la cerámica, proporcionando entonces para el pilar de óxido de aluminio personalizado un mejor pronóstico a largo plazo.<sup>75</sup>



**Figura 16:** Pilares cerámicos personalizados.

Actualmente, para la confección del pilar cerámico, utilizándose la tecnología ProCera 3D CAD, el formato del pilar es transmitido a un dispositivo de fabricación que moldea la cerámica de óxido de aluminio en una etapa inmadura (verde) para prevenir la ocurrencia de líneas de fractura. Se obtiene el pilar cerámico completo, con alta densidad, después de la sinterización final.<sup>67</sup>

En el caso de las coronas cementadas sobre pilares cerámicos personalizados, se tiene la facilidad en la retirada de los excesos de cemento, comparándose con los pilares prefabricados que poseen un collar de circunferencia y un hombro en altura predeterminada, donde la profundidad subgingival en las regiones interproximales es siempre mayor que la encontrada en las superficies vestibular y lingual.

### **3.11.6. CONSIDERACIONES SOBRE LA CEMENTACIÓN DE RESTAURACIONES SOBRE PILARES CERÁMICOS**

En la región anterior se ha dado preferencia a la utilización de coronas libres de metal. Considerándose que la luz pasa a través de la cerámica, el color de la infraestructura puede afectar negativamente la apariencia estética final de la restauración protésica<sup>82</sup>. Como la opción de utilizar el pilar cerámico está básicamente relacionado con la estética, es conveniente que se ponga sobre ese pilar una corona totalmente cerámica, a pesar de no estar contraindicado el uso de coronas con infraestructura metálica. Una corona de cerámica sobre metal con "coping" obtenido por electrodeposición puede ser una buena opción, pues proporciona estética extremadamente favorable debido al color áurico del "coping", además de tener una excelente adaptación marginal.<sup>72</sup>

Entre los sistemas cerámicos para la confección de infraestructuras de coronas libres de metal, están el sistema IPS Empress (cerámica vítrea a base de disilicato de litio, termoinyectada), el sistema In Ceram (alúmina, magnesio o Zirconio).

Algunos autores consideran importante la reversibilidad de la cementación y recomiendan la utilización de cementos temporales para la cementación de las coronas definitivas. Pero esos cementos, además de ofrecer poca retención, son muy opacos, causando interferencia en la transmisión de la luz, perjudicando así la estética.<sup>71,85,86</sup>

Cementos para una cementación final, como el ionómero de vidrio y el fosfato de cinc pueden ser indicados para las coronas de In Ceram y Procera.<sup>81</sup> Otros autores indican la utilización de cemento resinoso con un correcto tratamiento de la superficie interna de la corona, garantizando retención, durabilidad y estética.<sup>63,77</sup>

Los tratamientos de superficie, como chorro de óxido de aluminio y acondicionamiento con ácido hidrofúorhídrico con silanización, puede resultar en mayor resistencia de unión entre la cerámica y el cemento resinoso. Pero, en cerámicas feldespáticas, las leucitas y de disilicato de litio permiten que el ácido hidrofúorhídrico cree microrretenciones en su superficie, proporcionando así una mejor adhesividad, o sea, son cerámicas ácido-sensibles. Las cerámicas aluminizadas (In Ceram y Procera) son ácido-resistentes, o sea, sufren poca o ninguna degradación de la superficie por la acción del ácido.<sup>73,91,92</sup> Ese problema puede ser solucionado con la utilización de sistemas de chorro de sílice sobre la superficie de esas cerámicas ácido resistentes para promover una unión química entre el cemento resinoso, silano y la superficie cubierta de sílice.<sup>76,77</sup> Las cerámicas con zirconio, debido a su mayor dureza y superficie lisa, poseen una menor resistencia de unión, no permitiendo la unión micromecánica del cemento resinoso. Para esos casos, se puede recomendar la asperización con fresas de la superficie seguida de chorro de óxido de aluminio.

### 3.12. IMPLANTES INMEDIATOS

Después de la extracción dentaria ocurre cierta reabsorción ósea que no solo dificulta o imposibilita una correcta colocación y posición del implante sino que conduce a problemas estéticos durante la confección de la restauración final.<sup>38</sup>

Durante los primeros cuatro meses de cicatrización después de la extracción ocurren cambios en el reborde óseo y se presenta reducción tanto en sentido horizontal (vestibulolingual) como en sentido vertical (apicocoronal).<sup>39</sup>

Schropp y colaboradores, reportaron una reducción en la amplitud bucolingual cercana al 50% en un periodo de observación de 12 meses; ellos notaron que dos tercios (2/3) del cambio ocurrió en los tres primeros meses después de la extracción.<sup>40</sup>

El primer caso de implante inmediato reportado fue descrito por Schulte en 1976, usando una superficie de aluminio policristalino.<sup>41</sup>

La colocación de un implante inmediatamente después de la extracción dental puede ayudar a mantener la cresta ósea y desde el punto de vista protésico se puede posicionar más adecuadamente.<sup>42,43</sup> La técnica de implante inmediato ha demostrado tener éxito similar en cuanto a la predictibilidad cuando se compara con la técnica de dos fases.<sup>44,45</sup>

El tiempo que ocurre entre la extracción dentaria y la colocación del implante se puede clasificar de la siguiente manera:

CLASE 1: colocación inmediata del implante. Extracción dentaria y colocación inmediata del implante directamente en el alvéolo, sin incisión o con levantamiento del colgajo mucoperiostico concomitantemente con aumento óseo o regeneración tisular guiada (RTG).

CLASE 2: colocación temprana del implante. El implante es colocado de 6 a 8 semanas después de la extracción y la cicatrización del tejido. La RTG puede ser llevada a cabo en el momento de la extracción o durante la colocación del implante.

CLASE 3: colocación tardía del implante. El implante es colocado de 4 a 6 meses después de la exodoncia, con la preservación del reborde alveolar usando técnicas de injerto o RTG, en el momento de la extracción o concomitante con la colocación del implante.

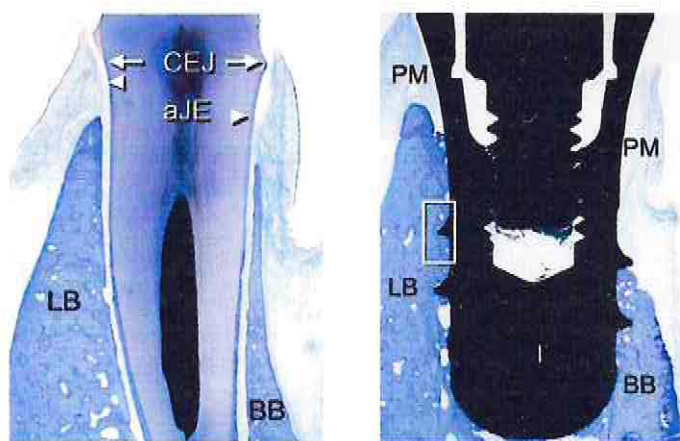
Las ventajas de la colocación inmediata del implante incluyen la reducción de los procedimientos quirúrgicos, la disminución del tiempo de tratamiento, la preservación de reborde alveolar, el mantenimiento de los contornos del tejido blando, la mejor colocación del implante, la simplificación del diseño protésico, el mejoramiento psicológico del paciente y también mejor oportunidad de oseointegración debido al potencial de cicatrización de un sitio de extracción reciente.<sup>41,46,47</sup>



**Figura 17:** A. Aspecto preoperatorio, resto radicular para exodoncia indicada. B. Colocación de implante inmediato con un pilar definitivo de zirconio simultáneamente. C. Nótese la estabilidad y configuración del tejido periimplantario tres meses después de la cirugía manejado con una restauración provisional. D. Restauración definitiva libre de metal en alúmina.

Evans y Chen en un análisis retrospectivo de 42 implantes inmediatos de diferentes marcas para reemplazo de diente único, con un promedio de seguimiento de 19 meses, observaron: que en 40,5% de los implantes se presentaba retracción de la mucosa marginal bucal de 1 mm o más, mientras que solo en 14,3% no se observó retracción. Otra observación importante descrita en este estudio estableció que los implantes colocados hacia vestibular, presentan tres veces más retracción que los implantes puestos en una correcta posición. La retracción fue observada tanto para periodontos gruesos como para periodontos delgados, aunque tiende a ser mayor en los delgados. No se observaron cambios significativos en la altura de la papila interdental.<sup>48</sup>

Araujo y Lindhe estudiaron el comportamiento de la tabla vestibular de la cresta ósea al instalar implantes inmediatos. Obsérvese la retracción vestibular en las imágenes siguientes.



**Figura 18:** Pérdida de tabla ósea vestibular al instalar implante inmediato.

LB: Hueso Lingual; BB: Hueso Vestibular; PM: Mucosa Periimplantaria; CEJ: Límite amelo-cementario; aJE: Unión Epitelial

Ellos concluyeron que la instalación inmediata de implantes no previene la reabsorción de la tabla vestibular.<sup>59</sup>

Dentro de las posibles desventajas de los implantes inmediatos se pueden mencionar la posibilidad de infección, la dificultad en el cierre del tejido, el riesgo de recesión en biotipos periodontales delgados y la no congruencia entre las paredes del alvéolo y la forma del implante.<sup>49,50</sup>

El espacio o la brecha entre el implante y la pared del alvéolo fresco se conoce como dimensión del defecto horizontal (DDH) o "distancia de salto".<sup>47</sup>

Varios estudios muestran que cuando la DDH es de 2 mm o menos, no se requiere la colocación de un relleno óseo o de una membrana,<sup>51</sup> otros establecen que los defectos como dehiscencias y fenestraciones se resuelven favorablemente con injertos óseos y membranas.<sup>40</sup>

Las membranas no reabsorbibles incrementan la probabilidad de infección posquirúrgica y requieren segunda cirugía para retirarla.<sup>52</sup>

Los estudios recientes han reportado alto porcentaje de éxito luego de restaurar provisionalmente los implantes únicos colocados inmediatamente después de la extracción en el área anterior del maxilar.<sup>9,53</sup>

Las indicaciones clínicas para el remplazo de dientes con implantes inmediatos incluyen: dientes deciduos retenidos, fractura dentaria vertical y horizontal, caries dental no restaurable (subcrestal), resorción radicular interna o externa, enfermedad periodontal no activa, fracaso endodóntico y pobre estética.<sup>9,54</sup>

Todas estas situaciones ofrecen la posibilidad de obtener estabilidad mecánica primaria ya sea preparando el lecho óseo de 3 a 5 mm más allá del ápice del diente extraído o adaptándose a las paredes laterales del alvéolo.<sup>47</sup>

Los implantes inmediatos en sitios de molares presentan el inconveniente de un difícil posicionamiento debido a la presencia del septum óseo interradicular y además de la inadecuada calidad ósea particularmente en el maxilar.<sup>55,60</sup>

### **3.13. FACTORES RELACIONADOS CON EL ÉXITO ESTÉTICO**

#### **3.13.1. COMPONENTES DE LA SONRISA ESTÉTICA**

Existen varios factores que tienen influencia en la estética facial y dental, mencionando entre ellos las proporciones dentarias individuales, la relación del labio inferior con las estructuras dentarias superiores (contacto, no contacto o cobertura), los diferentes tipos de sonrisa (alta, media o baja) y el número de dientes expuestos durante la sonrisa, entre otros.<sup>5</sup>

Uno de los aspectos que llama la atención con los estudios de Tjan y Miller y de Becerra y colaboradores es la similitud en los resultados obtenidos relacionados con los tipos de línea de la sonrisa, particularmente la línea de la sonrisa media: 10,5 % (alta), 64,94% (media), 20,48% (baja) y 36,78% (alta), 58,62% (media), 4,59% (baja) respectivamente. En cuanto a la relación de los bordes incisales superiores con el labio inferior, la relación de paralelismo 84,81 y 74,71%, la relación recta 13,88 y 18,39%, y la relación invertida 1,32 y 6,89%, respectivamente. Los datos citados anteriormente no deben ser interpretados como reglas cosméticas rígidas, pero la mayor frecuencia o mayor porcentaje en la población estudiada puede ser considerada como una guía para establecer una sonrisa típica o promedio con las características más predominantes.<sup>6,7</sup> Anteriormente el principal objetivo de la terapia con implantes era la salud y la supervivencia de los mismos; en la última década se incrementó la apreciación general por la estética y los pacientes demandan restauraciones más estéticas y funcionales.<sup>8</sup>

La creación de una restauración sobre implante que luzca naturalmente estética depende no solamente de la apropiada colocación del implante sino de la reconstrucción de una arquitectura gingival que esté en armonía con el componente labial y el facial.<sup>9</sup>

#### **3.13.2. COMPONENTE GINGIVAL**

Los aspectos gingivales en la sonrisa incluyen el color, la textura, el contorno, la altura y la simetría del margen gingival. La inflamación, la ausencia de la papila interdental y por consiguiente los nichos gingivales “vacíos” (triángulos negros), la asimetría de los márgenes gingivales, las recesiones marginales, son factores que comprometen la estética de este componente.

Los márgenes gingivales de los incisivos centrales normalmente están a un mismo nivel y si se continúa una línea hacia distal coinciden con los márgenes de los caninos, mientras que los márgenes de los laterales se ubican ligeramente más incisal que en los centrales.

La nivelación de los márgenes puede llevarse a cabo por medio de movimientos ortodóncicos de intrusión o extrusión o por medio de cirugía periodontal, dependiendo de la línea de la sonrisa, la longitud de las coronas clínicas y de los niveles marginales de los dientes adyacentes.<sup>10</sup>

La configuración tridimensional de la restauración, afecta la forma anatómica y el tono de la encía marginal de modo que protésicamente se puede moldear el tejido blando con provisionales, para generar mejores resultados en la restauración final. El sobrecontorno de la restauración provisional o definitiva en el tercio cervical (perfil de emergencia) puede producir una migración apical de los tejidos blandos, comprometiendo el resultado estético final.

### 3.13.3. COMPONENTE DENTARIO

Esencialmente existen tres formas dentarias que tienen influencia en la estética de la restauración; la forma cuadrada, la ovoide y la triangular.<sup>11</sup>

La forma cuadrada es la más favorable desde el punto de vista estético ya que permite el contacto proximal más largo y por consiguiente más estructura dentaria llenará el área interdental. La forma cuadrada y la ovoide proporcionan mayor contacto proximal y mejor estética, pero existe más riesgo de pérdida ósea vertical debido a que la cresta ósea es más delgada. Por otro lado la forma triangular crea el mayor riesgo para la formación de los “espacios negros” o los “triángulos negros” ya que el contacto proximal está localizado más incisalmente y requiere más tejido blando para llenar el área interproximal. Generalmente las formas triangulares requieren la modificación de los dientes adyacentes a los implantes por cualquiera de las modalidades restauradoras para obtener resultado estético aceptable.

La proporción dentaria individual se obtiene dividiendo el ancho de la corona (mesiodistal) por su longitud (gingivoincisal).<sup>12</sup> La relación más agradable desde el punto de vista estético para el incisivo central maxilar se obtiene cuando su diámetro mesiodistal corresponde entre el 75 y 80% de la longitud incisogingival;<sup>13</sup> así que por debajo del 75% el diente se ve estrecho y largo y por encima del 80% el diente se ve ancho y corto. Por otro lado la relación óptima entre centrales, laterales y caninos maxilares está precedida por la dominancia y la forma.

Mientras que Frush y Fisher enfatizaron en la necesidad de que los incisivos centrales maxilares tengan suficiente tamaño para dominar en la sonrisa, ya que cualquier composición está basada en la dominancia de un elemento sobre otro,<sup>14</sup> Levin, estableció que la relación más armoniosa entre los dientes es la “Proporción áurea”.<sup>15</sup>

### **3.14. MATERIALES RESTAURADORES**

Entre los materiales restauradores estéticos, actualmente la cerámica puede ser considerada la mejor elección para reproducir los dientes naturales. El uso rutinario de las restauraciones en cerámica es un acontecimiento reciente y su utilización promovió una nueva era en la Odontología estética, aunque este material restaurador tenga una historia antigua y utilización clínica contradictoria. El uso clínico de la cerámica se consagró a lo largo de su historia por presentar varias características deseables como sustituto de los dientes naturales, entre las cuales se destacan translucidez, fluorescencia, estabilidad química, coeficiente de expansión térmica cercano al de la estructura dentaria, compatibilidad biológica, mayor resistencia a la compresión y abrasión. Por lo tanto, se transformó en un material muy utilizado para la confección de restauraciones indirectas y también se encuentra en pleno desarrollo tecnológico, visto que nuevos materiales cerámicos han sido introducidos durante las últimas dos décadas.

El desarrollo continuo de las cerámicas dentarias ha traído a los clínicos y a los técnicos en prótesis dentaria, una variedad cada vez mayor de opciones para la confección de restauraciones cerámicas funcionales y altamente estéticas. Por mucho tiempo se buscó sustituir los materiales metálicos, principalmente en función de resultados estéticos. La confección de restauraciones metal free se tornaron posibles gracias al surgimiento de la odontología adhesiva y de cerámicas reforzadas, que mecánicamente son superiores a las tradicionales feldespáticas permitiendo nuevas alternativas y haciendo los sistemas cerámicos más versátiles.

La palabra cerámica proviene del griego "*Keramike*" que significa "sustancia quemada", es descrita como un material inorgánico, no metálico, fabricado a partir de materiales naturales, siendo su composición básica el feldespato, sílice, caolín, cuarzo, calcita, dolomita, magiecita, cromita, grafito y circonita. A partir de esta composición básica presente en los diferentes tipos de cerámica, es posible encontrar una variedad de cerámicas, desde simples cerámicas feldespáticas hasta sistemas que desenvuelven una alta tecnología en su confección, como la CAD/CAM.

En virtud de la gran cantidad de cerámicas disponibles en el mercado, es importante que el profesional conozca básicamente las etapas de producción de ese material, así como su composición, pudiendo entonces utilizarlo con mayor seguridad.

### 3.15. ¿ PORCELANAS O CERÁMICAS ?

En muchas ocasiones los términos porcelana o cerámica nos tienden a confundir. Las porcelanas se caracterizan por presentar básicamente en su composición caolín, feldespato y cuarzo. Inicialmente las primeras porcelanas utilizadas en odontología eran trabajadas en proporción de 50% de caolín, 25% de cuarzo y 25% de feldespato. El hecho de que las restauraciones de porcelana odontológica sean de pequeño tamaño, la plasticidad de la masa que es entregada por el caolín no es tan importante, a diferencia como lo es para piezas mayores (jarrones decorativos). Con las mejoras en la tecnología fue modificada la formulación de las porcelanas eliminando algunos de sus componentes, como el caolín. De esta forma la nueva formulación está compuesta principalmente por óxidos, como el de sílice ( $\text{SiO}_2$ ), de alúmina ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ ) y de potasio ( $\text{K}_2\text{O}$ ), entre otros.

En la actualidad los materiales utilizados en odontología poseen bajísima cantidad o ausencia total de caolín. Por tanto, el término correcto debería ser cerámicas odontológicas.

Los sistemas más recientes se fundamentan en el desarrollo de materiales cerámicos de infraestructura, en sustitución del metal, que asociados a las cerámicas de cobertura, pueden proporcionar excelentes resultados estéticos sin comprometer el comportamiento mecánico indispensable para garantizar la función de la restauración.

### 3.16. TRANSMISIÓN NATURAL DE LA LUZ

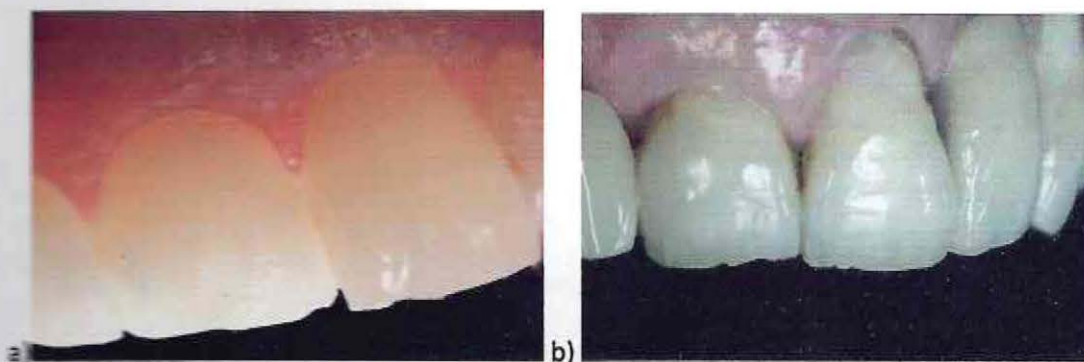
La estética natural de los dientes está en la dependencia de la interacción de la luz con las estructuras dentarias. Debido a una mejor transmisión de luz de los sistemas metal free en comparación con los sistemas metal cerámicos, el uso ha sido cada vez mayor.

Para los clínicos que practican Odontología Estética, existen tres fenómenos ópticos, que por sí mismos no participan directamente del proceso de generación del color, pero son parte de la dinámica de la luz del diente natural y por tanto influencia en el resultado final de una restauración. Entre estos fenómenos están la translucidez/opacidad, opalescencia y fluorescencia.

#### 3.16.1. Translucidez / Opacidad

La translucidez/opacidad es considerada uno de los factores relevantes al momento de la selección del material restaurador. La dentina humana es más opaca que el esmalte, y presenta un mayor grosor a nivel cervical, disminuyendo gradualmente en dirección incisal, donde presenta su área de mayor translucidez.

Por otro lado, el esmalte es más translúcido que la dentina y se presenta en variadas espesuras en las diversas regiones del diente, variando de 0,3 a 0,5mm a nivel cervical y de 1,2 a 1,5 mm a nivel incisal. Debido a su composición, el porcentaje de luz transmitida en el esmalte es mayor si se compara a la dentina. Basado en estos hechos, la calidad de los sistemas cerámicos debe apuntar a la dirección de los mejores resultados de translucidez/opacidad para reproducir la dentición natural.



**Figura 19:** A) Se puede observar la translucidez de los dientes de un adulto joven. Obsérvese que todo el diente es translucido, incluso los tejidos blandos permiten el paso de la luz intensa. B) Se puede observar la translucidez de los dientes de un adulto joven. Obsérvese que todo el diente es translucido, incluso los tejidos blandos permiten el paso de la luz intensa.

De acuerdo con el grado de translucidez/opacidad del sistema, estos pueden ser básicamente translucidos u opacos y depende de la correcta selección del material, que puede o no favorecer la obtención de un mejor resultado estético. Sistemas con alta translucidez como IPS Empress 2, podrían ser indicados sobre núcleos metálicos que ofrecen 1,5 mm de espacio, entre

tanto, es muy probable que por la translucidez del sistema, se observe una sombra gris del núcleo metálico bajo la corona. En estas situaciones, sistemas más opacos como Procera o In-Ceram pueden ser una mejor alternativa garantizando una alta estética. Otra situación sería una preparación dentaria en dientes vitales con un sustrato sin alteración de color, en este caso una alternativa de tratamiento podría ser la utilización de un sistema semitranslucido como el In-Ceram Spinell. En estos casos lo más correcto es la utilización de un vidrio ceramizado como el IPS Empress Esthetic, con el cual se podría garantizar una fantástica interacción de la luz con el remanente dentario y tejido gingival, promoviendo al conjunto excelentes resultados estéticos.

Como norma general, cuanto mayor el contenido de vidrio, mejor es la transmisión de luz del material, más sus propiedades mecánicas se ven disminuidas.

### 3.16.2. Opalescencia

Una de las características más interesantes del color de nuestros dientes es lo que conocemos como Opalescencia. Esta, se caracteriza por tonalidades de color azul o ámbar que aparecen con mayor o menor intensidad en los bordes translucidos incisales de los dientes anteriores.



**Figura 20:** Podemos observar la difusión azulada de un esmalte grueso de los incisivos superiores de jóvenes adolescentes; y anaranjada en la zona incisal más fina.

Este fenómeno puede ser observado en el tercio incisal y caras proximales de dientes anteriores, donde la estructura de esmalte se presenta en mayores espesores y de forma aislada, o sea, sin dentina de soporte. Estas áreas de alta translucidez se encuentran constituidas por partículas muy finas altamente mineralizadas y homogéneas en forma de cristales de hidroxiapatita, con una media de  $0,16 \mu\text{m}$  de largo y  $0,02-0,04 \mu\text{m}$  de grosor.

Los dientes poseen diferentes grados de opalescencia de acuerdo con la distribución de los cristales y de la incidencia de la luz. Esta observación clínica es relevante, pues este fenómeno debe ser reproducido en las cerámicas, para esto los dientes de los pacientes deben ser observados en diferentes ángulos para evidenciar y determinar las áreas opalescentes.

El efecto opalescente es obtenido en las cerámicas por la adición de cristales menores que la longitud de onda de la luz ( $0,4\mu\text{m}$ ), en algunas masas bastante translúcidas, porque para que ocurra el fenómeno hay necesidad de que haya un completo paso de luz. Los cristales adicionados normalmente son el óxido de titanio, óxido de zirconio y óxido de estaño.

### 3.16.3. Fluorescencia

La fluorescencia es la propiedad de algunas sustancias para emitir luz cuando son expuestas a radiaciones de alta energía como la ultravioleta. Estas radiaciones son absorbidas por las moléculas que componen el material, excitando los electrones, este exceso de energía es transformado y eliminado por las moléculas en forma de luz visible. Todo el proceso es muy corto con un tiempo inferior a  $10^{-5}$  segundos.

Los dientes naturales emiten una fuerte fluorescencia bajo la acción de una emisión de luz UV. Estas propiedades los hacen ser más blancos y más brillantes bajo la luz del día, dando al diente natural un aspecto más vivo. La emisión de luz se encuentra en la longitud de onda entre 440 - 455nm. La fluorescencia es una característica inherente al diente y contribuye con la naturalidad y minimiza el efecto metamérico, permitiendo la apariencia vital del diente humano.

Este fenómeno es una característica importante del punto de vista estético, porque está directamente relacionado a la respuesta de la luz cuando interactúa con los dientes naturales o la cerámica. Así mismo, es parte de las características estéticas necesarias en un material y que dice relación a la calidad del material restaurador, no todas las cerámicas poseen estos componentes fluorescentes en su composición.

### 3.17. MATERIALES CERÁMICOS

Las cerámicas, por presentar estética excelente, han sufrido cambios estructurales con la finalidad de hacerlas más resistentes y poder utilizarlas como material restaurador, sin la necesidad de ser asociadas al metal.

La cerámica odontológica convencional es una cerámica vítrea que posee como principales componentes químicos, minerales cristalinos, tales como el feldespato, cuarzo, alúmina (óxido de aluminio) y, eventualmente, caolín en una matriz vítrea.

La aplicación de la cerámica en la odontología fecha de 1774 con el farmacéutico Aléxis Duchateau, que insatisfecho con sus dentaduras de marfil, decidió sustituirlas por otras hechas de porcelana.

Con el pasar de los años, las cerámicas odontológicas se fueron modificando, principalmente a partir de 1985, con el lanzamiento de dos marcas comerciales, Mirage y Cerinate, que presentaban como característica una mayor resistencia mecánica cuando son comparadas con las cerámicas existentes hasta entonces.

En la actualidad, podemos indicar el uso de restauraciones cerámicas *metal-free* en restauraciones individuales en dientes anteriores y posteriores, así como en prótesis fijas.

Pero, para tener éxito en nuestro trabajo clínico, es indispensable conocer algunos puntos importantes en la clasificación del material cerámico odontológico, principalmente con relación a sus propiedades mecánicas, sus indicaciones y sus limitaciones.

#### 3.17.1. CERÁMICAS FELDESPÁTICAS

Es la más utilizada y tradicional de las porcelanas, a partir de ésta fue posible el desarrollo de todas las cerámicas existentes en la actualidad. Su composición básica es caolín (en muy baja proporción), feldespato y cuarzo. El primero es un silicato de aluminio hidratado que se encuentra en baja cantidad y su principal función es de aglutinante, permitiendo la manipulación y modelación antes de la quema. El feldespato es el componente de menor punto de fusión y constituye cerca del 75 al 85% de la composición final. Químicamente es una mezcla de potasio silicato de aluminio y sodiosilicato de aluminio. Cuando es fundido a altas temperaturas (1200-1250°C), esa fusión incongruente del feldespato lleva a la formación de un vidrio líquido y de cristales de leucita ( $K_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 4SiO_2$ ). La masa fundida es enfriada bruscamente para mantener el estado vítreo, que está formado por sílice ( $SiO_2$ ), obteniendo una masa sólida. Luego del enfriamiento la masa es molida hasta el estado de polvo, conocido como *frit*. De esta forma la cerámica feldespática posee 2 fases: una vítrea, responsable básicamente de la translucidez del material, y una cristalina que entrega resistencia.

A esta nueva estructura también pueden ser incorporados como refuerzo óxido de silicio (65%), óxido de potasio (15%), entre otros. También son utilizados pigmentos para reproducir la apariencia dentaria, como por ejemplo, óxidos blancos opacificadores ( $SnO_2$ ,  $TiO_2$ ), óxidos metálicos como fierro o níquel (marrón), cobre (verde), magnesio (gris) y cobalto (azul).

El cuarzo es la forma cristalina de la sílice y sirve como base de las cerámicas. Éste permanece estable durante el proceso de sinterización y su función principal es proveer refuerzo a la estructura.

Las cerámicas feldespáticas poseen en su composición un contenido inherente de leucita. Aquellas que son utilizadas para restauraciones metalocerámicas poseen una proporción alta de feldespato, lo que resulta es una cerámica con un contenido mayor de leucita, favoreciendo el coeficiente de expansión térmico y consecuentemente su compatibilidad para la aplicación sobre el metal. También se encuentran en el mercado cerámicas de baja fusión como Finesse (Dentsply/Ceramco) y AllCeram (Nobel Biocare) que funden y sinterizan a temperaturas muy bajas debido a la reducción del contenido de leucita y/o cristales de leucita más finos, lo que resulta en una cerámica con un bajo potencial de abrasión del diente antagonista.

La cerámica feldespática se define como un vidrio no cristalino basado en la sílice ( $\text{SiO}_2$ ) y en el feldespato de potasio ( $\text{K}_2\text{O} \cdot \text{Al}_2\text{O}_3 \cdot 6\text{SiO}_2$ ) o feldespato sódico ( $\text{Na}_2\text{O} \cdot \text{Al}_2\text{O}_3 \cdot 6\text{SiO}_2$ ). Vidrio, opacificadores y pigmentos son adicionados para controlar la fusión, temperatura de sinterización, coeficiente de expansión térmica y solubilidad. Se clasifican en: alta fusión ( $>1300^\circ\text{C}$ ); media fusión ( $1101\text{-}1300^\circ\text{C}$ ); baja fusión ( $850\text{-}1100^\circ\text{C}$ ); y ultra baja fusión ( $650\text{-}850^\circ\text{C}$ ).

Dentro del grupo de cerámicas feldespáticas podemos encontrar las cerámicas feldespáticas de hombro, que han mejorado considerablemente la estética de las restauraciones metalocerámicas por causa de la profundidad aumentada de la translucidez en la región cervical. Poseen una temperatura de fusión de  $20$  a  $30^\circ\text{C}$  más alta que la cerámica de cuerpo, así con mayor resistencia para el flujo pirolástico, lo que propicia mínima distorsión de la restauración durante la cocción.

Usualmente son comercializadas como polvo, pero también están disponibles en bloques para ser utilizados en el sistema Cerec CAD/CAM (Sirona Dental Systems).

La estética que se puede obtener con este tipo de material es satisfactoria, pero su estructura amorfa presenta baja resistencia a la fractura principalmente en aquellas regiones que están expuestas a alto estrés masticatorio. Es por esto, que generalmente encontramos este tipo de porcelanas asociadas a una estructura metálica.

Las restauraciones de cerámica sobre metal han sido utilizadas con éxito clínico desde su introducción en 1956 por Brecker.<sup>102</sup> Aunque las restauraciones metalo-cerámicas hayan sido modelos para la confección de restauraciones unitarias o múltiples, diversos factores han sido relatados como desventajas. Deficiente estética, dificultad de obtener translucidez, margen metálico visible, principalmente en regiones anteriores y biocompatibilidad insuficiente son las mayores desventajas de ese sistema. De esa manera, la exigencia estética generó cambios en el tipo y retención de la preparación protésica para lograr espacio para la infraestructura metálica, así como para la cerámica de cobertura. En el intento de conseguir estética más aceptable, la estructura en metal fue reducida por la eliminación del borde metálico en el hombro de la preparación.<sup>115</sup> A pesar de todos los cambios, en algunas situaciones las restauraciones de cerámica sobre metal todavía no presentan resultados estéticos satisfactorios. De esa manera, mucha atención ha sido dada a la confección de restauraciones sin la presencia del metal.

En el intento de utilizar restauraciones cerámicas sin la presencia de metal, Melean y Hugles<sup>127</sup>, en 1965, desarrollaron una cerámica en la cual un aumento de la fase cristalina resultó en la cerámica aluminizada. Su composición es semejante a la cerámica feldespática, pero la diferencia marcada es la incorporación, en peso, del 40% al 50% de cristales de alúmina a la fase vítrea. Eso resultó en el aumento de la resistencia del material de 120 a 180 MPa, aproximadamente el doble de la resistencia de la cerámica feldespática.

En las últimas dos décadas, nuevos materiales y técnicas de confección han sido desarrollados con el objetivo de aumentar la resistencia y la estética para la región anterior y posterior. Algunos sistemas totalmente cerámicos son resumidamente descritos a continuación:

### 3.17.2. DICOR

El material cerámico Dicor (Dentsply) fue desarrollado por Grossman (Corning Glass Works) e introducido al mercado en el inicio del 80, con el 45% de cristales de mica tetrasilice con flúor fundido e la temperatura de 1350°C a 1400°C. El proceso de fundición se realiza por la combinación de la técnica de cera perdida e inyección del vidrio fundido mediante centrifugación. Después de la confección, ocurre el proceso de recristalización a través de un tratamiento térmico controlado, permitiendo el crecimiento de cristales (mica) en la estructura del material y aumento de la resistencia.<sup>107</sup> Ese material era indicado para confección de coronas anteriores y posteriores, inlays, onlays y carillas laminadas, en el cual se aplicaban pigmentos en la superficie externa para obtener el color deseado. Los pigmentos también podían ser removidos tanto por la profilaxis diaria como por la aplicación de flúor fosfato acidulado en función de la menor estabilidad química de la cerámica de pigmentación, comprometiendo la estética. Para solucionar ese problema, el material también podía ser utilizado como infraestructura, sobre el cual es aplicada la cerámica feldespática por la técnica de estratificación, resultando en un material de cobertura más estable.<sup>97</sup> La resistencia de ese material es de cerca de 90 a 120 MPa.<sup>113</sup> No obstante, estudios clínicos mostraron alta tasa de fractura de las coronas Dicor en regiones posteriores (35 a 64%) como consecuencia del exceso de microgrietas.<sup>113,149</sup>

### 3.17.3. OPTEC HSP

Optec HSP (Jeneric/Penaron, Inc.) es una cerámica feldespática reforzada por alto contenido de leucita e indicada para la confección de coronas unitarias, inlays y onlays. Como una cerámica feldespática convencional es procesada en el laboratorio a través de la condensación sobre modelos refractarios y sinterización.<sup>121</sup> Contiene más del 45% de cristales de leucita tetragonal en una matriz de vidrio, el cual es mayor que muchos otros sistemas reforzados por leucita o cerámicas para restauraciones metalocerámicas.<sup>107,121</sup> De esa manera, posee alto módulo de ruptura y resistencia a la mayor compresión que las cerámicas feldespáticas convencionales. La resistencia a la flexión está entre 120-130 MPa, permitiendo que en un periodo de evaluación de 8 meses ninguna fractura haya ocurrido en 205 inlays.<sup>121</sup>

### 3.17.4. HI CERAM

Este material totalmente cerámico fue una de las primeras cerámicas de vidrio reforzadas con alúmina desarrollada por Vita (Vita Zahnfabric, Bad Sackingen, Germany). Las partículas dispersas de alúmina en una matriz de vidrio representa la principal fase de refuerzo cristalino. El cuerpo cerámico es sinterizado directamente en un modelo refractario a altas temperaturas, reproducido a través de la duplicación del modelo de trabajo. Sobre la infraestructura opaca se aplica la cerámica de cobertura libre de leucita Vitadur N o Vitadur Alpha (Vita Zahnfabric, Bad Sackingen, Germany), proporcionando una resistencia a la flexión de 140 MPa.<sup>135</sup>

### 3.17.5. SISTEMAS CERÁMICOS INFILTRADOS POR VIDRIO

Estos sistemas se basan en la confección de una infraestructura en alúmina porosa, que posteriormente se infiltra por vidrio. Una cerámica feldespática compatible térmicamente es aplicada por la técnica de estratificación para terminar la restauración. El sistema In Ceram infiltrado por vidrio se divide en tres diferentes productos: In Ceram Alumina, In Ceram Spinell e In Ceram Zirconio y el otro es el Sistema Techceram.

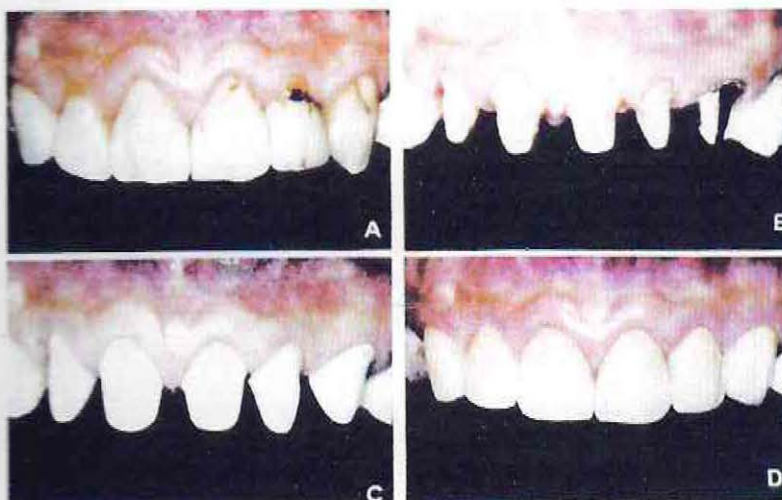
#### 3.17.5.1. IN CERAM ALÚMINA

En 1985, Sadoun introdujo en el mercado el sistema In Ceram Alúmina (Vita Zahnfabric, Bad Sackingen, Germany) con coping o infraestructura infiltrada por vidrio, con el 70 al 85% de partículas de alúmina,<sup>110,121</sup> indicadas para confección de coronas unitarias anteriores, posteriores y prótesis parcial fija de tres elementos anteriores hasta canino.

Se delimita el margen del troquel de yeso especial, se aplica el sellado y, con ayuda de pincel, se aplica la cerámica aluminica In Ceram, preparada de la siguiente manera: se mezcla 38 gramos de polvo con 5 ml de agua deionizada, además de la aplicación de 1 gota del agente dispersante para obtener mezcla homogénea. Se divide el polvo en tres partes: la primera parte se manipula en un tubo de vidrio con la ayuda de una espátula de vidrio y, en seguida, puesta en el vibrador con agua helada por 2 minutos. Las otras dos partes son sometidas al mismo procedimiento, pero vibradas por 2 y 7 minutos, respectivamente. Después de la manipulación, se aplica vacío por 40 segundos para remover las burbujas de aire. Se aplica el santónico (suspensión de óxido de aluminio) sobre el troquel de yeso especial, con pincel dando forma al coping o infraestructura del diente, seguida de la aplicación del estabilizador.

El coping o infraestructura es conducido al horno según los ciclos de quema: 6 horas a 120°C para remover el agua y los agentes aglutinantes; elevación de la temperatura a 1120°C, por 2 horas, manteniendo por 2 horas más para producir una aproximación de las partículas y promover mínima contracción. Terminado el procedimiento de quema, se realiza el ajuste del coping o infraestructura y se aplica sobre la superficie externa el vidrio aluminosilicato de lantano mezclado con agua con auxilio de un pincel, con la finalidad de rellenar los poros de la alúmina. Se pone el coping o infraestructura sobre la lámina de oro/platino y es llevada al horno

para quemar por 30 minutos a 200°C y 4 a 6 horas a 1100°C. El vidrio se funde y penetra por capilaridad dentro del coping. Después de la quema del vidrio, el exceso que permanece sobre la superficie es removido con una punta cilíndrica diamantada, chorro de partículas de óxido de aluminio (35 a 50  $\mu\text{m}$ ) seguido de la quema por 10 minutos a 960°C sin vacío. La finalización de la restauración se completa con la aplicación de la cerámica Vitadur Alpha sobre el coping o infraestructura dando forma final al diente, caracterización con satín, glaze y fijación al diente. Los valores de resistencia a la flexión varían de 450 – 600 MPa.<sup>106,117,139,151</sup> Estudios clínicos con evaluación de 7 años mostraron el 97% de éxito para coronas unitarias anteriores y posteriores y prótesis fija anterior.<sup>120</sup> Otro estudio mostró el 98% de éxito para 4 años de evaluación en 68 coronas unitarias posteriores y 28 anteriores.<sup>134</sup>



**Figura 21:** Rehabilitación con coronas In Ceram Alúmina

A) Situación Inicial, B) Incisivos anteriores superiores y caninos preparados para coronas totales, C) Prueba de los copings de alúmina, D) Coronas totales In Ceram Alúmina cementadas.

### 3.17.5.2. IN CERAM SPINELL

In Ceram Spinell es una cerámica compuesta por alúmina y magnesio ( $\text{MgAl}_2\text{O}_4$  – aluminato de magnesio). El procedimiento de confección es el mismo de In Ceram Alúmina. La diferencia en la composición proporcionó la obtención de un material con mayor translucidez en relación con el In Ceram Alúmina y Zirconio, a causa del bajo índice de refracción del aluminato de magnesio y de la matriz de vidrio, permitiendo mejorar los aspectos estéticos. Por otro lado, la resistencia a la flexión es de 280 a 380 MPa, cerca del 25% inferior al de la alúmina.<sup>114,125,139</sup> En función de la translucidez, es indicado para coronas unitarias anteriores, inlays, onlays y carillas laminadas. Estudios clínicos con evaluación de años mostró el 97,5% de éxito clínico para coronas unitarias anteriores.<sup>112</sup>

### 3.17.5.3. IN CERAM ZIRCONIO

La In Ceram Zirconio fue desarrollada para atender a la demanda para confección de prótesis parcial fija de tres elementos para la región posterior. Ese sistema desarrollado por Vita es compuesto por la adición del 33% de zirconio parcialmente estabilizado al In Ceram Alúmina, tornando el material más resistente. El procedimiento de obtención del In Ceram Zirconio es semejante al In Ceram Alúmina por la aplicación del santónico (suspensión de óxido de aluminio) en un troquel de yeso especial, o en la forma de bloques parcialmente sinterizados para posterior fabricación en el sistema CAD/CAM.

El In Ceram Zirconio presenta opacidad que dificulta su aplicación en regiones que exigen propiedades ópticas perfectas, como en dientes anteriores. De esa manera, este material es indicado para regiones posteriores, específicamente en prótesis fija de tres elementos para la región de los molares, coronas posteriores sobre dientes naturales o implantes posteriores. Los valores de resistencia a la flexión son cercanos a los 750 MPa.<sup>114,144</sup> La literatura no presentó hasta ahora ningún estudio clínico del comportamiento de ese material, pero, una revisión en los sistemas cerámicos informa que las investigaciones hechas por el fabricante durante siete años presentaron un 98% de éxito clínico.<sup>114,119</sup>

### 3.17.5.4. TECHCERAM

Techceram (Technology Center) fue lanzado en el mercado en 1996, siendo compuesto por cerámica a partir de alúmina e indicada para confección de coronas anteriores y posteriores, inlays, onlays y carillas laminadas.

Se delimita el margen del troquel de yeso especial, se aplica el espaciador y se molda con silicona por adición. El molde entonces es moldeado con revestimiento refractario. El troquel obtenido es posicionado en un dispositivo, de modo que el mismo quede con una inclinación de 45° en relación con el plano. Este dispositivo gira posibilitando que la cerámica a partir de alúmina sea aplicada sobre el troquel refractario, quemada con una llama de soplete de óxido-acetileno, formando un coping con 0,5 mm de espesura. La distancia de la llama al troquel refractario se mantiene cerca de 10 a 15 cm. Cuando se acciona el dispositivo, las partículas de alúmina pasan a través de la llama, fundiéndose. Esas partículas poseen energía cinética suficiente para adaptarse al modelo de revestimiento. Se remueve el coping del troquel por chorro con partículas de vidrio, se aplica sobre la superficie externa el vidrio y se sinteriza por 60 minutos a 1170°C. La finalización de la restauración se completa por la aplicación de cerámica Vitadur Alpha. La resistencia a la flexión es de 300 MPa. La literatura no presentó hasta ahora ningún estudio con relación al comportamiento clínico de ese material.<sup>104</sup>

### 3.17.6. SISTEMAS CERÁMICOS PRENSADOS

Los sistemas cerámicos prensados consisten en el uso de la técnica de cera perdida, donde la cerámica facilitada en la forma de pastilla es calentada hasta obtener plasticidad suficiente para ser prensada en el interior del molde de revestimiento especial aglutinado por fosfato. Algunos de los sistemas disponibles son: Empress 1 y 2 (Ivoclar), OPC y OPC 3G (Jeneric/Peñaron, Wallingford), Vision Esthetic (Wohlwend), VitaPress (VITA), Finesse (Dentsply/Ceremco) y Cergogold (Degu-Dent).

#### 3.17.6.1. EMPRESS 1

En el inicio de los años 90 se introdujo en el mercado una cerámica feldespática reforzada por cristales de leucita (40 -50%) denominada Empress 1 (Ivoclar, Shaan, Lichtenstein)<sup>124</sup> indicada para la confección de coronas unitarias anteriores y posteriores, inlays, onlays y carillas laminadas.

Las restauraciones son obtenidas por el método de la cera perdida. Modelos de cera son incluidos en revestimiento especial aglutinado por fosfato, puestos en el horno eléctrico juntamente con pastillas Empress 1 y calentados por la elevación de la temperatura del horno en 3°C/min. Hasta 850°C y mantenida por 90 minutos. Posteriormente, se pone el molde en un horno de inyección, con pastillas del Empress 1 posicionados en el conducto juntamente con el émbolo de alúmina, mantenidos por 20 minutos a la temperatura de 1175°C, seguido de la aplicación de 5 bar de presión por 15 minutos. Después del enfriamiento, se corta el molde, los modelos son removidos por chorro de partículas de vidrio de 50 um de diámetro usando presión de 2 bar y cortados con discos de diamante. Dos técnicas son usadas para la confección de las restauraciones:

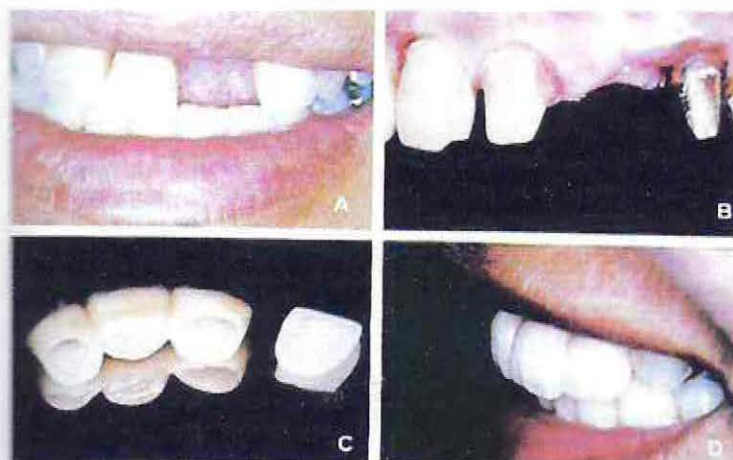
1. Una de las restauraciones puede ser obtenida hasta su contorno final con los colores de las pastillas definidas, seguida de la aplicación del satín y glaze;
2. Se obtiene un coping o infraestructura con 0,7 mm de espesura, sobre el cual la cerámica de estratificación es aplicada hasta obtener la forma final de la restauración, seguida de la aplicación del satín y glaze.

La resistencia a la flexión está entre 97 - 180 MPa.<sup>104,105,109,116,118,139,151</sup> Por un periodo de evaluación de 4 a 7 años presentó el 90 al 98% de éxito clínico.<sup>111,123,128</sup>

#### 3.17.6.2. EMPRESS 2

Con el objetivo de extender la indicación para prótesis parcial fija de tres elementos hasta el 2° premolar, se introdujo en el mercado, en 1999, el sistema Empress2 (Ivoclar, Shaan, Lichtenstein). Este sistema consiste de cerámica vítrea para confección de coping o infraestructura con el 60 al 65% en volumen de cristales de disilicato de litio, densamente

dispuestos y unidos a la matriz vítrea. Los cristales de disilicato de litio, los cuales tienen formato alargado y 0,5 a 4  $\mu\text{m}$  de largo, corresponden a la principal fase cristalina de la cerámica Empress 2. La segunda fase cristalina son los cristales de ortofosfato de litio caracterizado por una pequeña fase cristalina compuesta por cristales con aproximadamente 0,1 a 0,3  $\mu\text{m}$  de diámetro, localizada en la matriz vítrea y en la superficie de los cristales de disilicato de litio (pequeños orificios en la superficie de estos cristales).<sup>118</sup> La cerámica de estratificación presenta cristales de fluorapatita aplicada directamente sobre el coping o infraestructura a través de la técnica convencional de estratificación y sinterización.<sup>140</sup>



**Figura 22:** Rehabilitación del sector antero-superior con Empress 2.

A) Situación inicial; B) Elementos dentarios preparados; C) Prótesis parcial fija y carilla Empress 2 terminadas; D) Prótesis parcial fija y carilla cementada.

Este sistema se basa en la confección de un coping o infraestructura sobre el cual la cerámica estratificada se aplica hasta dar forma final a la restauración. Las restauraciones son obtenidas por el método de cera perdida, donde modelos de cera son incluidos en revestimiento especial aglutinado por fósforo, puestos en un horno eléctrico junto con pastillas Empress 2 y calentados por la elevación de la temperatura del horno en  $3^{\circ}\text{C}/\text{min}$  hasta  $850^{\circ}\text{C}$ , y mantenido por 90 minutos. Posteriormente, el molde es puesto en un horno de inyección con pastillas del Empress 2 posicionadas en el conducto junto con el émbolo de alúmina, mantenidos por 20 minutos a la temperatura de  $920^{\circ}\text{C}$  seguidos de la aplicación de 5 bar de presión por 15 minutos. Después del enfriamiento, el molde es cortado, los modelos son removidos por chorro con partículas de vidrio de 50  $\mu\text{m}$  de diámetro usando presión de 2 bar y cortados con discos de diamante. Después de la obtención del coping con 0,7 mm de espesura, se aplica la cerámica de estratificación IPS Eris E2 (Ivoclar) hasta dar forma final a la restauración, seguida de la caracterización con satín y aplicación del glaze. Además de las prótesis parciales fijas, se indica para la confección de coronas unitarias anteriores y posteriores, inlays, onlays y carillas laminadas. La resistencia a la flexión está entre 300 y 400 MPa. En un periodo de evaluación clínica de 5 años, presentó el 99% de éxito clínico para coronas anteriores y posteriores y en un periodo de 8 a 12 meses, el 97% de éxito clínico para prótesis parcial fija.<sup>100</sup>

### 3.17.6.3. OPC (OPTIMAL PRESSABLE CERAMIC)

OPC (Jeneric/Penaron, Wallingford) fue lanzado en el mercado en los años 90, siendo compuesto por cerámica reforzada por pequeños cristales de leucita (55-60%)<sup>133</sup> e indicados para la confección de coronas anteriores y posteriores, inlays, onlays y carillas laminadas. El procedimiento de confección es por técnica de cera perdida.

Modelos de cera son incluidos en revestimiento especial aglutinado por fosfato, puesto en un horno eléctrico de anillos elevando la temperatura del horno en 3°C/min hasta 950°C, manteniendo por 90 minutos, con las pastillas de la cerámica no calentadas juntamente con el molde. Después, el molde es puesto en el horno Optimal Autopress Unit y mantenido por 20 minutos a la temperatura de 1175°C, seguido de la aplicación de una presión de 5 bar por 15 minutos. Después del enfriamiento, el molde es cortado, las restauraciones son removidas por chorro de partículas de vidrio de 50 µm de diámetro usando presión de 3 bar y cortados con discos de diamante. Las restauraciones son obtenidas hasta su contorno final con los colores de las pastillas, seguida de la caracterización con satín y aplicación del glaze. La resistencia a la flexión es de cerca de 140 a 156 MPa.<sup>114,116</sup> La literatura no presentó hasta ahora ningún estudio con relación al comportamiento clínico de ese material.

### 3.17.6.4. OPC 3G ALL – CERAMIC SYSTEM

El sistema OPC 3G (Jeneric/Penaron, Wallingford) fue lanzado en el mercado en febrero de 2004, siendo compuesto por cristales de disilicato de litio, dispuestos y unidos a la matriz vítrea e indicados para la confección de prótesis parcial fija anterior hasta 1er premolar, coronas anteriores y posteriores, inlays, onlays y carillas laminadas. Modelos de cera son incluidos en revestimiento especial aglutinado por fosfato, puestos en un horno de anillos y calentados hasta la eliminación de la cera. El prensado se realiza en el horno Auto-Press Plus donde las pastillas de cerámica son posicionadas en el conducto juntamente con el émbolo de alúmina y una presión se aplica hasta la inyección de la cerámica. Enseguida al enfriamiento, el molde es cortado, las restauraciones son removidas por chorro con partículas de vidrio con 50 µm, cortadas con discos de diamante y sometidas al acabado. Después de la obtención del coping la cerámica de estratificación es aplicada hasta dar forma final a la restauración, seguida de la caracterización con satín y aplicación del glaze. La literatura no presentó hasta ahora ningún estudio con relación a la resistencia a la flexión ni comportamiento clínico del material.

### 3.17.6.5. CERGOGOLD

En el final de los años 90, se introdujo en el mercado una cerámica reforzada por leucita (40-50%) denominada Cergogold (DeguDent), indicada para la confección de coronas anteriores y posteriores, inlays, onlays y carillas laminadas.

El procedimiento de confección es el de la técnica de cera perdida. Un coping en cera es incluido en revestimiento especial aglutinado por fosfato, puesto en el horno eléctrico de anillos y

calentado inicialmente a 270°C por 40 minutos, con elevación de la temperatura en 9°C/min, hasta 850°C y mantenido por 40 minutos. Después, el molde es puesto en el horno CeramPress Qex, con pastillas de Cergogold posicionadas en el conducto juntamente con el émbolo de alúmina mantenido por 20 minutos a la temperatura de 980°C. Pasado ese tiempo, se aplica presión de 4,5 bar por más de 20 minutos. A continuación, el molde es cortado, el coping es removido por chorro con partículas de vidrio de 50  $\mu\text{m}$  de diámetro usando presión de 4 bar para retirada bruta del revestimiento y 2 bar para retirada del revestimiento cerca del coping y cortados con discos de diamante. Después de la obtención del coping, con 0,7 mm de espesura, se aplica la cerámica de estratificación Duceragold (DeguDent) hasta dar forma final a la restauración, seguida de la aplicación del glaze. La literatura no presentó hasta ahora ningún estudio con relación a la resistencia a la flexión y comportamiento clínico de este material.

#### **3.17.6.6. VISION ESTHETIC**

A finales de los años 90, se introdujo en el mercado una cerámica reforzada por vidrio de leucita denominada Vision Esthetic (Wohlwend-Dental Manufacture, Germany), indicada para la confección de coronas anteriores y posteriores, prótesis fija de tres elementos, inlays, onlays y carillas laminadas.

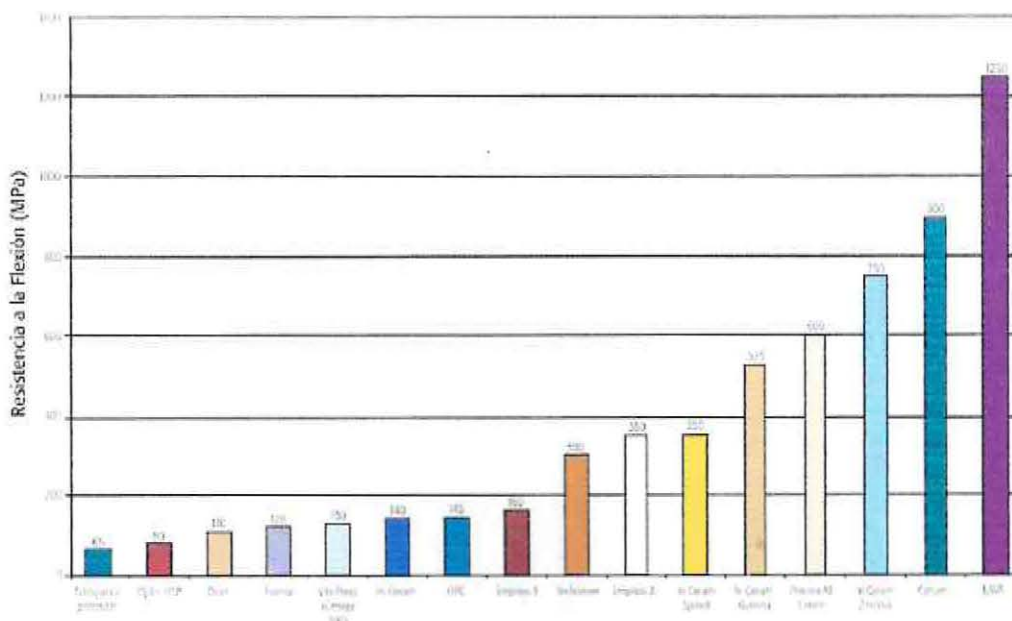
El método de obtención es a través de cera perdida, donde modelos de cera son incluidos en revestimiento especial aglutinado por fosfato, puestos en un horno eléctrico de anillos y calentados elevando la temperatura del horno en 850°C. El prensado de la cerámica se realiza en el horno Vario Press 100, donde las pastillas del Vision Esthetic, en el color del diente, son posicionadas en el conducto juntamente con el émbolo de alúmina, con elevación de la temperatura del horno hasta 950°C y mantenidas por 20 minutos, seguido de la aplicación de una presión de 4,5 bar por 9 minutos. Después del enfriamiento, el molde es cortado y el modelo es removido por chorro con partículas de vidrio de 60  $\mu\text{m}$  de diámetro usando una presión de 2,5 bar y cortados con discos de diamante. Dos técnicas son usadas para la confección de las restauraciones:

1. Las restauraciones pueden ser obtenidas hasta su contorno final con los colores de las pastillas definidas, seguida de la caracterización con satín y aplicación del glaze;
2. Se obtiene un coping o infraestructura con 0,7 mm de espesura sobre el cual la cerámica de estratificación Vision Esthetic se aplica hasta dar la forma final de la restauración, seguida de la caracterización con satín y aplicación del glaze.

El valor de resistencia a la flexión es de cerca de 110 MPa.<sup>150</sup> La literatura no presentó hasta ahora ningún estudio clínico del comportamiento de este material hasta el momento.

#### **3.17.6.7. FINESSE**

En la década del 90 se introdujo al mercado una cerámica reforzada por vidrio de leucita denominada Finesse All-Ceramic (Dentsply Ceramco, Midford), indicada para la confección de coronas anteriores, premolares, molares, inlays, onlays y carillas laminadas.



**Figura 27:** Valores medios de resistencia a la flexión de los sistemas cerámicos libres de metal.

El desempeño de un sistema restaurador es en el medio bucal. Los ensayos de laboratorio dirigen la selección del material, pero el resultado final está siempre basado en la evidencia clínica.

Constantemente los fabricantes están desarrollando nuevos materiales, como Lectra Press a ser lanzado en Brasil, además de extender la aplicación de los existentes. Gran parte de los fabricantes someten sus materiales a pruebas mecánicas exhaustivas, realizando también evaluaciones clínicas para confirmar los datos. No obstante, las evaluaciones clínicas a largo plazo de desempeño de estos materiales no son realizados o no son posibles para varios sistemas cerámicos, antes de ser introducidos en el mercado, muchas veces por razones mercadológicas. De esa manera, sería importante analizar la combinación de los datos de laboratorio con las evaluaciones clínicas para que una decisión correcta y sensata sea tomada en la elección particular de un material restaurador. Los materiales cerámicos presentados pueden proporcionar la obtención de restauraciones con apariencia natural de los dientes, promover buena adaptación marginal y adecuada resistencia, siempre que los procedimientos de preparación y fabricación sean realizados con atención y cuidado.

### **3.20. CONSIDERACIONES CLÍNICAS**

La preparación dentaria o del pilar protésico es una etapa crítica en la confección de coronas cerámicas, una correcta planimetría es indispensable para favorecer un correcto comportamiento biomecánico de la restauración, permitir un grosor uniforme de cerámica y para evitar la presencia de cerámica sin sustento, lo que sería un punto de riesgo de fractura.

Además las restauraciones totalmente cerámicas necesitan de un mayor cuidado, siendo la principal causa de los fracasos las diferencias en las preparaciones, tanto en su planimetría como en la calidad de la terminación, la presencia de irregularidades serán puntos de estrés y posibles puntos de fracasos.

Los sistemas de cerámica pura más modernos requieren de preparación de una profundidad marginal de 1mm, con reducción axial de 1,5 a 2 mm, reducción incisal/oclusal de la corona clínica de aproximadamente 2mm y una expulsividad máxima de 6° a 12°. Estas características permiten una superficie de apoyo apropiada para la restauración.

Para evitar puntos de riesgo de fractura es necesario que todos los ángulos deban ser redondeados y eliminar todas las puntas con filos. La terminación en chaflán amplio es fácil de realizar y no produce un efecto traumático sobre los tejidos biológicos adyacentes. Es recomendable que el margen de la preparación esté a nivel o levemente bajo el margen gingival, para mantener la salud periodontal y facilitar la cementación.

En función de la diversidad de composiciones de los productos cerámicos, se han planteado diferentes protocolos de cementación basados en el tratamiento específico para cada sistema de cerámica. De manera simple se pueden clasificar los sistemas cerámicos en dos grandes grupos: sistemas ricos en silica o sistemas ácido sensibles y los sistemas ricos en alúmina y zirconio o sistema ácido resistentes.

Un protocolo ampliamente aceptado para el primer grupo consiste en un microarenado con oxido aluminio y condicionamiento con ácido fluorhídrico entre el 9 y 12% que posee la capacidad de actuar en la silica ( $\text{SiO}_2$ ) de la fase vítrea de la cerámica. Estos dos procedimientos tienen como objetivo obtener una superficie rugosa y altamente reactiva, ideal para permitir retención micromecánica. Luego deben ser silanizadas favoreciendo la promoción de enlaces químicos y posteriormente la aplicación de sistema adhesivo del cemento adhesivo seleccionado.

Las cerámicas reforzadas con alto contenido de alúmina (In-Ceram y Procera) no son posibles de ser condicionadas debido a la baja cantidad de silica presente en su estructura. Un protocolo adecuado para estos sistemas debe comenzar por un microarenado con oxido de aluminio, asociado al uso de cementos resinosos modificados que contengan monómeros adhesivos fosfatados (Panavia, Kuraray; C&B Luting Composite, Bisco) es necesario para obtener una unión duradera y estable. También fue propuesto la silicatización (incorporación de silica) como protocolo en la cementación de estas cerámicas, mediante la aplicación sistemas específicos como el Rocatec (3M-ESPE). Estos sistemas también permiten una cementación convencional con ionómero de vidrio, la cual debe ser considerada cuando se sabe que el paciente

es alérgico a alguno de los componentes presentes en los cementos adhesivos. Si bien esto es posible se debe tener cuidado pues puede afectar el resultado estético final.

El color del sustrato, ya sea dentario o según el material del pilar seleccionado, es de suma importancia al momento de considerar la realización de una corona cerámica, pues determina el grado de opacidad necesario para la confección de la restauración.

El espacio, que corresponde a la cantidad de desgaste durante la etapa de preparaciones determina el espacio de trabajo para la confección de la restauración protética. Los espacios de trabajos deben ser adecuados para la confección de la infraestructura y la estratificación de la cerámica de cobertura. Este punto también tiene relación con el color del sustrato v/s translucidez/opacidad del sistema cerámico.

Según la función que va a desempeñar la restauración cerámica también es una consideración a tener en mente. Cerámicas vítreas inyectadas son apropiadas para restauraciones unitarias como laminados, coronas, inlay y onlay cementadas adhesivamente, pues tienen demostrado propiedades físicas y ópticas aceptables, pudiendo ser utilizadas de forma confiable en dientes anteriores. En áreas que deben soportar altas cargas masticatorias, esto es de premolares a molares, restauraciones cerámicas puras asociadas a una infraestructura de alta resistencia ofrecen una alta confiabilidad, pues han demostrado mejores propiedades mecánicas.

Muchos son los aspectos que están involucrados al momento de la selección del material restaurador que en conjunto permitirán la realización de una restauración totalmente integrada a la sonrisa del paciente.

La selección del material restaurador se basa en las propiedades mecánicas y ópticas de éstos y las consideraciones clínicas de los siguientes aspectos:

- Grado de translucidez/Opacidad necesaria para el caso clínico.
- Opalescencia y fluorescencia presente en el material.
- Planimetría y calidad de la preparación.
- Propiedades mecánicas del material.
- Color de sustrato.
- Oclusión del paciente.
- Técnica de cementación adhesiva o convencional.
- Destreza del operador.

## **CONCLUSIONES**

---

Después de haber revisado la literatura pertinente hemos concluido y podemos sugerir los siguientes aspectos:

1. Anteriormente la colocación del implante dependía del remanente de tejido óseo; actualmente el implante debe ser considerado como la extensión apical de la restauración y esta última debe guiar su colocación quirúrgica. Esto es conocido como implante “protésicamente guiado”.

2. Una restauración sobre implante que luzca naturalmente estética depende no solamente de la adecuada colocación del implante sino de la reconstrucción de una arquitectura gingival que esté en armonía con el componente labial y el facial. Es necesario reconstruir la arquitectura del tejido duro y blando antes de colocar los implantes, ya que dicha arquitectura provee el andamiaje para su correcta ubicación.

3. Es indispensable valorar el biotipo periodontal antes de la colocación de los implantes para determinar la posibilidad de realizar procedimientos adicionales particularmente en biotipos delgados. El sobrecontorno de la restauración provisional o definitiva en el tercio cervical puede producir una migración apical de los tejidos blandos, comprometiendo el resultado estético final.

4. En la zona estética utilizar un implante por diente faltante (por ejemplo: cuatro implantes para los incisivos) puede tener efecto negativo ya que se ha establecido que el mantenimiento de la papila entre implantes múltiples no es predecible. El reemplazo de los dientes anteriores plantea la opción de colocar dos implantes en la región de los laterales y la fabricación de una prótesis parcial fija con pónicos ovales en los centrales que produzca la ilusión de papila que será más agradable desde el punto de vista estético.

5. Las restauraciones provisionales permiten el reemplazo estético y funcional de la dentición perdida, ayudando a dar forma al perfil del tejido blando y pueden actuar como prototipos para la fabricación de las restauraciones definitivas.

6. Los actuales sistemas cerámicos de uso odontológico, permiten la obtención de restauraciones mediante métodos de producción de lo más diverso, tales como: Modelado, sinterizado, inyección, presión, colado y torneado. Dado su vasto rango, que varía desde la sinterización sobre un muñón refractario hasta su elaboración mediante soporte informático. Para realizar la elección más conveniente, resulta útil observar los criterios siguientes: apariencia, resistencia, simplicidad o complejidad de fabricación, ajuste marginal e interno, análisis costo beneficios, experiencia personal y exigencias clínicas particulares.

La tecnología de avanzada ofrece una amplia gama de sistemas, que se desarrollaron en el transcurso de más de un siglo de experiencia adquirida en el uso de restauraciones coronarias totalmente cerámicas. Además de sus propiedades individuales, las cerámicas puras están dotadas de cualidades singulares que las convierten en necesarias e irremplazables; entre ellas:

biocompatibilidad, estética, inalterabilidad cromática, posibilidad de ser acondicionadas, adhesión, preparaciones dentarias más conservadoras, aislamiento térmico, resistencia al desgaste, a la corrosión y a la adherencia de la placa bacteriana. No obstante, más allá de tener presente su menor resistencia con respecto a una restauración metalocerámica, su utilización requiere: una manipulación delicada, una cuidadosa preparación dentaria y su adecuada selección a fin de evitar desgaste por atrición de piezas antagonistas.

La resistencia de la cerámica pura, puede incrementarse a través de su capacidad de adhesión a los tejidos dentarios, como mecanismo de refuerzo adicional a los propios de cada sistema, entre los que se cuentan: recristalización (Dicor), dispersión de cristales (IPS Empress y Optec), infusión de vidrio a baja fusión (In Ceram) e intercambio iónico (Duceram LFC). Algunos de ellos requieren equipamiento especial, lo que muchas veces constituye una desventaja adicional.

La adaptación marginal de estas restauraciones es en general muy exacta, más aún cuando se combinan con técnicas adhesivas de cementación que garantizan un cierre íntimo de la interfaz.

El desarrollo de la cerámica está en pleno auge y continúa superándose constantemente, incorporando nuevas tecnologías que permiten la confección de restauraciones cada vez más resistentes, precisas y de simplificada fabricación y utilización.

## ***REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS***

1. Sammartino G, Marenzi G, Di Lauro E, Paolantoni G. Aesthetics in Oral Implantology: Biological, Clinical, Surgical, and Prosthetic Aspects. *Implant Dentistry* 2007; 16 (1): 54-56.
2. Kois JC. Predictable single tooth peri-implant aesthetics: Five diagnostic keys. *Compend Contin Educ Dent* 2001; 22:199-206.
3. Becerra Santos G. Fundamentos estéticos en rehabilitación oral. Parte I: Factores que influyen en la estética dental. Proporciones "doradas". *Estética facial. Rev Int Prótesis Estomatol* 2001; 3 (4): 247-252.
4. Lang NP, Pjetursson BE, Tan K, Brägger U, Egger M, Zwahlen MA. Systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5 years. II. Combined toothimplant supported FPDs. *Clin Oral Implants Res* 2004; 15(6): 643-653.
5. Jivraj S, Chee W. Treatment planning of implants in the aesthetic zone. *Br Dent J* 2006; 201:77-89.
6. Becerra Santos G, Villa H, Taborda S. Algunos factores determinantes de la cosmética dental. *Rev Fac Odont Univ Ant* 2003; 14(2): 6-15.
7. Tjan AH, Miller GD. Some esthetics factors in smile. *J Prosthet Dent* 1984; 51: 24-28.
8. Al-Sabbagh M. Implants in the esthetic zone. *Dent Clin North Am* 2006; 50: 391-407
9. Funato A, Salama MA, Ishikawa T, Garber DA, Salama H. Timing, positioning, and secuencial staging in esthetic implant therapy: A four-dimensional perspective. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2007; 27 (4): 313-323.
10. Sabri R. The eight compon ents of a balanced smile. *J Clin Orthod* 2005; 39( 3): 155-168.
11. Kois JC. Predictable Single-Tooth Peri-implant Esthetics: Five Diagnostic Keys. *Compend Contin Educ Dent* 2004;25(11):895-896, 898, 900.
12. Lombardi RE. The principles of visual perception and their clinical application to denture esthetics. *J Prosthet Dent* 1973; 29:358-382.
13. Chiche G, Pinault A. Esthetics of anterior fixed prosthodontics. Chicago: QuintessenceBooks; 1994.
14. Frush JP, Fisher RD. How dentogenic restorations interpret the sex factor. *J Prosthet Dent* 1956; 6:160-172.

15. Levin EL. Dental esthetics and the golden proportion. *J Prosthet Dent* 1978;40:244- 252.
16. User D, Martin W, Belser UC. Optimizing esthetics for implant restoration in the anterior maxilla: anatomic and surgical considerations. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004;19 (Suppl) 43-61.
17. Tarnow DP, Cho SC, Wallace SS. The effect of inter-implant distance on the height of inter-implant bone crest. *J Periodontol* 2000;71(4):546-549.
18. Tarnow DP, Magner AW, Fletcher P. The effect of the distance from the contact point to the crest of bone on the presence or absence of the interproximal dental papilla. *J Periodontol* 1992; 63(12):995-996.
19. Tarnow DP, Elian N, Fletcher P, Froum S, Magner A, Cho SC, Salama M, Salama H, Garber DA. Vertical Distance from the crest of bone to the height of the interproximal papilla between adjacent implants. *J Periodontol* 2003; 74(12):1785-1788.
20. Salama H, Salama MA, Garber D, Adar P. The interproximal height of bone: a guidepost to predictable aesthetic strategies and soft tissue contours in anterior tooth replacement. *Pract Periodontics Aesthet Dent* 1998; 10(9): 1131-1141; quiz 42.
21. Saadoun M, LeGall M, Touati B. Selection and ideal tridimensional implant position for soft tissue aesthetics. *Pract Periodontics Aesthet Dent* 1999; 11(9): 1063-1072.
22. Garber DA, Belser UC. Restoration-driven implant placement with restoration generated site development. *Compend Contin Educ Dent* 1995;16(8):796-804.
23. Sullivan DY, Sherwood RL. Considerations for successful single tooth implant restorations. *J Esthet Dent* 1993; 5(3): 118-124.
24. Agar JR, Cameron SM, Hughbanks JC, Parker MH. Cement removal from restorations luted to titanium abutment with simulated subgingival margins. *J Prosthet Dent* 1997; 78: 43-47.
25. El Askary AS. Esthetic considerations in anterior singletooth replacement. *Implant Dent* 1999; (8): 61-67.
26. Saadoun A, Touati B. Soft tissue recession around implants: Is it still unavoidable? *Pract Proced Aesthet Dent* 2007;19(1): 55-62.
27. Cochran DL, Hermann JS, Schenk RK, Higginbottom FL, Buser D. Biologic width around titanium implants. A histometric analysis of the implanto-gingival junction around unloaded and loaded nonsubmerged implants in the canine mandible. *J Periodontol* 1997;68(2): 186-198.

28. Lowenguth RA, Polson AM, Caton JG. Oriented cell and fiber attachment systems in vivo. *J Periodontol* 1993; 64(5): 330-342.
29. Rompen E, Domken O, DVM, Pontes AE, Piattelli A. The effect of material characteristics, of surface topography and of implant components and connections on soft tissue integration: a literature review. *Clin Oral Imp Res* 2006; 17 (Suppl. 2): 55-67.
30. Al-Harbi S, Edgin W. Preservation of soft tissue contours with immediate screw-retained provisional implant crown. *J Prosthet Dent* 2007; 98:329-332.
31. Shor A, Schuler R, Goto TY. Indirect Implant-Supported Fixed Provisional Restoration in the Esthetic Zone: Fabrication Technique and Treatment Workflow. *J Esthet Restor Dent* 2008; 20(2): 82-95.
32. Rifkin L. Single-tooth Implant in the Anterior Region for Optimal Aesthetics. *Pract Periodontics Aesthet Dent* 1999; 11(3): 327-331.
33. Park SE, Da Silva JD, Weber HP, Ishikawa-Nagai N. Optical phenomenon of peri-implant soft tissue. Part I. Spectrophotometric assessment of natural tooth gingival and peri-implant mucosa. *Clin Oral Impl Res* 2007; 18: 569-574.
34. Ishikawa-Nagai S, Da Silva JD, Weber HP, Park SE. Optical phenomenon of peri-implant soft tissue. Part II. Preferred implant neck color to improve soft tissue esthetics. *Clin. Oral Impl Res* 2007; 18: 575-580.
35. Kohal R, ATT W, Bächle M, Butz F. Ceramic abutments and ceramic oral implants. An update. *Periodontology* 2000 2008; 47: 224-243.
36. Lazzara R, Porter S. Platform switching: a new concept in implant dentistry for controlling postrestorative crestal bone levels. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2006; 26(1): 9-17.
37. Canullo L, Rasperini G. Preservation of peri-implant soft and hard tissues using platform switching of implants placed in immediate extraction sockets: a proof-of-concept study with 12 to 36-month follow-up. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007; 22(6): 995-1000.
38. Ulm C, Solar P, Blahout R, Matejka M, Gruber H. Reduction of the compact and cancellous bone substance of the edentulous mandible caused by resorption. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1992; 74(2): 131-136.
39. Iasella JM, Greenwell H, Miller RL, Hill M, Drisko C, Bohra AA et al. Ridge preservation with freeze-dried bone allograft and a collagen membrana compared to extraction alone for implant site development: a clinical and histologic study in humans. *J Periodotol* 2003; 74(7): 990-999.

40. Schropp L, Wenzel A, Kostopoulos L, Karring T. Bone healing and soft tissue contour changes following single-tooth extraction: a clinical and radiographic 12 month prospective study. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2003; 23(4): 313-323.
41. Beagle Jay R. The immediate placement of endosseous dental implant in fresh extraction sites. *Dent Clin North Am* 2006; 50: 375-389.
42. Cornelini R, Scarano A, Covani U, Petrone G, Piattelli A. Immediate one-stage postextraction implant: A human clinical and histologic case report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15: 432-437.
43. Gómez-Román G, Schulte W, D, Axman-Krcmar D. The Frialit-2 implant system: Five-year clinical experience in single-tooth and immediately postextraction applications. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997; 12: 299-309.
44. Roos J, Sennerby L, Lekholm U, Jemt T, Gröndahl K, Albrektsson T. A qualitative and quantitative method for evaluating implant success: A 5 year retrospective analysis of the Brånemark implant. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997; 12(14): 504-514.
45. Covani U, Barone A, Cornelini R, Crespi R. Soft tissue healing around implants placed immediately after tooth extraction without incision: A clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004; 19: 549-553.
46. Grunder U. Retrospective case series analysis of the factors determining immediate implant placement. *Compend Contin Educ Dent* 2000; 21: 805-811.
47. Lazzara RJ. Immediate implant placement into extraction sites: surgical and restorative advantages. *Int J Periodontics Restorative Dent* 1989; 9(5): 332-343.
48. Evans CD, Chen ST. Esthetic outcomes of immediate implant placements. *Clin Oral Impl Res* 2008; 19: 73-80.
49. Rosennquist B, Grenthe B. Immediate placement of implants into extraction sockets: implants survival. *Int J Oral Maxillofac* 1996; 11(2): 2005-2009.
50. Block MS, Kent JN. Factors associated with soft and hard tissue compromise of endosseous implant. *J Oral Maxillofac Surg* 1990; 48(11): 1153-1160.
51. Botticelli D, Berglundh T, Lindhe J. Hard-tissue alterations following immediate implant placement in extraction sites. *J Clin Periodontol* 2004; 31(10): 820-828.
52. VanSteenberghe D, Callens A, Geers L, Jacobs R. The clinical use of deproteinized bovine bone mineral on bone regeneration in conjunction with immediate implant installation. *Clin Oral Implant Res* 2000; 11(3): 210-216.

53. Kan JYK, Rungcharassaeng K, Lozada J. Immediate placement and provisionalization of maxillary anterior single implants: 1 year prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003; 18: 31-39.
54. Schwarts-Arad D, Chaushu G. The ways and wherefores of immediate placement of implants into fresh extraction sites: a literatura review. *J Periodontol* 1997; 68(10): 915-923.
55. Schwartz-Arad D, Grossman Y, Chaushu G. The clinical effectiveness of implants placed immediately into fresh extration sites of molar teeth. *J Periodontol* 2000; 71(5): 839-844.
56. Araújo MG, Lindhe J; Dimensional ridge alterations following tooth extraction. An experimental study in the dog. *J Clin Periodontol* 2005; 32: 212-218.
57. Sennerby L; Dental implants: matters of course and controversies. *Periodontology* 2000; Vol. 47, 2008, 9-14.
58. Chee Winston WL; Provisional restorations in soft tissue management around dental implants. *Periodontology* 2000. Vol. 27, 2001, 139-147.
59. Araújo MG, Sukekava F, Wennström JL, Lindhe J. ridge alterations following implant placement in fresh extraction sockets: an experimental study in the dog. *J Clin Periodontol* 2005; 32: 645-652.
60. Becker W, Goldstein M. Immediate implant placement: treatment planning and surgical steps for successful outcome. *Periodontology* 2000, Vol. 47, 2008, 79-89.
61. Abrahamsson I, Berglundh T, Glantz PO. The mucosal attachment at different abutments. An experimental study in dogs. *J Clin Periodontol*. 25(9):721-7, Sep. 1998
62. Andersson B, Taylor A, Lang BR, Scheller H, Scharer P, Sorensen JA, Tarnow D. Alumina ceramic implant abutments used for single-tooth replacement: a prospective 1- to 3-year multicenter study. *Int J Prosthodont*. 14(5): 432-8, Sep-oct. 2001.
63. Awliya W, Oden A, Yaman P, Dennison JB, Razzoog ME. Shear bond strength of a resin cement to densely sintered high-purity alumina with various surface conditions. *Acta Odontol Scand*. 56(1): 9-13, Feb. 1998.
64. Binon PP, Fowler CN. Clinical application of custom machined angled abutments. *J Esthet Dent*. 7(3): 118-24. 1995
65. Blue DS, Griggs JA, Woody RD, Miller BH, Effects of bur abrasive particle size and abutment composition on preparation of ceramic implant abutments. *J Prosthet Dent*. 90(3): 247-54, Sep. 2003

66. Bonnard P, Hermans M, Adriaessens P, Daelemans P, Malevez C. Anterior esthetic rehabilitation on teeth and dental implants optimized with Procera technology: a case report. *J Esthet Restor Dent.* 13(3):163-71. 2001
67. Boudrias P, Shoghikian E, Morin E, Hutnik P. Esthetic option for the implant-supported single-tooth restoration – treatment sequence with a ceramic BUTMENT. *J Can Dent Assoc.* 67(9): 508-14, Oct. 2001.
68. Celletti R, Pameijer CH, Bracchetti G, Donath K, Persichetti G, Visani I. Histologic evaluation of osseointegrated implants restored in nonaxial functional occlusion with preangled abutments. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 15(6): 562-73, Dec. 1995.
69. Christel PS. Zirconia: the second generation of ceramics for total hip replacement. *Bull Hosp Jt Dis Orthop Inst.* 49(2): 170-7. 1989 Fall
70. Clelland NL, Gilat A, Mcglumphy EA, Brantley WA. A photoelastic and stain gauge analysis of angled abutments for an implant system *Int J Oral Maxillofac Implants.* 8(5): 541-8. 1993.
71. Diaz-Arnold AM, Vargas MA, Haselton DR. Current status of luting agents for fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent.* 81(2): 135-41. Feb. 1999.
72. Faria R, Bottino MA. Próteses metálicas com Copping obtido por electrodeposição. *Rev. Da APCD.* 57(6): 465-68, Nov/Dez. 2003.
73. Haselton DR, Diaz-Arnold AM, Dunet JT. Jr. Shear bond strengths of 2 intraoral porcelain repairs systems to porcelain or metal substrates. *J Prosthet Dent.* 86(5): 526-31, Nov. 2001.
74. Henriksson K, Jemt T. Evaluation of custom-made procera ceramic abutments for single-implant tooth replacement: a prospective 1-year follow-up study. *Int J Prosthodont.* 16(6):626-30. Nov/Dec. 2003.
75. Heydecke G, Sierraalta M, Razzoog ME. Evolution and use of alumina oxide single-tooth implant abutments: a short review and presentation of two cases. *Int J Prosthodont.* 15(5):488-93, Sep-Oct. 2002.
76. Jemt T. Customized titanium single-implant abutments: 2-years follow-up pilot study. *IOrt Prosthodont.* 11(4): 312-6, Jul-Aug. 1998
77. Kern M, Thompson VP. Bonding to glass infiltrated alumina ceramic: adhesive methods and their durability. *J Prosthet Dent.* 73(3): 240-9, Mar. 1995.
78. Kosmac T, Oblak C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L. Strength and reliability of surface treated Y-TZP dental ceramics. *J Biomed Mater Res.* 53(4): 304-13. 2000.

79. Luthardt RG, Holzhunter M, Sandkuhl O, Herold V, Schnapp JD, Kuhlisch E, Walter M. Reliability and properties of ground Y-TZP-zirconia ceramics. *J Dent Res.* 81(7): 487-91, Jul. 2002.
80. Marchack CB, Yamashita T. Fabrication of a digitally scanned, custom-shaped abutment: a clinical report. *J Prosthet Dent.* 85(2): 113-5, Feb. 2001.
81. McLaren EA, White SN, Glass-infiltrated zirconia/alumina-based ceramic for crown and fixed partial dentures. *Pract Periodontics Aesthet Dent.* 11(8): 985-94; quiz 996, Oct. 1999.
82. Nakamura T, Saito O, Fuyikawa J, Ishigaki S. Influence of abutment substrate and ceramic thickness on the colour of heat-pressed ceramic crowns. *J Oral Rehabil.* 29(9): 805-9, Sep. 2002.
83. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials.* 20(1): 1-25, Jan. 1999. Review.
84. Prestipino V, Ingber A. All-ceramic implant abutments: esthetic indications. *J Esthet Dent.* 8(6): 255-62. 1996.
85. Prestipino V, Ingber A. Esthetic high-strength implant abutments. Part II. *J Esthet Dent.*(2): 63-8. Mar-Apr. 1993.
86. Prestipino V, Ingber A. Esthetic high-strength implant abutments. Part I. *J Esthet Dent.* 5(1): 29-36. Jan- Feb. 1993.
87. Quirynen M, De Soete M, Van Steenberghe D. Infectious risks for oral implants: a review of the literature. *Clin Oral Implants Res.* 13(1):1-19, Feb. 2002.
88. Rimondini L, Cerroni L, Carrassi A, Torricelli P. Bacterial colonization of zirconia ceramic surface: an in vitro and in vivo study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 17(6): 793-8, Nov-Dec. 2002.
89. Sadoun M, Perelmuter S. Alumina-zirconia machinable abutments for implant-supported single-tooth anterior crowns. *Pract Periodontics Aesthet Dent.* 9(9): 1047-53; quiz 1054, Nov-Dec. 1997. Review.
90. Scherer SS, Kelly JR, Quinn GD, Xu K. Fracture toughness of porcelain determined by fractographic analysis. *Dent Mater.* 15(5): 342-8, Sep. 1999.
91. Valandro LF, Bottino MA, BUso L. Prótesis libre de metal: tratamiento previo a la cementación. *Actualización clínica.* 22°Ciosp; p. 369-411, 2004.

92. Valandro LF, Della Bona A, Bottino MA, Neisser MP. Bonding to densely sintered alumina ceramic: the effect of ceramic surface treatment. Trabajo enviado para publicación – J Prosthetic Dentistry. 2004.
93. Wohlwend A, Studer S, Scharer P. The Zirconium Oxide Abutment. An all-ceramic abutment for the esthetic improvement of implant superstructures. QDT.:63-74. 1997.
94. Yildirim M, Edelhoff D, Hanisch O, Spiekermann H. Ceramic abutments – a new era in achieving optimal esthetics in implant dentistry. Int J Periodontics Restorative Dent. 20(1): 81-91, Feb. 2000.
95. 3M/ESPE. Lava All-Ceramic System. (Instrucciones técnicas del fabricante).
96. Andersson M, Oden A. A new all-ceramic crown: A dense-sintered high purity alumina comping with porcelain. Acta Odont Scand, Oslo, v. 51, n. 1, p. 59-64, Feb. 1993.
97. Anusavice KJ. Recent developments in restorative dental ceramics. J Am Assoc, Chicago, v. 124, n. 2, p. 72-84, Feb. 1993.
98. Asmussen E. Bonding of resin cements to AllCeram. Tandlaegebladet, Copenhagen, v. 18, p. 982-985, 1997.
99. Awliya W et al. Shear bond strength of a resin cement to densely sintered high-purity alumina with various surface conditions. Acta Odontol Scand, Oslo, v. 56, p. 9-13, Feb. 1998.
100. Benelle L, Temperani M- Five years application study os all ceramic lithium disilicate crowns. Research and Italian Technology in dental world, 2003.
101. Bowen RL, Properties of a silica-reinforced polymer for dental restorations. J Am Dent Assoc, Chicago, v. 66, n. 1, p. 57-64, Jan. 1963.
102. Brecker CS. Porcelain baked to gold: a new medium in prosthodontics. J Prosthet dent, Saint Louis, v. 6, n. 1, p. 57-64, Jan. 1963.
103. Bruton PA. Procera All-Ceramic cowns: a new approach to an old problem. Br Dent J, London, v. 186, n. 9, p. 430-434, May 1999.
104. Cattell MJ. Flexural strength optimization of s leucite reinforced glass ceramic. Dent Mater, Copenhagen, v. 17, n. 1, p. 21-33, Jan. 2001.
105. Cattel MJ. The biaxial flexural strength of two pressable ceramic systems. J Dent, Bristol, v.27, n. 3, p. 183-196, Mar. 1999.
106. Chong KH Flexural strength of In Ceram alumina and In Ceram zirconia core materials. Int J Prosthodont, Lombard, v. 15, n. 2, p. 183-188, Mar.-Abr. 2002.

107. Denry IL. Recent advances in ceramic for dentistry. *Crit Oral Biol Med*, Boca Raton, V. 7, n. 2, p. 134-43, 1996.
108. Dentsply/Ceramco. Finesse All-Ceramic. (Indicaciones técnicas del fabricante).
109. Dong JK et al. Heat-pressed ceramics: technology and Strength. *Int J Prosthodont*, Lombard, v. 5, n. 1, p. 9-16, Jan.-Feb. 1992.
110. Evans DB, O'Brian WJ. Fracture strength of glass infiltrated-magnesia core porcelain. *Int J Prosthodont*, Lombard, v. 12, n. 1, p. 38-44, Jan.-Feb. 1999.
111. Fradeani M, Six-year follow-up with Empress veneers. *Int J Periodontics Restorative Dent*, Chicago, v. 18, n. 3, p. 216-225, June 1998.
112. Fradeani M, Aquilano A, Corrado M. Clinical Experience with In Ceram Spinell crowns: 5-years follow-up. *Int J Prosthodontics restorative dent*, Chicago, v. 22, n. 6, p. 525-533, Dec. 2002.
113. Giodano R. A comparison of all-ceramic restorative system, Part I. *Gen Dent*, Chicago, v. 47, n. 6, p. 566-570, Nov.-Dec. 1999.
114. Giodano R. A comparison of all-ceramic restorative system, Part II. *Gen Dent*, Chicago, v. 48, n. 6, p. 38-45, Jan.-Feb. 2000.
115. Goodacre CJ et al. The collarless metal-ceramic crown. *J Prosthet Dent*, Saint Louis, v. 38, n. 6, p. 389-395, Nov. 2000.
116. Gorman CM, McDevitt WE, Hill RG. Comparison of two heat-pressed all-ceramic dental materials. *Dent Mater*, Copenhagen, v. 16, n. 6, p. 389-395, Nov. 2000.
117. Guazzato M, Albakry M, Swain MV. Mechanical properties of In Ceram alumina and In Ceram zirconia. *Int J Prosthodont*, Lombard, v. 15, n. 4, p. 339-346, July-Aug. 2002.
118. Holland W et al. A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress 2 and the IPS Empress glass-ceramics. *J Biomed Mater Res*, New York, v. 53, n. 4, p. 297-303, 2000.
119. Hornberger H, Vollman M, Thiel N. Vita In Ceram Zirconia. Vita Zahnfabrick Scientific information Paper, 1999.
120. Hulls A. All ceramic restoration with the In Ceram system. International Conference. Germany: Georg-August University, 1996.
121. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramic in dentistry: Historical roots and current perspective. *J Prosthet Dent*, Saint Louis, v. 75, n. 1, p. 18-32, Jan. 1996.

122. Kern M, Thompson VP. Bonding to glass infiltrated alumina ceramic: adhesive methods and their durability. *J Prosthet Dent*, Saint Louis, v. 73, n. 3, p. 240-249, Mar. 1995.
123. Lehner C et al. Six-year clinical results of leucite-reinforced glass ceramic inlays and onlays. *Acta Med Dent Helv*, v. 3, p. 137-146, 1998.
124. Lund PS, Campbell SD, Giodano R. optical evaluation of the translucency of core and veneer materials. *J Dent Res*, Washington, v. 75, Spec. Issue, p. 284, 1996.
125. Magne P, Belser U. Esthetic improvements and in vitro testing of In Ceram alumina and Spinell ceramic. *Int J Prosthodont*, Lombard, v. 10, n. 5, p. 459-467, Sept.-Oct. 1997.
126. Malamant KA, Socransky SS. Survival of Dicor glass-ceramic restorations over 14 years. Part I survival of Dicor complete coverage restorations and effect of internal surface acid etching, tooth position, gender and age. *J Prosthet Dent*, Saint Louis, v. 81, n. 1, p. 23-32, July 1999.
127. McLean JW, Hughes TH. The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. *Br Dent J*, London, v. 119, n. 6, p. 251-267, Sept. 1965.
128. Molin MK, Karlsson SL. A randomized 5-year evaluation of 3 ceramic inlays systems. *Int J Prosthodont*, Lombard, V. 13, n. 3, p. 194-200, may-june 2000.
129. Myerson RL. Effect of silane bonding of acrylic resin to porcelain structure. *J Am Dent Assoc*, Chicago, v. 78, n. 1, p. 113-119, Jan. 1969.
130. Newburg R, Pameijer CH. Composite resin bonded to porcelain with silane solution. *J Am Dent Assoc*, Chicago, V. 96, n.2, p. 288-291, Feb. 1978.
131. Odman P, Anderson B. Procera All Ceram crowns followed for 5 to 10. 5 years: a prospective clinical study. *Int Prosthodont*, Lombard, v. 14, n. 6, p. 504-509, Nov.-Dec. 2001.
132. Paffenbarger GC, Sweeney WT, Bowen RL. Bonding porcelain teeth to acrylic resins denture bases. *J Am Dent Assoc*, Chicago, v. 74, n. 5, p. 1018-1023, Apr. 1967.
133. Panzera C. "OPC" the new and improved pressable ceramic. Wallington, CT: Jeneric Pentron.
134. Probst L. Four year clinical study of glass infiltrated, sintered alumina crowns. *J Oral Rehabil*, Oxford, v. 23, n. 3, p. 147-151, Mar. 1996.
135. Rekow ED. Computer aided design and manufacturing in dentistry: a review of the state of the art. *J Prosthet Dent*, Saint Louis, v. 58, n. 4, p. 512-516, Oct. 1987.
136. Rekow ED et al. CAS-CAM restoration surface finish as a function of tool wear. *J Dent Res*, Washington, v. 71, Spec. Issue, 1992.

137. Sadoun M. All-ceramic bridges with the slip casting technique. In: international Symposium on Ceramics, 7. Pris, Sept. 1988.
138. Scherrer SS et al. Effect of cement film thickness on the fracture resistance of a machinable glass-ceramic. *Dent Mater*, Copenhagen, v. 10, n. 3, p. 172-177, May 1994.
139. Seghi RR, Sorensen JA. Relative flexural strength of six new ceramic materials. *Int J Prosthodont*, Lombard, v. 8, n. 3, p. 239-246, >May-June 1995.
140. Severance G. Presentación de una nueva cerámica vítrea de disilicato de litio: Empress 2. *Signature Int*, New Jersey, v. 4, n. 1, p. 1-3, 1999.
141. Siervo S et al. The Celay system: a comparison of the fit of direct and indirect fabrication techniques. *Int J Prosthodont*. Lombard, v. 7, n. 5, p. 434-439, Sept-Oct., 1994.
142. Simonser R, Calamia JR. Tensile bond strength of etches porcelain. *J Dent Res*, Washington, v. 62, Spec. Issue, p. 297, 1983.
143. Sindel J et al. Crack formation of all-ceramic crowns dependent on different core build-up and luting materials. *J Dent*, Bristol, v. 27, n. 3, p. 175-181, Mar. 1999.
144. Sorensen JA, Mito W, Chamberlain T. Core ceramic flexural strength from water storage and reduces thickness. *J Dent Res*, Washington v. 78, Spec. Issue, p. 219, 1999.
145. Spohr AM et al. Influence of surface conditions and silane agent on the bond of resin to IPS Empress 3 ceramic. *Int J Prosthodont*, Lombard, v. 16, n. 3, p. 277-282, May-june 2003.
146. Sturzenegger B et al. Clinical study of zirconium oxide bridges in the posterior segments fabricated with the DCM system. *Schweiz Monatsschr Zahnmed*, Bern, v. 110, n. 12, p. 131-139, 2000.
147. Sulaiman F et al. A comparison of the marginal fit of In Ceram, IPS Empress, and Procera crowns. *Int J Prosthodont*, Lombard, v. 10, n. 5, p. 478-484, Sept-Oct. 1997.
148. Sundar V, Kennedy CR. Cercon Zirconia. A system solution for reliable metal-free multi-unit restorations. *Dentsply International*, Ceramo Division, 2002.
149. Thompson JY, Anusavice KJ. Effect of surface etching on the flexural strength and fracture toughness of Dicor discs containing controlled flaws. *J Dent Res*, Washington, v. 73, n. 2, p. 505-510, Feb. 1994.
150. Wohlwend. *Vision Esthetic (Instrucciones técnicas del fabricante)*.
151. Zeng K, Oden A, Rowcliffe D. Flexure tests on dental ceramics. *Int J Prosthodont*, Lombard, v. 9, n. 5, p. 434-439, Sept-Oct. 1996.