

2

---

# Introducción

## 2.INTRODUCCIÓN.

### 2.1.TERMINOLOGÍA.

La palabra *cerámica* viene definida en el Diccionario de la Lengua Española de la Real Academia Española<sup>(3)</sup> como el “*arte de fabricar vasijas y otros objetos de barro, loza y porcelana, de todas clases y calidades*”. Esto nos lleva a buscar el significado de la palabra porcelana, que es el otro término que empleamos en Odontología de forma indistinta. Así el Diccionario define *porcelana* como: “*especie de loza fina, transparente, clara y lustrosa, inventada en la China e imitada en Europa*”<sup>(3)</sup>.

La Enciclopedia Salvat nos define *cerámica* como “*arte de elaborar y cocer al horno vasijas y otros objetos de barro, loza, porcelana, de diversas clases y calidades, que pueden ser vidriados o sin barniz alguno*”<sup>(4)</sup>. En esta definición se incorpora el hecho de ser cocidas en el horno y a la vez la posibilidad del glaseado, lo que nos amplía la definición del Diccionario. Por otro lado, *porcelana* se define como “*material de cerámica vitrificada, de pasta fina, compacta, dura pero frágil, translúcida, impermeable, de sonido metálico y resistente al calor y a la corrosión química*”<sup>(5)</sup>.

En la definición que se hace de porcelana en la Gran Enciclopedia Rialp, se incorporan los componentes básicos: “*la porcelana es una materia cerámica de color blanco más o menos puro, translúcida, impermeable, frágil, de sonoridad especial, que se obtiene mediante cocción a temperaturas muy altas de una mezcla de diferentes materiales entre los que destacan el caolín y el feldespato*”<sup>(6)</sup>.

En el diccionario odontológico de Friedenhal<sup>(7)</sup>, encontramos la definición de porcelana como: *“Producto cerámico que se obtiene cociendo en hornos especiales una arcilla blanca llamada caolín, que hace de elemento plástico, unida a un desengrasante (cuarzo, sílice) y un fundente que favorece la fusión y mezcla de estos componentes (feldespato, fosfato de cal). Las porcelanas dentales se emplean para confeccionar incrustaciones, coronas y puentes de cerámica y en la fabricación de dientes artificiales”*. Pero no se define lo que es la cerámica.

El Profesor José María Vega del Barrio nos aclara la diferencia entre los dos términos: *“un material cerámico es aquel de naturaleza inorgánica o mineral, no metálico, que se procesa mediante calor, en un horno o al fuego (cualquier cacharro de alfarería, tejas, ladrillos, etc.). Las porcelanas serían las cerámicas de mejor calidad, obtenidas de materias primas debidamente seleccionadas, que una vez cocidas presentan menor porosidad, mejores propiedades mecánicas, con un excelente aspecto y acabado superficial (glaseadas)”*<sup>(8)</sup>.

En nuestro trabajo adoptaremos indistintamente el empleo de la palabra **cerámica** o **porcelana**, por ser propias de la literatura odontológica, tanto en los artículos nacionales como extranjeros que han sido revisados. Aunque etimológicamente sería más correcto hablar sólo de porcelana en Odontología, por lo que hemos deducido de todas las definiciones. Curiosamente, cuando en la literatura extranjera se refiere a los sistemas CAD-CAM, el término empleado es el de cerámica, y porcelana para el resto de técnicas en el que se emplea dicho material.

## **2.2.HISTORIA DE LA CERÁMICA.**

La **cerámica** ha sido utilizada desde muy antiguo por el hombre. Aparece en el Neolítico y fue desarrollada por las antiguas civilizaciones

que le confirieron rasgos peculiares por la forma de los vasos, el estilo de su decoración, las particularidades del color y el esmalte, etc<sup>(4)</sup>. La invención de la **porcelana** (cerámica de mayor calidad y características) tiene lugar en China durante la dinastía Tang (618-906) y, tan pronto fue conocida en Europa, gozó de gran estima y se intentó su fabricación. La primera imitación se logró en Florencia durante el siglo XVI (“porcelana Médicis”). Sin embargo, el esplendor de la porcelana se alcanzó en el siglo XVIII<sup>(6)</sup>. La introducción de la porcelana en Odontología tiene lugar con Alexis Duchâteau (1714-1792), un farmacéutico parisino que movido por los problemas de sus prótesis de marfil con el olor y las tinciones, intentó hacer una prótesis dentaria de porcelana en la fábrica de porcelanas de Guerhard. Este sólo consigue resultados satisfactorios al asociarse a un dentista de París: Nicolas Dubois de Chémant. Es Dubois de Chémant quien, después de que Duchâteau pierda el interés por los dientes de porcelana una vez obtenidas sus nuevas dentaduras, trabaja activamente perfeccionando la invención. Modifica dos veces la composición de la pasta mineral original para mejorar su color y estabilidad dimensional, y para mejorar la sujeción de los dientes a la base también de porcelana. En 1788 publicó sus descubrimientos en folletos que reunió en la *Disertación sobre dientes artificiales* publicada finalmente en 1797. En 1789 Dubois de Chémant presenta su invento a la *Académie des Sciences* y la facultad de medicina de la Universidad de París, recibiendo de Luis XVI una patente. En 1792 para escapar de la Revolución Francesa se va a Inglaterra donde solicita y le es concedida una patente inglesa de 14 años para la manufactura exclusiva de lo que él denominaba “dentaduras de pasta mineral”, también llamados “dientes incorruptibles”<sup>(9)</sup>.

El revolucionario invento de Dubois de Chemant, de las prótesis completas de porcelana, tenía el problema de que la cocción de una sola vez producía encogimiento y distorsión. Es Giuseppangelo Fonzi (1768-

1840), quien presentó sus prótesis llamadas “incorruptibles terrometálicas” en 1808, a una comisión científica del Ateneo de Arte y la Academia de Medicina de París. Fonzi creó modelos en los que construía dientes individuales de porcelana. Antes de cocerlos se introducía un clavo de platino debajo de cada diente y éste, después, se soldaba a la base de plata u oro de la prótesis. Posteriormente otras técnicas mejoraron los dientes de Fonzi. En Inglaterra Claudius Ash, un orfebre que empezó a fabricar dientes de porcelana fina en 1837, pocos años más tarde introdujo el “diente tubo” que podía insertarse por un tubo en la dentadura; su uso se extendió para puentes y prótesis completas. En 1851, John Allen de Cincinnati patentó los “dientes de encía continua”, prótesis que consistía en dos o tres dientes de porcelana fundidos en un pequeño bloque de porcelana coloreado como la encía<sup>(9)</sup>.

En el último cuarto del siglo XIX, los dentistas americanos toman la iniciativa mundial en la introducción de nuevas técnicas. En 1880, el Dr. Cassius M. Richmond patentó un diente de porcelana soldado a un sostén de oro. Cuatro años después, el Dr. Marshall Logan, dentista de Pensilvania, patentó una corona construida enteramente de porcelana excepto una clavija metálica incorporada dentro antes de cocerla. A pesar de que ni las coronas de Richmond ni las de Logan podían colocarse sin desvitalizar el diente natural y sacar la corona, sin embargo, representaron un importante avance, ya que la porcelana es un material mucho más estético que el metal. Charles Henry Land (1847-1919), dentista de Detroit que había estado experimentando con porcelana, había diseñado y patentado, en 1888, un método de hacer incrustaciones de porcelana en una matriz de lámina delgada de platino. No tuvo mucho éxito por ser de aplicación limitada y su ajuste no era el ideal, porque la porcelana seguía siendo difícil de fundir. Cuando en 1894 se inventa el horno eléctrico y en 1898 la porcelana de baja fusión, Land hace una aportación fundamental a

la prótesis al construir la corona de porcelana sobre una matriz de platino. Hacia 1901 el método de fundir porcelana a altas temperaturas se había perfeccionado, y en 1903 Land introdujo su fuerte y estética corona de porcelana en la profesión<sup>(10)</sup>.

En su libro “Arte del dentista” del Dr. José Martínez Sánchez<sup>(11)</sup>, publicado en 1887, podemos leer sobre los dientes de porcelana: *“Han llegado estos dientes a tal grado de perfección, desde los últimos 40 años, que excede a todas las demás clases de dientes artificiales”*, refiriéndose a los dientes que hasta ese momento se utilizaban como: los dientes humanos, dientes de ganado vacuno, lanar, etc., dientes hechos de marfil de elefante y de hipopótamo. En otro apartado se lee: *“Las ventajas que poseen los dientes minerales, llamados de porcelana, sobre toda las clases de sustancia animal son numerosas”*. Y con respecto a la invención añade: *“Los franceses inventaron esta clase de dientes que cada vez fueron perfeccionando más; pero a los americanos, luego, se debe la manufactura acabada y perfectísima que hoy poseemos”*.

En la década de 1880 William H. Taggart (1855-1933), dentista de Freeport en Illinois, concibe el método de la incrustación colada a la cera perdida, consiguiendo incrustaciones de oro ajustadas con precisión cuando perfecciona su sistema y patenta su máquina de colar en 1907.

En la década de 1960 se introducen las coronas de porcelana unidas con metal, permitiendo a los dentistas construir amplias y estéticas prótesis fijas. Estas coronas han sustituido a las populares coronas de oro con acrílico, ya que el acrílico con el tiempo se desgasta, exponiendo el oro subyacente. Pero la funda de porcelana individual todavía tiene su utilidad, sobre todo desde la invención de la porcelana de aluminio, material más fuerte y menos quebradizo.

Con la introducción de las resinas reforzadas y la técnica del grabado del esmalte en 1967, por Michael Buonocore, entre otras cosas, permite

adherir finas carillas de porcelana en dientes antiestéticos, evitando la necesidad de construir coronas enteras<sup>(12)</sup>.

Más adelante, en la década de 1980, aparecen las cerámicas coladas. Y en 1985, Mörmann y Brandestini hacen posible la aplicación directa del CAD-CAM a la Odontología creando el sistema CEREC® para la realización de restauraciones de porcelana sin necesidad del laboratorio.

### **2.3.COMPOSICIÓN DE LA CERÁMICA.**

La calidad de cualquier porcelana depende de la selección de sus componentes, de la correcta proporción de cada uno de ellos y del control del proceso de cocción. Sólo los ingredientes más puros se utilizan para la fabricación de porcelana dental debido a los exigentes requisitos de color, tenacidad sin fragilidad, insolubilidad y translucidez así como también las características deseables de resistencia mecánica y expansión térmica.

Las cerámicas, desde la más fina porcelana hasta la loza, están compuestas esencialmente por los mismos materiales, estando las diferencias principales en la proporción de los componentes primarios y en los procedimientos de cocción. Los componentes son feldespato (75-85%), sílice (cuarzo o pedernal) (12-22%) y caolín (arcilla) (3-5%). Se agregan a menudo otros compuestos como potasa, soda, o cal para obtener propiedades especiales<sup>(13)</sup>.

#### **2.3.1.Feldespatos.**

Los feldespatos son el mineral que más comúnmente aparece en la formación de rocas y constituye el 50-60% de la corteza terrestre. La estructura de los feldespatos pertenece al marco de los silicatos, los cuales derivan del  $\text{SiO}_2$ , en el cual los iones  $\text{Si}^{4+}$  son reemplazados por iones  $\text{Al}^{3+}$  y la valencia es equilibrada por iones  $\text{Na}^+$ ,  $\text{K}^+$  o  $\text{Ca}^{2+}$ . Típicamente

representativos de esta categoría usados en la fabricación de las cerámicas dentales son el feldespato potásico, feldespato sódico y feldespatos resultado de una mezcla de ambos<sup>(14)</sup>.

En su estado mineral el feldespato es cristalino y opaco, con un color indefinido entre el gris y el rosa. Químicamente es un silicato de aluminio y potasio ( $K_2O-Al_2O_3-6SiO_2$ ). Al ser calentado, se funde a 1300 °C, se hace vidrioso y, a menos que sea sobrecalentado, mantiene su forma sin redondearse, propiedad conveniente para mantener la forma durante la cocción.

El hierro y la mica son impurezas que se encuentran dentro del feldespato. De estos es importante eliminar el hierro, ya que los óxidos metálicos actúan como fuertes agentes colorantes de la porcelana. El proceso se realiza triturando el feldespato y después de conseguir un polvo muy fino que es tamizado, este polvo se vibra a lo largo de planos inclinados con bordes magnetizados por inducción, así se elimina el hierro contaminante y el feldespato está listo para ser utilizado<sup>(13)</sup>.

### **2.3.2. Sílice.**

La sílice es otro componente importante de la porcelana. Para la porcelana dental se utilizan los cristales puros de cuarzo ( $SiO_2$ ), no así en otras porcelanas, en las que se emplea el pedernal. En el cuarzo pueden haber pequeñas cantidades de hierro como en el feldespato y se deben eliminar. La preparación es similar a la del feldespato, pero a diferencia de este, la sílice se tritura hasta conseguir partículas lo más pequeñas posibles. La sílice permanece inalterada a las temperaturas utilizadas para la cocción de la porcelana. Esto es lo que confiere estabilidad a la masa durante el calentamiento y hace de armazón de los otros componentes<sup>(13)</sup>.



### **2.3.3.Caolín.**

El caolín ( $\text{Al}_2\text{O}_3\text{-SiO}_2\text{-2H}_2\text{O}$ ) se produce en la naturaleza por la acción de los factores meteorológicos sobre el feldespato, como resultado de los cuales las aguas ácidas eliminan el silicato de potasio soluble. En este proceso el residuo queda depositado sobre las márgenes y en el fondo de las corrientes de agua en forma de arcilla. Sólo las arcillas y caolines más puros se utilizan en porcelana.

Se prepara por lavados repetidos con agua hasta que se ha logrado separar todo material extraño. La arcilla se deja sedimentar y después de secada y tamizada se tiene listo para ser utilizado un polvo casi blanco. El caolín le confiere opacidad a la porcelana. Al mezclarse con agua se hace pegajoso y contribuye a que la masa de porcelana se pueda trabajar y moldear. Al calentarse a altas temperaturas se adhiere al armazón constituido por las partículas de cuarzo y se contrae considerablemente<sup>(13)</sup>.

### **2.3.4.Pigmentos.**

Los pigmentos colorantes que se agregan a la mezcla de porcelana se conocen con el nombre de “fritas”. Estos polvos se añaden en pequeñas cantidades para obtener las delicadas tonalidades de color necesarias para imitar a los dientes naturales. Se preparan triturando conjuntamente óxidos metálicos con vidrio y feldespato, fundiendo la mezcla en un horno y volviendo a triturar la combinación hasta obtener un polvo.

Los pigmentos metálicos utilizados son: el óxido de titanio para obtener tonos marrón-amarillentos, el óxido de uranio para color amarillo-anaranjado, el manganeso para color grisáceo, el óxido de hierro para el marrón, cobalto para el azul, óxido de cobre para el verde, óxido de níquel para el marrón y óxido de cromo para el verde. La fluorescencia antes se daba a través del óxido de uranio, pero debido a la radiación ha sido

substituido por tierras lantánidas para conseguir el mismo efecto. El óxido de estaño se utiliza para aumentar la opacidad<sup>(13)</sup>.

## **2.4. CLASIFICACIÓN DE LA CERÁMICA.**

Las cerámicas dentales se pueden clasificar según la temperatura de fusión, la naturaleza química de sus componentes o por el sistema de procesado<sup>(8,15,16)</sup>.

### **2.4.1. Clasificación en función de la temperatura de fusión-cocción.**

La temperatura de fusión ha sido la forma clásica de clasificar las cerámicas<sup>(8,15)</sup>, y según esto distinguimos cinco tipos<sup>(8)</sup> de cerámica:

#### **2.4.1.1. Cerámicas de ALTA FUSIÓN (1280-1390 °C)<sup>(15)</sup>:**

Son propias de la industria, y se utilizan para la confección de dientes artificiales prefabricados para las prótesis removibles. Suelen tener importantes cambios dimensionales<sup>(8)</sup>.

#### **2.4.1.2. Cerámicas de MEDIA FUSIÓN (1090-1260 °C)<sup>(15)</sup>:**

Propias del laboratorio junto con las de baja y muy baja fusión<sup>(8)</sup>, éstas son empleadas para realizar las coronas *Jacket* sobre lámina de platino.

#### **2.4.1.3. Cerámicas de BAJA FUSIÓN (870-1065 °C)<sup>(15)</sup>:**

Destinadas a las técnicas de recubrimiento estético del metal en las coronas y puentes de metal-cerámica.

En las técnicas ceramometálicas, es muy importante que los rangos de fusión de la cerámica y el metal estén alejados, para evitar la deformación del metal subyacente<sup>(8)</sup>. Son las más empleadas.

#### **2.4.1.4. Cerámicas de MUY BAJA FUSIÓN (660-780 °C)<sup>(15)</sup>:**

Utilizadas en la técnica de metal-cerámica como recubrimiento de aleaciones de titanio u oro de baja fusión (tipo IV). Solas permiten la confección de *inlays* y *onlays* de cerámica.

Las razones por las que se aconseja utilizar temperaturas cada vez más bajas son<sup>(8)</sup>: disminuir los cambios dimensionales térmicos, adecuación a la aparición de nuevos materiales (titanio), usar porcelanas de baja fusión para el glaseado, y el ahorro energético.

#### **2.4.1.5. Cerámicas a TEMPERATURA AMBIENTE<sup>(8)</sup>:**

Son cerámicas que se transforman o “procesan” en clínica a temperatura ambiente, o ya vienen listas para usar. Durante el proceso industrial requieren ser tratadas con calor, pero no pasan por las manos del técnico de laboratorio y es el clínico quien las adapta, coloca y retoca sin que la porcelana sea transformada (Sistema Sonicsys, CAD-CAM, brackets cerámicos).

#### **2.4.2. Clasificación según la naturaleza química del material<sup>(15)</sup>.**

Las cerámicas dentales se pueden clasificar en tres clases en función de la naturaleza química del principal constituyente:

##### **2.4.2.1. Cerámicas FELDESPÁTICAS:**

Se distinguen dos subcategorías:

##### **2.4.2.1.1. La cerámica feldespática CLÁSICA:**

Destinada al recubrimiento estético de las aleaciones metálicas.

##### **2.4.2.1.2. La cerámica feldespática de alto contenido en LEUCITA.**

##### **2.4.2.2. Cerámicas ALUMINOSAS:**

Surgen hacia 1965 con Mclean, quién añadió a las porcelanas de baja fusión cantidades altas de alúmina<sup>(8)</sup>. Así, el principal constituyente de estas

cerámicas es el óxido de aluminio ( $Al_2O_3$ ). En función del contenido de aluminio se distinguen tres subcategorías:

2.4.2.2.1.Cerámicas con un 40% de aluminio: *Jacket* de McLean.

2.4.2.2.2.Cerámicas con un 65% de aluminio: Cerestor, All-Ceram.

2.4.2.2.3.Cerámicas con un 85% de aluminio: In-Ceram.

### **2.4.2.3.VITROCERÁMICAS:**

Los modernos materiales llamados vitrocerámicos han unido las características y ventajas de los vidrios modernos (de origen no metálico, tienen dureza, rigidez, fragilidad, transparencia, y su estructura es amorfa), a las de los antiguos materiales cerámicos (de origen mineral, no metálico, duro, frágil y rígido, no tiene por qué tener fusión total de sus elementos)<sup>(8)</sup>.

Distinguimos dos tipos de vitrocerámica de materiales de naturaleza química diferente:

2.4.2.3.1.Apatita: Cerapal.

2.4.2.3.2.Micatetrafluorosilicato: DICOR.

### **2.4.3.Clasificación por el sistema de procesado o técnica de aplicación de la cerámica**<sup>(15)</sup>.

#### **2.4.3.1.Con soporte metálico:**

Es una nueva forma de clasificar las cerámicas siguiendo las distintas posibilidades de realizar el soporte metálico. Este soporte metálico sirve para: reforzar mecánicamente la prótesis, y servir de soporte en la cocción para anular la retracción de cocción por piroplasticidad de la fase vítrea.

2.4.3.1.1.Hoja de platino u oro.

2.4.3.1.2.Fabricadas.

2.4.3.1.3.Electrodeposición.

2.4.3.1.4.Cocida.

**2.4.3.2.Sin soporte metálico:**

2.4.3.2.1.Sobre revestimiento.

2.4.3.2.2.Colada y vitrocerámica.

2.4.3.2.3.Fabricada: CAD-CAM, Ultrasonidos.

2.4.3.2.4.Inyectada: en caliente, en frío.

2.4.3.2.5.Barbotina, cocida e infiltrada.

## **2.5.ELABORACIÓN DE LA CERÁMICA EN EL LABORATORIO<sup>(17)</sup>.**

Las restauraciones de cerámica se fabrican en el laboratorio a partir de cerámica en polvo. Cada tipo de cerámica variará en sus componentes. Dependiendo de su translucidez se presentan en porcelanas opaca, dentina e incisal.

La técnica de aplicación de la cerámica dental consiste en la mezcla de polvo con agua destilada o líquido de modelar especial, hasta que se logra una pasta cremosa. Esta se aplica con una espátula o pincel de forma que logremos una buena compactación, eliminando el máximo de líquido, pues éste nos producirá defectos y grietas, que son el origen de las fracturas.

Una vez realizada la cocción de cada una de estas capas, en un horno de vacío, la cerámica tiene un aspecto mate, sin estética, es la cerámica en fase de bizcocho. Su superficie no es lisa, y por ello retiene placa bacteriana, y facilita la abrasión del diente antagonista. Para conseguir el acabado correcto de la cerámica, hay tres técnicas: el autoglaseado o glaseado intrínseco, el glaseado habitual o extrínseco y el pulido mecánico de la superficie.

El autoglaseado se realiza con una cocción a presión atmosférica, elevando rápidamente la temperatura hasta el punto de fusión, de modo que

funda la matriz vítrea, la cual fluye cubriendo la cerámica y dando lugar a una superficie lisa y brillante. De esta forma, además, se aumenta la resistencia a la fractura y se reduce el avance de las fisuras<sup>(16)</sup>.

En el glaseado habitual se emplea un polvo de vidrio y líquido facilitado por las propias casas comerciales. Estos se mezclan y se aplican a la superficie cerámica, realizándose la cocción a presión atmosférica, a unos 50-80°C por debajo de la temperatura de cocción de la cerámica de cuerpo. La superficie macroscópica es lisa y brillante.

La observación con el microscopio electrónico de barrido muestra en el autoglaseado, leves depresiones, y en el glaseado habitual discretos resaltes, pero siempre de contornos suaves.

El pulido mecánico se realiza con gomas de pulir de grano progresivamente decrecientes. Se considera que el resultado es similar, tanto por microscopía electrónica como por estudio de rugosimetría. Un estudio de Rosentiel<sup>(18)</sup> determina que la cerámica pulida es más resistente que la glaseada.

Una vez terminada la restauración se envía al clínico para que la pruebe y cimente. A veces es necesaria una prueba en fase de bizcocho para realizar pequeños ajustes de color y forma. Pero, de todas formas, puede ser necesario realizar algún pequeño ajuste de la restauración una vez ha sido cementada.

## **2.6.CAD-CAM.**

### **2.6.1.Introducción al CAD-CAM.**

Este capítulo cubre los fundamentos del CAD-CAM a la vez que hace una presentación histórica del tema. Históricamente, puede decirse que el CAD-CAM empezó con el desarrollo del transistor. En realidad, su historia es la crónica del desarrollo de los ordenadores.

Se incluye también una breve descripción de cada una de las cinco características básicas para entender el CAD-CAM: la estación gráfica del ordenador, la base de datos, el *software*, el control numérico y la robótica. En un capítulo resumen se muestra cómo se empleará la “fabricación flexible” en la industria del futuro<sup>(19,20)</sup>.

Aunque numerosos expertos usan el término CAD-CAM para las estaciones gráficas, su nombre es un acrónimo derivado del inglés *Computer-Aided Dessing* y *Computer-Aided Manufacturing* (Diseño Asistido por Ordenador y Fabricación Asistida por Ordenador). CAD y CAM son disciplinas distintas.

En realidad CAD-CAM es un matrimonio entre numerosas disciplinas de ingeniería y fabricación. En una expresión más simple, es una comunicación computerizada y una función de diseño para y entre ingenieros de diseño e ingenieros de fabricación. Si lo llevamos a sus últimos extremos, podemos incluir en él casi todas las etapas de fabricación y gestión. En este caso, quedarían incluidos el marketing, la informática, contabilidad, control de calidad y casi todo aquello que pudiera tener relación con una base de datos centralizada. En general, podemos interpretar el prefijo CA como de “Asistido por Ordenador” y sinónimo de automatización.

Algunas funciones más comunes del CAD son el modelado geométrico, análisis, prueba, delineación y documentación. El CAM por su parte, incluye control numérico, robótica, planificación y control de fabricación. Ambas disciplinas están interrelacionadas por una base de datos común.

CAE son las siglas de *Computer-Aided Engineering* (Ingeniería Asistida por Ordenador). Sus funciones incluyen diseño automático, análisis de simulación, y diseño de procesos y herramientas; las funciones de CAM incluyen producción de herramientas, producción de repuestos,

automatización de cadenas de montaje, programación de control numérico, inspección y comprobaciones. Como en el caso del CAD-CAM ambas disciplinas están unidas por un sistema de comunicación y una base de datos comunes<sup>(19,21)</sup>.

El CAD-CAM es un concepto con muchos orígenes que en un principio estuvo orientado hacia el *hardware* (circuitos). Sin embargo, el *software* (programación) es la savia que da la vida al CAD-CAM.

Aunque varias partes del CAD-CAM ya no son habituales desde hace tiempo, hay algunos conceptos clave de su desarrollo que son los que le proporcionan auténtica sustancia<sup>(22)</sup>.

#### **2.6.1.1.El ordenador.**

El primer desarrollo fue, naturalmente, el ordenador y también el de las estaciones gráficas que son realmente la clave del desarrollo del concepto del CAD-CAM.

No podemos, sin embargo, olvidar la importancia de la industria microelectrónica y su influencia en el desarrollo del concepto de CAD-CAM.

El primer ordenador operativo, el ENIAC, contenía cerca de 18.000 tubos de vacío y alcanzaba temperaturas próximas a los 400°C en los circuitos electrónicos. Las continuas averías hicieron ver pronto que el uso de los tubos de vacío sería un gran inconveniente en el desarrollo futuro de la electrónica<sup>(22,23)</sup>.

#### **2.6.1.2.El transistor.**

Los esfuerzos de los laboratorios de Bell Telephone, que había financiado las investigaciones sobre semiconductores desde 1936, se vieron finalmente recompensados cuando tres de sus científicos descubrieron el transistor en 1947. Desde entonces, la industria de la microelectrónica despegó con la velocidad del rayo. Hoy sería imposible imaginar como sería el mundo sin el feliz descubrimiento de 1947.



Durante los años cincuenta, apareció la primera pantalla de visualización con tubo de rayos catódicos (CRT) en el ordenador Whirlwind (Torbellino) I del MIT (Instituto Tecnológico de Massachusetts). A mediados de la década el sistema de defensa Aérea SAGE fue el primero en usar y controlar consolas con CRT, en las que los operadores identificaban los objetivos señalándolos con lápices ópticos.

Las pantallas gráficas aparecieron ya en el 1951 y los registradores estaban en pleno uso en 1953. Los lápices ópticos existían ya en 1958 y las mesas digitalizadoras estuvieron disponibles en 1964<sup>(22,23)</sup>.

De hecho, la mayor parte de las tecnologías empleadas actualmente existían en 1965, aunque el número real de consolas instaladas en este tiempo no llegaba a 200. El coste y la falta de disponibilidad del *software* fueron los responsables de tan escasa difusión.

#### **2.6.1.3. Gráficos interactivos por ordenador.**

En 1962, Ivan Sutherland, del MIT, demostró en su tesis doctoral<sup>(24)</sup> que los gráficos interactivos con ordenador eran factibles. Un resultado del trabajo de Sutherland fue una película sobre gráficos por ordenador que, gracias a una amplia distribución, generó un gran interés en el asunto. Sutherland introdujo y desarrolló muchas de las ideas fundamentales y de las técnicas que aún hoy están vigentes.

En esa época, General Motors Corporation y los laboratorios Lincoln demostraron, por separado, que un tubo de rayos catódicos podía utilizarse como pantalla gráfica. En 1956, General Motors, MIT, Laboratorios Bell, Lockheed y McDonell Douglas realizaban investigaciones sobre gráficos con grandes ordenadores<sup>(25)</sup>.

#### **2.6.1.4. Tecnologías CAM.**

Desde el punto de vista del CAM, casi toda la tecnología aparecida en los últimos 30 años se ha dirigido a conseguir mover la herramienta sobre la pieza con mayor rapidez. Probablemente el control numérico es la

tecnología CAM más evolucionada. Con este método, las instrucciones de los programas que controlan las máquinas herramienta están grabadas en cinta perforada de papel. El control numérico por ordenador (CNC) es una técnica más avanzada que incluye un miniordenador o un microordenador dedicado al control de la máquina herramienta. Aquí, las instrucciones están en la memoria del ordenador. En el caso del control numérico directo (DCN), todas las máquinas están conectadas a un único ordenador central, que es encargado de enviar las órdenes. Por regla general, la historia del control numérico es la historia del control automático y, en particular, de los circuitos integrados<sup>(26,27)</sup>.

#### **2.6.1.5.Lenguajes para CAM.**

Los dos primeros programas de CAM fueron desarrollados a finales de los años cincuenta. Dichos programas, llamados APT y PRONTO, presentaban lenguajes para eliminar la necesidad de que el usuario tuviera que manejar los códigos de cinta perforada para actuar sobre la máquina herramienta. Ambos se usan con profusión hoy en día estando el APT dedicado principalmente al control numérico de la generación de máquinas controladas por cinta. Sin embargo, uno de los mayores problemas de los sistemas CAM es la compatibilidad entre sus lenguajes<sup>(26)</sup>.

#### **2.6.1.6.Compatibilidad.**

Como ejemplo, valga el caso del DAC (Diseño Activado por Ordenador) de General Motors a principios de los sesenta. Se trataba de un auténtico desarrollo CAD-CAM desde el momento en que no era preciso que los usuarios fuesen programadores y, por primera vez, los diseñadores y demás personas de fabricación, podían comunicarse con un ordenador gráficamente.

Lamentablemente, el DAC fue desarrollado para el IBM 7090. En cuanto el DAC empezó a funcionar correctamente, IBM introdujo la serie 360, que era incompatible con el programa del DAC. Sin embargo, el DAC

permitió que General Motors pudiera diseñar y producir importantes piezas cuando, en 1964 y 1965, se cambiaron sus modelos de automóviles en el último momento<sup>(23)</sup>.

Probablemente en 1973 se produjo el mayor estímulo para el CAD-CAM cuando el VSAP (Programa de Análisis Estructural de Vehículos) de General Motors permitió que la compañía diseñara los nuevos modelos de coches, nueve meses antes de lo inicialmente previsto.

La mayor parte del ahorro procedió del diseño de prototipos mediante simulación. La fabricación tardó mucho en incorporarse a estas tecnologías, puesto que fue preciso renovar la maquinaria de producción.

Sin embargo, ha habido muchas aproximaciones al CAD-CAM de operaciones de fabricación controladas por ordenador. En 1977, la compañía Minister Machine acopló una máquina de oxicorte computerizada a un sistema gráfico de CAD, obteniendo un incremento de producción del 30 por 100.

#### **2.6.1.7.Robótica.**

La anatomía del robot industrial guarda muy poco parecido con la del ser humano. Sin embargo, hay ciertas funciones en las que el robot duplica el movimiento del cuerpo, por lo que en muchos aspectos están relacionados con las partes del cuerpo y sus funciones.

El robot industrial es un manipulador automático programable (manipulador de materiales) capaz de realizar ciertos trabajos sin supervisión humana. Puede cambiársele de trabajo y ha sido diseñado pensando reproducir movimientos semejantes a los humanos más que en fabricar ningún tipo de producto como hace una máquina herramienta<sup>(23)</sup>.

##### **2.6.1.7.1.El robot.**

Podríamos hablar de multitud de otras operaciones de fabricación controladas por ordenador, tal como las de chequeo, soldadura, etc., pero

probablemente el robot es el dispositivo más asociado al CAD-CAM en la mente de todos.

En realidad el primer robot industrial no fue desarrollado hasta la década de los cincuenta, en que George Devol patentó sus diseños de robots industriales. En 1958, Devol llegó a un acuerdo sobre patentes con Consolidate Control Corp., una subsidiaria de Condec Corp.

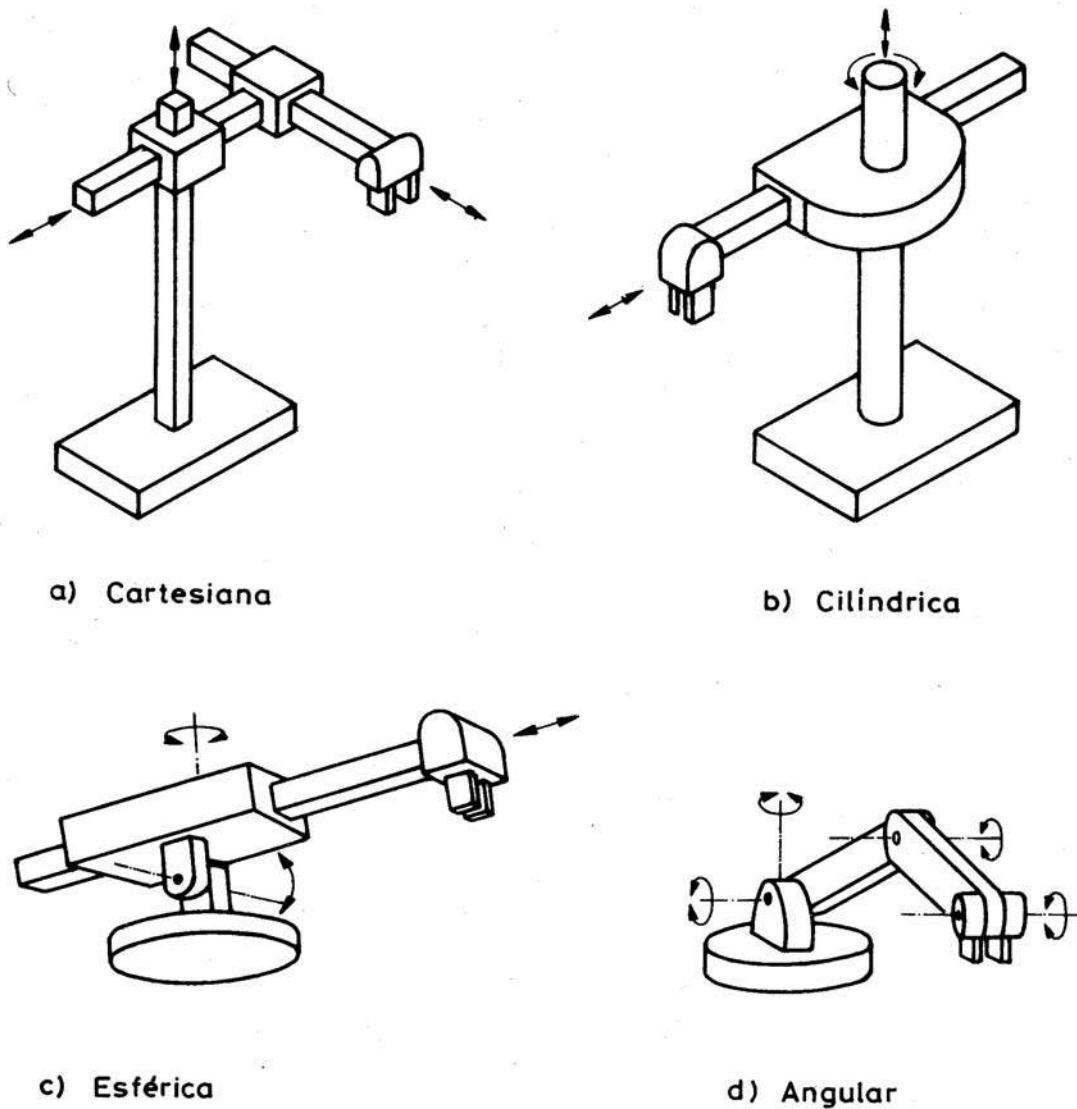
En 1960 empezó a funcionar el primer modelo de laboratorio de una de estas máquinas, apareciendo los primeros prototipos en 1962. En este año Condec y Pulman Inc. se fusionaron en Unimation. La industria de la robótica acababa de nacer<sup>(23,26)</sup>.

#### 2.6.1.7.2. Componentes de un robot.

Un robot consta de tres partes fundamentales: la fuente de energía, la consola de control o memoria y la unidad mecánica. La fuente de energía puede ser eléctrica, hidráulica o neumática. Si utiliza energía hidráulica, deberá incluirse un cuarto componente: el equipo de energía hidráulica. Estos componentes pueden situarse alejados unos de otros o juntos incorporados a la máquina básica.

Aunque la mayoría de los robots son capaces de girar, el diseño del brazo varía según los fabricantes, siendo éste el aspecto que marca la mayor diferencia en el tipo de robot. Como norma, hay cuatro tipos de máquinas ilustrativas del diseño de robots. Las dos primeras tienen un brazo horizontal sobre una columna vertical; la tercera usa una articulación de torre semejante a la del cañón de un tanque, mientras la cuarta tiene un brazo articulado semejante a la azada de un tractor<sup>(23)</sup>.

Figura 1. Tipos de brazos para robots.



### 2.6.1.7.3. Características físicas.

Las cuatro configuraciones básicas pueden combinarse entre sí para producir un elevado número de combinaciones. Pueden colgarse del techo, fijarse en el sitio o ser móviles entre raíles. Su control puede ir desde el simple operado manualmente por CAM, hasta el complejo por ordenador. Algunas de las principales características físicas de los robots actualmente existentes son:

1. Control del espacio de trabajo con seis articulaciones manejables continuamente entre la base del robot y el extremo de la pinza.
2. Posibilidad de cambiar la extensión y repetición mediante una programación rápida e intuitiva.
3. Control punto a punto o continuo entremezclados.
4. Interacción con otras tecnologías (sincronización con piezas móviles).

A medida que la industria de la robótica progrese, los robots futuros podrán incluir un sistema de modelado dinámico en tres dimensiones que permitirá al ingeniero dibujar y manipular objetos sólidos en la pantalla del puesto de CAD<sup>(26)</sup>.

#### **2.6.1.8. Características del CAD-CAM.**

Si pudiéramos extender el concepto de “fábrica automatizada” hasta sus últimas consecuencias, pondríamos todas las fases de la producción bajo el control del ordenador, desde el *marketing* hasta la salida del producto ya manufacturado. Aunque existen diversas versiones de diseño CAD-CAM para las distintas plantas de fabricación, hay algunas características comunes que podemos usar como bases para la descripción del CAD-CAM. Se trata de la estación gráfica del ordenador, la base de datos común, el *software*, el control numérico de la máquina, el manejo automático de los materiales y, en particular, la robótica<sup>(28)</sup>.

#### **2.6.1.9. La estación gráfica.**

Las pantallas gráficas son el elemento importante en el CAD-CAM, en las que tanto su estructura física como su programación se hallan aún en plena evolución. Básicamente, una estación gráfica es una combinación de *hardware* y *software* (circuitos y programa) que proporcionan al usuario lo que precisa para interactuar con el ordenador y crear información gráfica (incluyendo entradas gráficas, visualización y procesamiento de gráficos). Aunque hay muchas estaciones gráficas con insuficiente capacidad

informática, la mayor parte han sido diseñadas para ser usadas conjuntamente con un superminiordenador o con un macroordenador<sup>(23)</sup>.

#### **2.6.1.10.Periféricos.**

Las estaciones gráficas comportan una amplia variedad de periféricos de entrada y salida, de los que el teclado constituye el periférico de entrada más popular. Por el lado de salida, hay una amplia gama de periféricos disponible para poder obtener una copia en papel<sup>(19,25)</sup>.

#### **2.6.1.11.Terminal.**

El terminal puede ser una pantalla de exploración de trama (semejante a los aparatos de televisión), por tubo de memoria (similar a los osciloscopios) o una pantalla de visualización aleatoria. Asimismo, las pantallas pueden ser monocromas (blanco y negro) o de color.

Dado que cada vez se hace más trabajo en las estaciones gráficas mediante la simulación, el ordenador y la estación gráfica son los elementos clave del concepto de CAD-CAM<sup>(20)</sup>.

#### **2.6.1.12.Base de datos común.**

Si nos detenemos en un producto que entra por primera vez en el ciclo de fabricación, es evidente que necesitaremos una base de datos. Hay ciertos datos de un producto que deben archivarse en el ordenador para usos posteriores en el proceso de fabricación. Esos datos pueden proceder tanto del usuario como del departamento de *marketing* tras un análisis del tipo de producto que se trate.

Dado que estos datos se hallan en la memoria del ordenador, pueden ser extraídos por todo aquél que necesite información.

#### **2.6.1.13.Transmisión de datos.**

Como consecuencia, junto con la base de datos es preciso un medio para comunicarlos a quienes los necesiten, y el ordenador es un elemento ideal para esta tarea. No solamente puede almacenar la información, sino que, aprovechando las potencialidades de comunicación de los modernos

ordenadores, podemos transmitir los datos vía teléfono, cables coaxiales, microondas y fibras ópticas<sup>(20)</sup>.

#### **2.6.1.14. Tecnología de grupo.**

Ahora ya hemos cubierto los requerimientos básicos de un sistema CAD-CAM; una base de datos común y una forma de comunicarlos. Sin embargo, con la aplicación del ordenador a casi todas las facetas de la ingeniería y del trabajo de fabricación, se impone la estandarización. La tecnología de grupo (GT) es una filosofía o concepto que está volviendo a imponerse. La GT puede definirse como la reunión y organización (agrupamiento) de todas las piezas comunes, principios, problemas y tareas (tecnología) que mejoren la productividad.

El primer paso para el establecimiento de un programa de GT consiste en desarrollar un sistema de clasificación con el que establecer los grupos. Antes de este agrupamiento, el fabricante debe disponer una numeración de las distintas partes utilizadas. Cuando algunas de ellas estén duplicadas, deberán poseer distintos códigos de numeración para poder ser empleadas en otras tantas líneas de producción. Puede haber miles de elementos de un proceso de fabricación en distintas líneas de producto absolutamente descorrelacionados<sup>(20)</sup>.

#### **2.6.1.15. Software.**

Salvo por los comentarios sobre Sutherland, hasta ahora nos hemos ocupado solamente del aspecto físico del CAD-CAM. En la instrucción del *software* el doctor Patrick Hanratty diseñó diversos programas de cálculo numérico para General Motors dada su experiencia en ese campo. Allí, el doctor Hanratty realizó importantes contribuciones al proyecto DAC, que fue el primer sistema real de CAD-CAM que empleó gráficos por ordenador<sup>(22,26)</sup>.



#### **2.6.1.16.Adam y AD 2000.**

En 1970, Hanratty creó su propia empresa y realizó un programa de diseño mecánico llamado “Adam”. A este siguió uno más completo denominado “AD 2000” que se convirtió en la base de los sistemas CAD-CAM con macroordenadores. En algún tipo de versión, el AD 2000 constituye aún el fundamento de muchos de los sistemas vendidos alrededor del mundo.

A la vez que el control numérico, el control adaptativo (AC) ha sido otro desarrollo de la automatización de los procesos de fabricación. Iniciado a principios de los sesenta, el control adaptativo emplea la información derivada de un proceso de fabricación para mejorar su eficacia mientras se está desarrollando. En la actualidad, los sofisticados sistemas de CAM de la industria aeroespacial son los principales usuarios de esta tecnología, puesto que las rutinas de fabricación son suficientemente largas como para justificar el incremento del coste que impone la incorporación del control adaptativo. Como cualquier desarrollo nuevo, el tiempo y los avances técnicos permitirán que más industrias se beneficien de este proceso<sup>(28)</sup>.

#### **2.6.1.17.Control numérico.**

Todo sistema de control para máquinas herramienta o sistema de manejo de producción incluye cuatro elementos básicos:

1. Un dispositivo de entrada que transforma las señales en niveles de tensión adecuados para los circuitos lógicos del sistema de control.
2. Algún tipo de instrucciones, o de lógica, con los que dotamos a la máquina.

3. Memoria que permitirá que la máquina que ejecuta una secuencia de operaciones sepa qué está ocurriendo y cuando deben cambiarse al siguiente paso.
4. Un dispositivo de salida que convierta las señales procedentes de la lógica de control en señales eléctricas adecuadas para que la máquina pueda funcionar.

Así, en una máquina básica con control numérico, las instrucciones están almacenadas en cinta perforada y son leídas por lectores electromecánicos, conectados a la máquina herramienta. En una versión más elaborada, sistemas CNC, las instrucciones proceden del ordenador central<sup>(25)</sup>.

#### **2.6.1.18.Fabricación flexible.**

El resultado final del CAD-CAM es la aparición de un concepto nuevo llamado “fabricación flexible”. Se trata de uno de los desarrollos tecnológicos que conforman la idea de “fábrica del futuro”, cambiando los métodos actuales de fabricación hasta niveles no vistos desde la introducción de la energía mecánica en el siglo XVIII<sup>(26)</sup>.

#### **2.6.1.19.Ventaja de la fabricación flexible.**

La fabricación flexible (FM) permite efectuar cambios en el producto de forma rápida y económica. En contraste con los antiguos métodos de fabricación que tendían a estandarizar las líneas de producción, la FM (mediante el empleo del control por ordenador en las máquinas modernas) tiende a provocar una mayor diversificación y mejora de productos sin sacrificar los beneficios económicos de la producción en gran escala.

Dada la actual tendencia del consumo hacia una mayor variedad de producción, los métodos tradicionales que requieren hombre y máquinas especializados en líneas de producción estática han perdido su competitividad. Como ejemplo, un fabricante de tractores produce 21

modelos básicos; en 1960 sólo producía cuatro modelos. Antes de la fabricación flexible, las líneas de fabricación debían parar durante semanas para proceder a los cambios.

Sin embargo, la fabricación flexible no es la panacea para los problemas de la fabricación. Los sistemas FM no solamente son complicados, sino muy caros. Como se ha puesto de manifiesto en muchos artículos sobre el tema, con FM es fácil cometer errores de un millón de dólares<sup>(26)</sup>.

#### **2.6.1.20. Factores de decisión.**

La decisión de usar FM debe basarse en factores tales como el tamaño del producto, la precisión buscada, la vida útil del producto y su movilidad. Los productos estándar –tales como tornillos, pernos, clavos y similares- no suelen cambiar a menudo, por lo que pueden ser fabricados a millares con los sistemas tradicionales.

Por otra parte, una gran variedad de piezas especializadas de corta duración tampoco son factibles. La fabricación flexible se adapta mejor a la tecnología de grupo en el que se producen familias enteras de piezas, tales como los embragues de automóvil.

Además de la misma forma que los ordenadores dirigen las operaciones de fabricación, pueden también emplearse en la simulación de modelos con los que establecer un sistema de fabricación flexible.

La explosión de la información es la fuerza real que subyace bajo la fabricación flexible, el CAD-CAM, el control numérico, los robots, los gráficos por ordenador y en general, la aplicación de los ordenadores a la industria. El ordenador permite procesar la información más rápidamente y es el único que puede satisfacer el insaciable apetito que la sociedad ha tomado por los productos nuevos<sup>(26)</sup>.

En la industria, esta tecnología hace años que se está aplicando. En los años sesenta se inicia el diseño de piezas por ordenador gracias a la colaboración entre ingenieros de la General Motors Corporation (EE.UU) y programadores de la compañía IBM. Más adelante, a la tecnología del diseño por ordenador se le integra la posibilidad de fabricación por ordenador<sup>(29)</sup>. Actualmente es impensable una fábrica de automóviles sin un sistema moderno de CAD-CAM<sup>(30)</sup>.

### **2.6.2. Aplicación del CAD-CAM en Odontología**<sup>(29)</sup>.

El término CAD-CAM viene de la abreviatura inglesa “*Computer Aided Design*” (Diseño asistido por ordenador) y “*Computer Aided Manufacturing*” (Fabricación asistida por ordenador). Actualmente este término está siendo sustituido por el de CAD-CIM que es la abreviatura inglesa de “*Computer Aided Design*” y “*Computer Integrated Machining*” (Diseño asistido por ordenador y Fabricación **integrada** en el ordenador)<sup>(31,32)</sup>.

Las Técnicas CAD-CAM se introdujeron en Odontología en 1971, siendo al principio más experimentales y teóricas que clínicas.

En 1979 Heitlinger y Rodder, y luego Mörmann y Brandestini en 1980 empiezan a trabajar en este campo y durante esta década empiezan a aparecer diferentes sistemas como los de Duret, Minnesota y Cerec.

El primer prototipo se presentó en la conferencia *Entretiens de Garancière*, en Francia en 1983. Duret realiza una demostración fabricando una corona posterior para su mujer, el 30 de Noviembre de 1985.

Los problemas de la tecnología computerizada en Odontología son la impresión óptica; la computadora y el *software*; el material, herramientas y maquinaria; y, finalmente, los costes<sup>(33)</sup>.

### **2.6.3.Sistemas de CAD-CAM en Odontología.**

Haremos un breve repaso de los distintos sistemas de CAD-CAM existentes en la actualidad.

#### **2.6.3.1.El método holográfico.**

En 1975, Altschuler presentó un método holográfico de digitalización del modelo<sup>(30)</sup>.

Los trabajos del Dr. Bruce Altschuler se iniciaron en 1971. Se trata de dos láser que producen cada uno un haz principal por interferencia de ondas frontales que son reflejadas en unos espejos semitransparentes. Los dos haces son ortogonales y producen un haz bidimensional, la modulación del cual puede transformarse en la información de profundidad. El diente es captado en el momento de la fotografía por una luz que incide a 45° sobre el mismo. El *set-up* utiliza un arreglo de colimación, al menos para la proyección. La idea de combinar el láser holográfico con los ordenadores en prótesis dental y en odontología restauradora, permitiendo que la información contenida en el holograma de un diente pasara a un ordenador que operara con una máquina de tallado, nunca fue comercializada<sup>(32)</sup>.

#### **2.6.3.2.Máquinas de control numérico para el control de la fabricación de anclajes<sup>(33)</sup>.**

De un tiempo hasta ahora, los laboratorios dentales han intentado hacer las operaciones convencionales de tallado para la fabricación de componentes individuales de anclajes, por sistemas de control numérico (CN) u ordenadores de control numérico (CNC) para controlar las máquinas de tallado.

La compañía Degussa y un inventor italiano, llamado Menecki, presentaron máquinas parecidas, pero estas fueron prototipos que nunca se fabricaron en serie. El sistema Degussa se presentó a los expertos en la Muestra Dental Internacional de Colonia, en 1986, y el inventor italiano presentó su máquina de tallado en la Expodental de Génova del mismo año.

El carácter específico de los anclajes con relación a la preparación individual del diente y al armazón de metal, presenta problemas en ambas máquinas. Ajustar estas máquinas a las características específicas de la situación del paciente, es semejante al tiempo que consume el proceso de tallado, siendo económicamente poco eficaz comparándolo con el trabajo manual. Sólo el uso de imágenes, registradas de forma inteligente por sistemas informatizados, podrá ayudar a estas ideas innovadoras a tener éxito, aunque su eficacia económica será dudosa por lo que se refiere a un futuro inmediato.

#### **2.6.3.3.El sistema CELAY.**

El sistema CELAY (Ceramic-Inlay) se desarrolló en 1988<sup>(34)</sup>. Es un sistema suizo (Mikrona Technologie, Spreitenbach, Suiza), presentado en Munich y es fruto de la idea de un alumno de la Escuela Dental de Zurich. Este aparato se compone de dos partes, una destinada a la lectura por palpación y otra a la fabricación con la ayuda de una micromáquina de 4 ejes. Este sistema es similar al de copiado de una llave o un pantógrafo<sup>(29)</sup>, pues duplica la matriz que el dentista ha hecho sobre la preparación dental<sup>(30)</sup>.

Es una óptima alternativa a los sistemas de CAD-CAM para el laboratorio dental. Este sistema utiliza la cerámica feldespática y el óxido de aluminio, y nos permite la realización de inlays, overlays, cofias y subestructuras para puentes de tres piezas<sup>(32)</sup>.

Este sistema no se puede considerar CAD-CAM.



Figura 2.  
Sistema CELAY.



Figura 3.  
Sistema PROCERA.

#### **2.6.3.4.El sistema de copia y tallado CERAMATIC<sup>(32)</sup>.**

Es un sistema integrado automático de una unidad de copia y tallado, para materiales de cerámica y óxido de aluminio. El sistema emplea bloques de cerámica CEREC Vitablocs Mark II.

Al igual que sucede con el sistema Celay, el primer paso que se realiza es la confección de una incrustación previa (pro-inlay), en boca del paciente o sobre el modelo de yeso (esto se puede realizar en material compuesto-composite o cera). Esta incrustación se fija en el lado de escaneo de la máquina. El escaneado y el tallado se realizan simultáneamente y completamente automatizado.

Se desconocen las aplicaciones, eficacia y precisión del sistema.

#### **2.6.3.5.El sistema DURET (HENNISON/SOPHA).**

Introducido por el Dr. François Duret en 1985, dentista de Grenoble (Francia), en cooperación con la compañía Hennison Int.<sup>(33)</sup>. Inicialmente concebido para realizar coronas<sup>(32)</sup>, también puede realizar pequeños puentes, a parte de inlays, onlays y coronas  $\frac{3}{4}$ <sup>(33)</sup>. Actualmente es desarrollado y comercializado por la sociedad Sopa Bioconcept (Sopa, Lyon, Francia; Sopa, Los Angeles, CA).

Este sistema reúne los tres elementos de base de la concepción y fabricación asistida por ordenador dental: la lectura con conversión analógico-numérica (aquí optoelectrónica), la concepción asistida por ordenador con modelizaciones lineales y superficiales, y la fabricación por control numérico<sup>(29)</sup>.

Los tres procesos básicos del sistema son los siguientes:

- Primero se utiliza una cámara para introducir las figuras en el sistema. Este artilugio incluye una fuente láser (diodo) que, a través del primer endoscopio, proyecta luz en el área deseada. Un segundo endoscopio, adyacente al primero, permite a la cámara tomar imágenes en la boca. Esta es una cámara CCD (*Charge-*



*Coupled-Device*) fotorreceptora de alta resolución de 512x512 pixels. Esta cámara está conectada a un sistema que digitaliza la información y correlaciona las diferentes visiones. La sonda tiene una resolución de 20  $\mu\text{m}$ <sup>(29)</sup>. Es necesario obtener diferentes vistas de la preparación. El sistema procesa una visión vestibular, una visión lingual, dos vistas proximales y un registro de los dientes antagonistas<sup>(32)</sup>.

- Después, el sistema CAD, que utiliza como software el sistema EUCLID (Matra Datavision Company) en un Micro VAX II (Digital Equipment Corp.)<sup>(33)</sup>, permite al operador crear un modelo electrónico de la impresión, exponerlo en la pantalla y usarlo para diseñar la prótesis. El sistema CAD posee un articulador propio, llamado Acces Articulator, que provee los datos relativos a los movimientos de la mandíbula<sup>(29)</sup>.
- El tercer paso es el procedimiento CAM, que incluye una máquina de control numérico de 4 ejes (de 3.5 ejes para Stachniss<sup>(33)</sup>, Dianne Rekow habla de una máquina de tallado de sólo 3 ejes). Esta máquina permite tallar automáticamente la prótesis a partir de materiales convencionales (cerámica, metales incluyendo el titanio) o especiales<sup>(29)</sup> (bloque de Dicor® o Aistee®, composite reforzado con fibra)<sup>(32)</sup>.

Existen tres formas posibles de configuración del sistema<sup>(29)</sup>:

1. Un sistema completo en el gabinete dental con una única sala de operaciones. El sistema de captación óptico podría encontrarse cerca del sillón dental, y la maquinaria de CAD-CAM en otra habitación. Esta configuración permite tallar la prótesis inmediatamente, con el paciente bajo el efecto de la anestesia local.

2. Un gabinete dental con varios sillones y cada uno con su sonda óptica, pero con un único sistema CAD-CAM instalado en una habitación separada. Esta configuración es más costosa, pero elimina la necesidad de mover al paciente a la sala equipada con el sistema o tener que esperar para usarlo. También se puede conectar una segunda máquina de tallado, incrementando así el número de prótesis que se pueden realizar en un solo día.
3. El dentista puede estar equipado con una sonda óptica y tener acceso a través de la línea telefónica (por módem) o enviar la información en soporte digital (disquette)<sup>(32)</sup> a la base que posea un ordenador y una máquina de tallado (otro gabinete dental o un laboratorio).

Este sistema, debido a su complejidad, no ha tenido el éxito esperado<sup>(32)</sup>.

#### **2.6.3.6.El sistema MINNESOTA (DentiCAD®)<sup>(29)</sup>.**

También conocido con el nombre de método Rekow/Erdman<sup>(32)</sup>. Es uno de los sistemas más difundidos en los EE.UU (DentiCAD USA, Waltham, MA). El sistema fue desarrollado por el equipo de la Universidad de Minnesota, bajo la dirección de la Dra. Dianne Rekow<sup>(32)</sup>, con el soporte del US National Institute for Dental Research<sup>(33)</sup>, y desde su concepción en 1986, ha sufrido numerosas modificaciones.

Este sistema se presenta en dos configuraciones:

1. Una configuración para laboratorios, en la que se trabaja sobre el modelo de yeso.
2. Otra configuración, que está destinada al clínico y al laboratorio de prótesis, en la que ambos están en comunicación a través de módem. En este caso los costes para el dentista son mínimos,

pues sólo recoge los datos que serán enviados al laboratorio, donde se procesaran y se fabricará la prótesis.

El sistema permite la realización de coronas completas de metal, y es capaz de fabricar armazones para dentaduras parciales, bases para dentaduras completas y prótesis parciales fijas.

Los datos se consiguen a través de dos sistemas:

1. Por un sistema fotográfico (sistema estereofotogramamétrico).

Para conseguir un buen ajuste de los márgenes de la corona hace falta una alta resolución y un equipo digitalizador. Los datos que necesitamos captar incluyen la superficie del diente preparado, los segmentos proximales de ambos dientes adyacentes y la morfología del diente (o dientes) opuesto. La posición de las cúspides de los dientes antagonistas se obtiene en relación a la superficie del diente preparado, con los dientes en relación céntrica, posiciones de trabajo y balanceo, y protrusión.

Los datos se recogen con una cámara estándar de 35 mm a través de un tubo magnificador de lentes de 10 mm de diámetro, que se une a una lente estándar de 55 mm. Un sistema de prismas, en el extremo distal del tubo, permite al campo de visión estar a 90° respecto al eje de las lentes. Una preparación de una corona entera puede visualizarse desde una única posición aproximadamente a 25 mm sobre la superficie del diente. Sin embargo, se usan varias vistas para asegurar que se obtiene una información completa y minimizar así la posibilidad de que salga distorsionada por el movimiento del paciente. El diente se ilumina por unas fibras ópticas que rodean a las lentes. En el campo de visión de cada imagen hay un aparato de calibración de tres dimensiones, que permite la continua calibración de la imagen sin represiones

impuestas por la posición de la lente relativa al diente o por la cabeza del paciente.

Esto permite una reconstrucción en tres dimensiones de la superficie y de los movimientos de la mandíbula (posiciones en las que los dientes están en contacto), creándose unas parejas de imágenes. Las imágenes se graban en una película estándar (Ectachrome, ASA 400). La película se revela por los procedimientos comerciales.

Las diapositivas en color se digitalizan a través del sistema Eikonix EC 850 (Eikonix Corp., Beldford, Massachusetts). El digitalizador tiene una resolución de 4096x4096 pixels. La imagen del diente llena el campo de visión del digitalizador, que provee una resolución limitada de 2.44 micrómetros ( $\mu\text{m}$ ). Cada pixel da unos datos X, Y de la imagen. El digitalizador capta la intensidad de la luz que atraviesa cada pixel y escribe su valor en el ordenador. Las imágenes pueden analizarse tanto en una escala de grises, como de rojos, azules y verdes. El tiempo de digitalización va de 10 a 90 segundos por diapositiva, dependiendo de la escala que se use.

La precisión de este sistema es de  $\pm 10$  micrómetros, que es mejor según los inventores que el uso de una videocámara.

Para la reconstrucción en tres dimensiones se están investigando dos técnicas:

- a) El método de la transformación lineal directa. Antes de que empiece el análisis, cada uno de los puntos de la imagen estereográfica debe evaluarse con los puntos correspondientes de la pareja. Luego se usan técnicas de correlación para obtener la orientación relativa más probable de las dos imágenes. Cuando se ha establecido la correspondencia entre

los puntos, se aplica la transformación lineal directa para la reconstrucción de la imagen en tres dimensiones.

b) Una técnica alternativa a la transformación lineal directa argumenta que, dada una red de márgenes (para una imagen) e intensidades, existe una única superficie.

2. Por un sistema de sondaje mecánico-electrónico.

Se utiliza un brazo-robot digitalizador intraoralmente o bien en modelos tradicionales. Se mueve la sonda sobre las zonas cuyos datos necesitamos recoger. No es necesario un contacto con el diente durante todo el proceso de digitalización, pero los datos sólo se recogen cuando los dos están en contacto. No hace falta la retracción y el aislamiento de los márgenes. La sonda es tan pequeña como las fresas usadas para realizar la preparación, por lo que no es un problema su acceso subgingival para obtener datos fácilmente.

Desde una perspectiva clínica, usar la sonda es similar al examen con un explorador.

La precisión de este sistema es de 8 micrones en los ejes “x”, “y”, “z”. El diseño requiere menos de tres minutos.

Las coordenadas, obtenidas por los dos métodos, proporcionan datos a la computadora equivalentes a modelos montados en un articulador totalmente ajustable. La superficie interna de la corona se define por las coordenadas reconstruidas en tres dimensiones de la superficie del diente preparado.

Cuando se han reconstruido las coordenadas en tres dimensiones de todas las imágenes, se establecen las vías de movimiento de la dentición opuesta y su paso sobre el diente tallado. Esto se hace usando un análisis kinemático de las posiciones de los dientes en oclusión relativas al diente preparado.

La superficie externa de la corona se diseña automáticamente. Se ha creado una base de datos que contiene las formas de los dientes en su configuración ideal. Para una corona diseñada por este sistema, se usa la forma ideal, pero se modifica automáticamente para ajustarse a los requerimientos de tamaño mesiodistal, vestibulolingual, márgenes y oclusión del paciente.

El sistema CAD-CAM empleado es el ICEM-DDN (Integrated Computer-Aided Engineering and Machining-Design, Drafting, and Numerical Control, Control Data Corp., Minneapolis, Minn.). El tallado se realiza por medio de una máquina de 5 ejes de control numérico, lo que proporciona mayor facilidad en la producción de contornos externos.

Se ofrece una amplia alternativa de materiales utilizables, incluyendo cerámicas elaboradas en fábrica, metales (incluso titanio), y composites.

Duret opina que la adquisición óptica se utilizará en el laboratorio, y el empleo de la sonda electromecánica en el gabinete dental.

Los criterios de diseño para este sistema, han sido los de encontrar un ajuste dentro de 20  $\mu\text{m}$  en el margen.

Las ventajas del sistema Minnesota son: que el diseño se hace automáticamente y por lo tanto requiere menos habilidad para utilizarlo, a la vez que se reduce el tiempo para la realización de una restauración; y que la utilización de la sonda mecánica digitalizadora no precisa un aislamiento del campo ni acceso visual de los márgenes.

Es una atractiva alternativa a otros planteamientos, aunque este sistema no ha alcanzado una situación funcional<sup>(32)</sup>.

#### **2.6.3.7.El sistema PROCERA<sup>(29)</sup>.**

Es el llamado sistema sueco. Desarrollado por su inventor Matts Andersson en la Universidad de Umea<sup>(33)</sup> y el equipo Nobel-Pharma (actualmente Nobel Biocare, Göteborg, Suecia). Las primeras

informaciones sobre este sistema datan de 1987, pero el propio Andersson lo describe en un artículo en 1989<sup>(35)</sup>.

Andersson ha desarrollado un método que combina la electroerosión con una máquina duplicadora. La electroerosión es un sistema que fue introducido en la industria hace más de 30 años para mejorar la precisión en el trabajo con metales. Ha sido aplicada en el mundo de la Odontología para la fabricación de ataches y otros componentes de prótesis removibles y para incrustaciones.

Inicialmente el proyecto estaba limitado al estudio de la realización de 200 coronas en titanio en clínica<sup>(30,33)</sup>.

Con la aplicación de esta técnica en su sistema, Andersson pretende eliminar algunos de los errores asociados a la técnica de la cera perdida, y trabajar sobre el titanio, eliminando los problemas que comporta su colado. El titanio es un metal excepcionalmente bien tolerado y que tiene una alta resistencia a la corrosión.

El proceso total comprende:

- a) Un sistema que facilita la fijación del modelo de yeso de la preparación, con gran precisión.
- b) Una máquina para tallar, con la que la figura del modelo puede reproducirse con todo detalle.
- c) Un sistema de electroerosión con un tiempo de procesamiento corto y que utiliza un electrodo de carbono.

El diseño de la máquina para copiado comprende dos elementos rotatorios, uno que soporta la réplica de yeso piedra de la preparación y otro que fabrica una copia del primero en titanio. La réplica y la copia están montados en guías, facilitando los desplazamientos longitudinales simultáneos, a lo largo de sus ejes de rotación. Una aguja de detección interacciona con la superficie del yeso durante su desplazamiento

rotacional y longitudinal. Los movimientos de la aguja de detección se transmiten a la máquina de tallar a través de un sistema servo-hidráulico. Esta transmisión facilita un procesamiento simultáneo de la cofia de titanio como copia del modelo de yeso.



Figura 4.

Sistema CICERO. Modelo de trabajo e imágenes del sistema CAD.

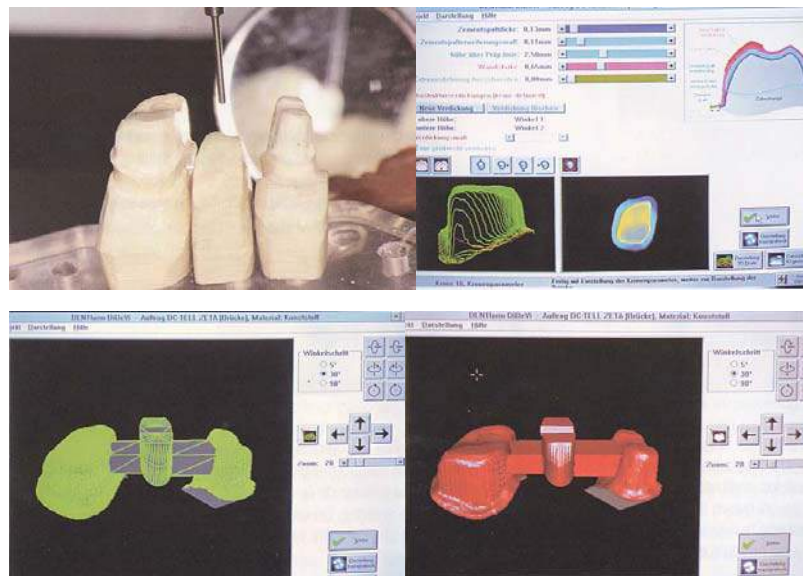


Figura 5.

Sistema DCS. Digitalización de los tallados e imágenes del sistema CAD.



Se tardan aproximadamente dos minutos en copiar la preparación. Cuando la figura del modelo de yeso piedra es muy compleja, la velocidad debe disminuirse para conseguir un perfecto ajuste.

El aparato de fabricación por electroerosión, tiene los siguientes componentes:

- a) Una cabeza de trabajo que consiste en un eje que se mueve por servomotor, ya sea eléctrico o hidroeléctrico.
- b) Un apoyo donde puede posicionarse la pieza de trabajo.
- c) Un generador que libera las chispas (juntamente al generador hay una unidad de control que monitoriza el movimiento de la cabeza de trabajo).
- d) Un tanque de trabajo en el que se realiza el proceso de electroerosión, bajo protección de un fluido dieléctrico.

La unidad de control asegura que siempre haya una separación constante entre el electrodo y la pieza de trabajo.

El procedimiento técnico consiste en:

1. Partimos de un modelo de yeso de la preparación que resista la lectura del palpador pantográfico. Fijamos el modelo de yeso piedra y elegimos el electrodo de carbono apropiado, lo mismo hacemos con el bloque de titanio. El modelo de yeso y el bloque de titanio quedan fijos en un eje y, cuando se inicia el tallado, la forma de la preparación se copia automáticamente en el titanio. Esta copia de titanio es suavemente alargada, pues la superficie tallada representa la superficie de la futura cofia con un espesor apropiado.
2. Un bloque de carbono se coloca en donde se encontraba el de titanio, y se obtiene un electrodo de carbono como copia del modelo de yeso. Esta copia también debe ser alargada para conseguir una compensación para el cemento que estará entre el

diente y la cofia de titanio. Se obtiene una copia homotéticamente dilatada según el espesor de cemento.

3. Separamos la cofia de titanio obtenida, que se fijará en otro utensilio para colocarlo en el aparato de tallado por electroerosión. El electrodo de carbono se pone en el eje de la misma máquina. Se arranca la máquina de fabricación por descargas eléctricas y la cavidad interna de la cofia se procesa automáticamente. Los modelos de carbono harán de electrodo positivo, mientras que el titanio será el electrodo negativo. Los troqueles de carbono se hunden poco a poco en el titanio, de manera que conseguiremos el interior por las descargas producidas entre el metal y el carbono. Se necesitan tres electrodos de carbono por elemento. El proceso de electroerosión tarda unos 8-10 minutos en realizar una cofia.
4. Cuando el proceso de electroerosión ha finalizado, la cofia se comprueba y se pulen las superficies que no van a ser recubiertas, utilizando los mismos materiales y métodos que para las restauraciones de oro. Las superficies que van a ser recubiertas son rugosas para facilitar la retención. Inicialmente, Andersson utilizaba composites para el recubrimiento estético de la corona. Más adelante se empezó a utilizar la cerámica.

Existe una versión del aparato que fabrica el exterior de la corona como el interior, utilizando el aparato de electroerosión y un negativo del exterior prefabricado en carbono.

Actualmente, el sistema es un verdadero sistema CAD-CAM. Los datos se obtienen con un digitalizador mecánico complejo (Scanner Digital Dental) que escanea las preparaciones del modelo de yeso, mediante un palpador de precisión<sup>(36)</sup>. Los datos de la preparación son transferidos a un ordenador (IBM compatible PC; con un procesador mínimo 486; DOS) y

entonces se exponen en el monitor<sup>(32)</sup>. La definición del margen final de la restauración, la describe el operador mediante el efecto de acercamiento de pantalla, como si se tratase de un estereoscopio, y así consigue la visualización y confirmación de cada uno de los puntos que describen los 360° del elemento digitalizado<sup>(36)</sup>. La topografía de la preparación escaneada se genera con una ampliación del 15-20% del volumen por parte del programa, y se fabrica un modelo ampliado por este factor<sup>(32)</sup>. El archivo de módem en el ordenador contiene todos los datos de la preparación del diente y del diseño de la cofia, y los transmite a través de la línea telefónica al centro de producción Procera®<sup>(37)</sup>, donde se realiza todo el proceso de fabricación. El modelo ampliado sirve para la fabricación de un núcleo de óxido de aluminio utilizando una técnica de presurización. La parte externa del núcleo de aluminio tiene diferentes opciones de diseño, y es mecanizada. Luego el núcleo es sinterizado (1600-1800°), reduciéndose al tamaño original de la preparación en este proceso. El núcleo es recubierto con cerámica Procera® All-Ceram utilizando la técnica de estratificación interna<sup>(32)</sup>. La precisión del ajuste marginal de la cofia cerámica, después de todo el proceso de elaboración es de 50 µm, y la resistencia a la flexión de la misma es de 687 MPa<sup>(36)</sup>.

#### **2.6.3.8.El sistema CICERO<sup>(29)</sup>.**

El sistema CICERO (Elephant Industries, Le Hoorn, Holanda) es uno de los pocos sistemas capaces de producir coronas y prótesis fijas. También es capaz de producir incrustaciones combinando diferentes capas, tales como metal y cerámica dentinal e incisal, para conseguir una fuerza y una estética superior. Con este sistema se puede conseguir una oclusión estática y dinámica máxima.

El sistema utiliza un escáner óptico y técnicas de fabricación asistida por ordenador. Se produce una aleación sinterizada que elimina el fundido y algunos pasos en la fabricación de restauraciones metal-cerámica.

El procedimiento técnico distingue una serie de pasos:

1. Digitalización de la superficie por ordenador.

Es un sistema de impresión óptica que utiliza un rápido método de escáner con franjas de láser, para medir las tres dimensiones de la geometría de la preparación, su entorno y los dientes opuestos. La franja del láser se deforma por la anatomía oclusal, y una cámara CCD (*Charge Coupled Device*) capta la línea reflejada, calculando el ordenador los puntos de triangulación.

El láser del sensor óptico es de helio-neón, con una longitud de onda de 640 nm que está dentro del rango de sensibilidad de la cámara CCD. El láser se proyecta al modelo de yeso y las secciones de luz se captan por la cámara CCD colocada en un ángulo conocido respecto a la línea de la preparación-láser. La videoinformación de las consecutivas secciones, se convierte en datos 3-D bajo control del ordenador y se transmite al sistema CAD.

La cámara tiene 600x625 pixels y el grosor del láser es de 0.3 mm, lo que proporciona una resolución de 0.02 mm en cada punto.

Se toma una impresión de la arcada con los dientes preparados. Obtenemos un modelo de yeso, que se prepara para el escáner, indicando la línea de preparación con pintura de contraste blanca y negra. Esto permite al ordenador captar automáticamente la línea de preparación, sin tener que hacerlo el operador.

El modelo se coloca en un dispositivo de sujeción que permite colocarlo haciendo coincidir el eje de inserción con el eje “z” del escáner. El modelo se puede desplazar también siguiendo los ejes “x” e “y”.

Para una reflectividad óptima se usan un yeso y una cera de mordida especiales. El sistema es rápido y puede recoger unos 100.000 puntos de superficie por minuto. La exactitud aumenta con la densidad de los puntos de superficie.

Se explora primero la mordida de cera y luego la preparación. Así la preparación y el diente opuesto están en el mismo sistema de coordenadas. Se produce un mapa de relieve de los puntos “z”, donde se introduce el punto incisal, el centro de la restauración y el punto de intersección de la línea de unión con el plano sagital por medio de un clic con el ratón en la pantalla.

Los puntos inaccesibles se solucionan utilizando múltiples posiciones de rotación.

La exploración completa de la cera de mordida y el modelo, incluyendo la conversión de datos, no dura más de 15 minutos.

## 2. Diseño de la corona asistido por ordenador.

Con el explorador CICERO se digitaliza la preparación con sus alrededores y la cera de mordida. Se realiza un troquel en la pantalla en visiones oclusal y bucal o vestibular. El troquel consta de unos 60.000 puntos, y se convierte en una superficie de red de 5.000 puntos de control o más.

El operador extrae el diente apropiado de una extensa colección de formas genéricas disponibles en la biblioteca del programa. Se puede usar un programa especial para añadir más formas a la biblioteca, explorando diferentes modelos de dientes e indicando algunas referencias en la superficie oclusal (fosas, fisuras cúspides) con un ratón.

El primer paso en el ajuste del diente genérico es la indicación de los contactos mesial y distal por el operador en las imágenes oclusal y vestibulolingual de la preparación. La línea del margen

de la nueva corona se ajusta automáticamente a la línea de preparación que se obtuvo en la exploración del troquel. Los límites vestibular y lingual se marcarán con el ratón, hasta dejarlos en una apariencia natural respecto a los dientes adyacentes.

La nueva corona se superpone al diente opuesto, que se exhibe en la pantalla como un mapa multicolor de relieve.

El programa CAD está formado por un óptimo sistema que deforma el diente genérico paramétricamente (conservando la figura) de acuerdo con las normas gnatólogicas.

### 3. Articulación matemática.

Los movimientos mandibulares en tres dimensiones han sido diseñados por articuladores dentales, cuyas guías incisales y condilares definen los patrones de los movimientos máxilomandibulares.

El ordenador puede calcular los movimientos de trabajo, balanceo y protrusiva de los dientes opuestos contra la nueva restauración, eliminando las interferencias por un algoritmo de deformación.

El tipo óptimo de oclusión que resiste diferentes grados de abrasión entre el esmalte y las superficies de porcelana, debe estar conforme al que provee mínimos contactos dentarios fuera de relación céntrica. Las rutas tridimensionales que siguen las cúspides durante los movimientos mandibulares se computan automáticamente.

Se desarrolló un modelo del sistema cráneo-mandibular en un sentido que simula la acción del sistema estomatognático. Todos los elementos del modelo biomecánico se incorporan al modelo matemático y pueden variarse. Se pueden utilizar registros como

la axiografía electrónica para cambiar las carencias presentes en el ordenador.

Los datos obtenidos se transfieren al ordenador, y el *software* utiliza los datos de los movimientos mandibulares registrados para calcular las vías de escape de los dientes opuestos con el nuevo diente en tres dimensiones.

Tras diseñarse las superficies interior y exterior, sigue la definición de las diferentes interfases entre el cemento y el metal, y entre la porcelana de la dentina e incisal. El *software* CICERO calcula la superficie interna (corregida con la fisura marginal y el espesor del cemento) y las diferentes interfases entre las capas de material se especifican por el ordenador.

La tensión del hombro de porcelana podrá aliviarse porque la subestructura de metal está ajustada al troquel. Así no hay restricciones en el tipo de preparación elegida y los hombros de porcelana libres de metal pueden usarse para una estética máxima. Puede obtenerse un ajuste marginal perfecto entre la porcelana y el troquel.

#### 4. Fabricación de la corona asistida por ordenador.

Para el tallado se utilizan un disco de diamante de 9.3 mm de diámetro para pulir, una fresa de diamante redonda de 0.9 mm y una fresa puntiaguda para marcar las fisuras. Las fresas se cambian automáticamente.

El *software* del CAM destina al eje de tallado una velocidad determinada según la fresa (30.000-45.000 r.p.m.). Las fresas son refrigeradas con agua durante la fabricación.

Se utilizan bloques CICERO refractarios ya estandarizados, que ajustan en la grapa de la máquina de tallado. Estos bloques están fabricados de un material semejante al de los revestimientos

refractarios usados en la fabricación de *inlays* y *onlays* de cerámica. Los bloques empleados para coronas son cilíndricos con un diámetro igual al máximo mesiodistal del diente.

El bloque refractario se fija en la máquina de tallado y se realiza la estructura interna de la corona con el disco y la fresa redonda. El proceso tarda aproximadamente unos 10 minutos.

El siguiente paso es la adición de una fina capa de polvo de aleación Synthobond (Elephant Industries) sobre el bloque refractario. El polvo es un nuevo tipo de aleación de baja fusión y alta expansión (Carrara PdF: 75% oro, 9% paladio, 14% plata, 2% zinc). Esta aleación presenta excelente estabilidad biológica y de corrosión.

A continuación se aplica porcelana CICERO, en el tono adecuado. Esta es de un grano fino especial, en forma de una pasta coloidal amasada al vacío. La pasta de porcelana se presiona bajo calor sobre la cubierta de metal y se hornea en condiciones estándar al vacío en un horno de porcelana. Después de la cocción, la porcelana tiene una alta densidad y puede apoyarse fácilmente en filos sin astillarse, porque se adhiere y se soporta por el bloque refractario y la capa de Synthobond.

A continuación, el bloque refractario se coloca bajo el dispositivo de precisión de la máquina de tallar y se pule durante 15 minutos la interfase entre la porcelana dentinaria y la incisal. La porcelana incisal se adhiere por calor sobre la porcelana dentinaria y se trata térmicamente. Después la superficie externa de la corona se talla en 20 minutos, incluyendo la caracterización de las fosas.

El último paso es el maquillaje individualizado y el glaseado de la superficie externa a una baja temperatura. La superficie tiene una textura fina, así pues, obtenemos una superficie de porcelana



extremadamente lisa. En este proceso podemos restaurar alteraciones que haya sufrido la superficie durante el tallado.

No es necesario pulir la restauración, el glaseado es el último paso antes de eliminar el troquel refractario por pulido y abrasión de aire.

La fina superficie de la nueva corona minimiza la abrasión de los dientes antagonistas.

#### **2.6.3.9.El sistema D.C.S.-Titan. Precident D.C.S.. Sistema DUX<sup>(29)</sup>.**

El sistema suizo Titan o *Digitizing Computer System* (DCS Production AG, Allschwil, Suiza)<sup>(38)</sup> concebido por el equipo del profesor Graber de Bâle sobre las bases de los trabajos de los doctores Schlegel, Tavor y Zaborsky, reúne un centro de lectura por micropalpación, un ordenador convencional (IBM 486, 66MHz)<sup>(32)</sup> y una máquina de tallado de control numérico.

Inicialmente destinado a la fabricación de infraestructuras de titanio para coronas y pequeños puentes<sup>(29)</sup>. Actualmente también es posible trabajar con estructuras cerámicas de óxido de aluminio (In-ceram) y cerámica de alto rendimiento de dióxido de circonio<sup>(38,32)</sup>.

El procedimiento técnico distingue los siguientes pasos una vez tenemos preparado el modelo de yeso de los pilares:

1. Registro tridimensional de los pilares con el digitalizador mecánico. El digitalizador es de tipo pantográfico<sup>(39)</sup>. El modelo está montado en un zócalo móvil en las tres dimensiones y se orienta de forma que las superficies preparadas de todos los dientes pilares del puente puedan explorarse con la sonda de titanio en la misma orientación<sup>(38)</sup>. Primero se registran los límites de la preparación de cada pilar. Estos se representan en la pantalla del ordenador y se controla que estén completos.

2. La captación de la información de los pilares permite la modelización de la preparación en superficies polinomiales con indicación de la línea de acabado. Las superficies exploradas por fuera de los límites de la preparación no se registran, aunque para el futuro se prevé también la recogida digital del ribete de encía y de la cresta alveolar<sup>(38)</sup>.
3. Modelización exterior de la infraestructura por palpación de una cofia de resina montada sobre las preparaciones, o como resultado de una dilatación homotética de la preparación a partir de un programa específico. Actualmente, el programa informático de CAD, permite definir el grosor que se desea que tengan las paredes de la estructura de la corona, el diseño de púnticos y conectores, y el espacio para el cemento<sup>(38)</sup>.
4. Fabricación de la infraestructura de titanio con la ayuda de una máquina de control numérico, utilizando fresas de carburo de tungsteno. El tiempo de fabricación de un pilar simple o un púntico es aproximadamente de 30 minutos<sup>(32)</sup>.

Terminada la subestructura de titanio, manualmente se adapta y ajusta al modelo de yeso. Después se prepara para recibir la cerámica (Rocatec, Espe), que se realizará de forma convencional<sup>(32)</sup>.

La adaptación marginal de coronas realizadas con el sistema D.C.S., una vez cementadas, examinadas *in vitro* por SEM, es de  $68.3 \pm 61.1 \mu\text{m}$  para márgenes de  $90^\circ$  y  $95.7 \pm 83.2 \mu\text{m}$ <sup>(32)</sup>.

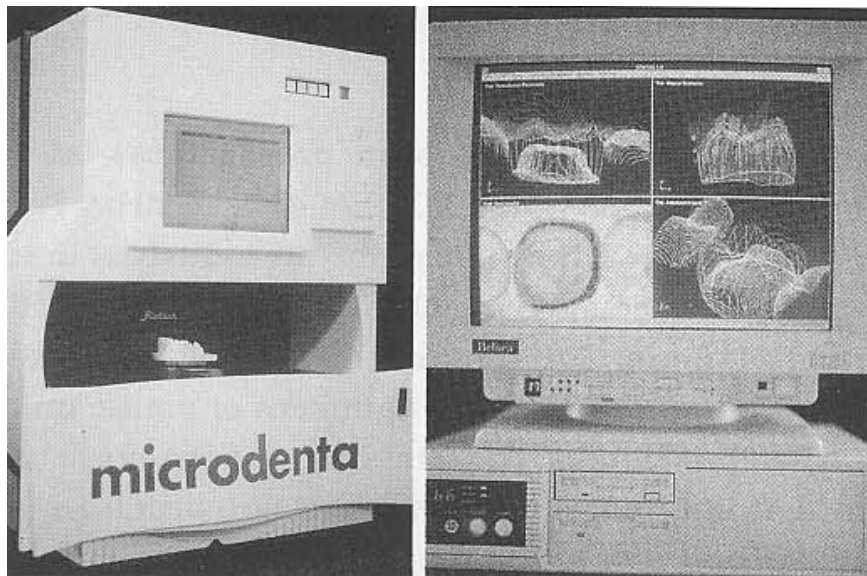


Figura 6.  
Sistema MICRODENTA.

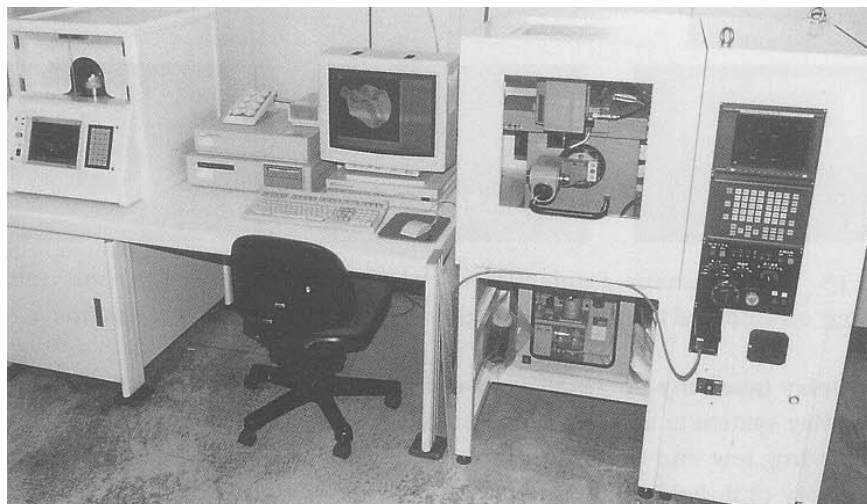


Figura 7.  
Sistema CAP.

#### **2.6.3.10.El sistema MICRODENTA<sup>(32)</sup>.**

Presentado en la International Dental Show de 1995 en Colonia (Alemania). El sistema consiste en una estación de escáner de láser lineal tridimensional. La imagen que se obtiene se puede procesar con un ordenador PC (DEC Alpha) y un programa de diseño ATW CAD 1.0. El sistema utiliza unidades separadas para diseñar y realizar la mecanización de coronas, cofias y puentes, en material cerámico y titanio.

#### **2.6.3.11.El sistema de Prótesis asistida por ordenador (Computer - Aided Prothetic System o CAP)<sup>(32)</sup>.**

El grupo de Yoichi Uchiyama, en la *Hokkaido University Dental School*, ha estado desarrollando el sistema CAP desde 1988. Los datos se toman a partir de la preparación en un modelo de yeso, utilizando un escáner de láser puntual mientras el modelo de yeso va realizando rotaciones. El proceso de los datos se efectúa con un *software* específico sobre una unidad de trabajo UNIX. El libre diseño de coronas de formas complicadas es posible por utilizar una representación de celdas de múltiples límites en la construcción del modelo. La conversión de los datos CAD en datos CAM se realiza, también, por un *software* específico. Una unidad de tallado (Hitachi) permite el fresado de coronas de titanio y composite.

#### **2.6.3.12.El sistema de la Universidad de Showa/Nissan CAD/CAM<sup>(32)</sup>.**

Uno de los más recientes sistemas es el desarrollado por la *Showa University School of Dentistry* y *Nissan Systems Development*. Fue el primero que se presentó en el Tokyo Dental Show de 1995. La adquisición de datos se realiza con un escáner de cuatro láser. El escaneado dura unos 10 minutos. El escaneado se realiza en la misma cámara de tallado. Los materiales utilizados son el titanio y la vitrocerámica (Olympus). El tallado para una corona completa tarda aproximadamente 1 hora y 30 minutos.

### **2.6.3.13.Nuevos sistemas:**

El gran desarrollo de los sistemas informáticos y de los ordenadores, lleva a la aparición de nuevos sistemas de CAD-CAM aplicados a la Odontología. En el *International I.S.C.D.(International Society of Computerized Dentistry)-Meeting&Congress* que se celebró en Octubre de 2002, en la ciudad de Vienna (Austria), se presentaron los sistemas CADIM, Ceradent, Cercon, Cynovad, DCM, Decsy, Decom, Digident, GN-1, LAVA, de los que aún tenemos poca información en el momento de realizar este trabajo, por lo novedoso de su presentación.

## **2.7.EL SISTEMA CEREC.**

En 1980 W.H. Mörmann de la Universidad de Zurich (Suiza) y M. Brandestini (Brains Inc, Zollikon, Suiza) desarrollan el sistema CEREC (Ceramic Reconstruction). El 19 de Septiembre de 1985, se coloca la primera incrustación realizada por ordenador a partir de un bloque de cerámica, en la cabecera del paciente, empleando para su cementado las técnicas de grabado del esmalte y de la cerámica, un agente adhesivo y un cemento de composite. Desde 1986 Siemens ha desarrollado el sistema CEREC y lo ha comercializado<sup>(40)</sup>.

El concepto CEREC fue diseñado en 1980 como un método de restauración por CAD-CAM para trabajar directamente en el sillón dental, con materiales de color dental<sup>(40)</sup>.

### **2.7.1.Fases en el desarrollo del sistema CEREC.**

Podemos distinguir varias fases en el desarrollo del sistema CEREC, desde sus inicios hasta la actualidad:

- Primera fase o fase de desarrollo del método CEREC (desde finales de 1980 hasta 1985): Esta fase comprende el desarrollo básico de la cámara tridimensional intrabucal; la construcción del prototipo incluyendo la óptica y el soporte electrónico (*hardware*), el armazón de almacenamiento y la unidad de procesado (CAD) y la unidad de tallado de control numérico (CAM); el diseño específico del sistema operativo Cerec 1.0 (C.O.S. 1.0); comienzo de los estudios básicos *in vitro* (Julio 1980) e *in vivo* (Diciembre 1980) sobre cementado de *inlays* de composite utilizando composite como cemento, y estudios de viabilidad de la capacidad de tallado de la capa de diamante de fresas y discos dentales, utilizando bloques de composite y materiales de cerámica dental. La técnica de grabado de la cerámica, con una solución de ácido fluorhídrico al 4.9% y un gel durante 60 segundos, y la cementación adhesiva de la porcelana mecanizada por la computadora, fue evaluada utilizando agentes adhesivos y composites de polimerización dual como materiales cementantes (1984-85).

La unidad prototipo Cerec Mark I y una serie de 25 unidades desarrolladas con la misma técnica (Brains Inc, Zollikon, Suiza) mostraron algunas limitaciones del sistema de impresión óptica y de la unidad de tallado de tres ejes. Sin embargo, la principal limitación en contra de la aceptación general después de 1985, fue la complejidad del sistema operativo original Cerec 1.0 (C.O.S. 1.0). Esto exigía un profundo aprendizaje y era motivo de frustración en situaciones clínicas incluso con usuarios muy motivados. A pesar de esto, un número de cualificados clínicos

fue introduciendo el método CEREC en su práctica diaria desde 1987<sup>(40)</sup>.

- La segunda fase (1986-91) fue dedicada a promover mejoras del Cerec Mark I en muchos aspectos técnicos y la compañía Siemens (en 1986 Siemens adquiere la licencia para la comercialización y desarrollo posterior del aparato CEREC<sup>(41)</sup>) produjo un sistema muy fiable y comercial. En 1987 se realiza un test de campo en Alemania.

Vita Empieza a producir los bloques de cerámica Vita-Cerec Mark I entre 1985 y 1986. Los esfuerzos han sido dirigidos a mejorar este material desde 1987. Desde 1989 está disponible la cerámica vítrea mecanizada Dicor MGC y un juego de material adhesivo. Al final del 5º año de esta segunda fase, cerca del 1991, tienen lugar cuatro logros muy importantes: introducción del sistema operativo Cerec 2.0 (C.O.S. 2.0); introducción de la porcelana Vita Mark II y del Vita-Cerec Duo-Cement; introducción de los bloques Dicor GMC y se completa el seguimiento de observación clínico de 5 años de *inlays* mesio-ocluso-distales (MOD) realizados con la cerámica Vita Mark I<sup>(40)</sup>.

- En una tercera fase comprendida entre 1992-1994, apreciamos unas mejoras en el sistema: se produce el cambio del sistema hidromotriz de fresado (turbina Pelton) al de motor de regulación electrónica. En 1994 aparece el *software* VENEER 1.0, para realizar sencillas carillas en dientes anteriores<sup>(41)</sup>. También se ha mejorado el sistema operativo C.O.S. 2.11 que facilita la construcción de cúspides.

En 1992 el CEREC es comercializado en España.

- La cuarta fase comprende el periodo entre 1994 y 1999. En 1994 aparece el CEREC 2. Este nuevo aparato mejora las posibilidades técnicas del aparato anterior al introducir en la cámara de fresado un nuevo elemento: una fresa. El sistema se amplía de los 3 ejes de movilidad en el tallado, a un total de 12 grados de libertad a lo largo de los 6 ejes actuales<sup>(42)</sup>. En 1997 se introduce el sistema operativo para realizar coronas completas en dientes posteriores: es el CROWN 1.0. En 1998 aparece el CROWN 1.11 que nos permite la realización de todo tipo de restauraciones en dientes anteriores y posteriores.

En 1998 aparecen dos nuevos fabricantes de cerámica para el CEREC: Ivoclar presenta los bloques cerámicos ProCAD®<sup>(41)</sup> y Megadenta presenta los Bloxx® (estos tienen diferentes colores dentro de un mismo bloque mecanizable).

- Quinta fase: en el año 2000 se presenta el CEREC 3, el CEREC Scan y el CEREC Link. El CEREC 3 es un sistema modular CAD/CAM que trabaja en el entorno operativo de Windows®. Mörmann<sup>(43)</sup> define al sistema como un centro de diagnóstico, restauración, formación y documentación para la práctica dental. El CEREC Scan es una unidad de tallado con escáner por láser. El CEREC Link es un *software* de diseño para restauraciones con CEREC 2 por ordenador<sup>(41)</sup>.
- Sexta fase: en el 2002, Sirona se introduce plenamente en el mundo del laboratorio de prótesis con el CEREC inLab. Este sistema es capaz de realizar estructuras para puentes de tres piezas en zirconia u óxido de alúmina.





Figura 8.

Máquinas CEREC 1 (a la derecha) y CEREC 2 (a La izquierda).

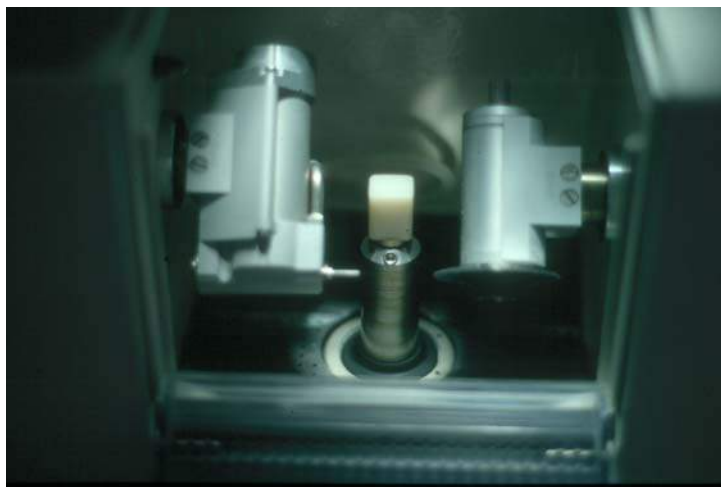


Figura 9.

Detalle de la cámara de fresado del CEREC 2.



Figura 10.  
Máquina CEREC 3 y CEREC Scan.



Figura 11.  
Detalle de la cámara de fresado del CEREC 3, con la presencia de  
dos fresas.

## **2.7.2.Elementos básicos del CAD/CIM CEREC<sup>(32)</sup>.**

### **2.7.2.1.Estación de trabajo móvil individual.**

La filosofía básica de la unidad CEREC es combinar el escáner para la impresión óptica, con el módulo de reconstrucción y fabricación, en una estación de trabajo móvil individual. Este principio requiere autonomía de la unidad, limitada en esto a tener acceso listo con una toma de corriente eléctrica. El soporte electrónico (*hardware*) está separado en dos circuitos, *frame grabber* (marco de captación) y la unidad central de procesado. El tamaño compacto de la unidad CEREC es el objetivo para ser utilizado en la clínica por el dentista, pero que de la misma forma pueda utilizarse en el laboratorio dental. La interfase con el operador debe estar diseñada en consecuencia. Se deben evitar los complicados mecanismos de entrada y la presentación gráfica abstracta de datos.

### **2.7.2.2.La inteligencia del dentista y el poder de la máquina.**

El principio del concepto CEREC es la combinación sinérgica de la inteligencia del dentista con el poder de la máquina. Se trata, por ejemplo, de no sobrecargar el procedimiento del operador al definir la orientación espacial de la impresión óptica con la coordinación de múltiples manipulaciones. Inclinando y girando correctamente la cámara, la preparación se alinea con el eje de la máquina.

A diferencia de la fabricación industrial, una aplicación dental nunca tiene la misma figura dos veces. La fabricación de un objeto tridimensional de forma rápida, exige un esfuerzo elevado. Para mantener el procedimiento de la manera más sencilla como sea posible, los constructores, han utilizado una cavidad de tipo II como plantilla básica. Esto permite una segmentación de la reconstrucción en la pantalla del monitor en izquierdo/derecho (vestibular/lingual), mesial (parte inferior) y distal (parte superior) tal y como el dentista está examinando la situación.

La fabricación de la restauración a partir de un bloque de cerámica dental, hizo buscar una serie de ingeniosos arreglos. Los primeros experimentos mostraron que la mayoría del material que debía removerse del bloque de cerámica suponía más del 80% del volumen, y ello requería un disco de diamante de rápida remoción, tanto o más que las fresas para la preparación de cavidades.

A primera vista, el uso de un disco limitaba mucho la elección de figuras convenientes en la unidad CEREC 1, sin embargo, la práctica de su utilización ha demostrado que pueden realizarse la mayoría de restauraciones con este sistema. En el CEREC 2 se utiliza el mismo sistema y ha sido complementado ingeniosamente por los ingenieros de Siemens con una fresa para mecanizar las caras oclusales, fondos cavitarios complejos y coronas.

En resumen, el sistema CEREC es una síntesis de orientación-aplicación de imagen tridimensional, diseño asistido por ordenador y fabricación por control numérico.

### **2.7.2.3. La impresión óptica.**

El proyecto de detección óptica debe ser elegido para lograr una resolución específica de 50  $\mu\text{m}$  (CEREC 1) y 25  $\mu\text{m}$  (CEREC 2) en cada uno de los tres los ejes. Hay que tener en cuenta que el mapa óptico tridimensional de un objeto representa un problema que aún no ha sido resuelto de forma general. Sólo se pueden medir objetos que siguen ciertos criterios de diseño. Un *inlay* o un *onlay* reúnen estas condiciones, todas las partes de interés son visibles desde un único punto de vista.

Por lo tanto el diseño básico de cualquier restauración de CEREC exige que todas las superficies talladas de la preparación deben ser claramente visibles por el escáner, cuando está orientado a lo largo del posible eje de inserción del *inlay*.

Para evitar una escala dependiente de profundidad, que resultaría de la divergencia de los rayos, una lente de colimación ha sido introducida en la trayectoria óptica. Por razones obvias, la lente de colimación debe ser lo suficientemente larga para abarcar todo el objeto bajo investigación. Esta condición se cumple si la ventana de la cabeza del escáner (cámara) cubre un área ligeramente mayor a un diente.

La fotogrametría parece ser un enfoque viable para determinar la altura de un punto en la preparación. Sin embargo, análisis cuidadosos de las características de la preparación eliminan este concepto: la preparación no contiene suficientes puntos de referencia para generar con precisión un perfil tridimensional. El rasgo característico en una medición aérea de arroyos, caminos y árboles aislados, para hacer un mapa, es la necesidad de utilizar la estereo-comparación de múltiples fotografías.

En ausencia de objetos naturales, se colocan marcadores artificiales por todo el territorio que será registrado. La estereofotogrametría es la tarea de cálculo más compleja, necesitando alta resolución espacial y escala de grises de la entrada de datos de imagen.

#### **2.7.2.4.Triangulación activa.**

Los constructores del sistema CEREC, por lo tanto, han elegido otro enfoque conocido como triangulación activa. El principio no cuenta con una imagen pareja como la que se obtiene con la visión binocular. En cambio una trayectoria óptica es convertida de receptor a transmisor o, más concretamente, una proyección del modelo. En la separación física de dos haces de luz, se introduce cierto paralaje. Desde entonces el paralaje es una constante conocida, resultando de un cambio rango-dependiente de la estructura proyectada del objeto, que puede ser convertida cuidadosamente en valores de profundidad.

#### **2.7.2.5.Proyección de un punto y una línea focal.**

Se investigó la forma más sencilla de poner en práctica este esquema.

La figura 12 muestra una fuente puntual proyectando un pequeño punto de luz encima de una superficie a través de una apertura. La imagen reflejada de este punto, a través de una segunda apertura, muestra como la profundidad se traduce en desplazamiento lateral. Si se utiliza la técnica de escaneado para iluminar secuencialmente todo el objeto, se puede obtener un mapa tridimensional con mucha precisión. Los métodos de escaneado son generalmente voluminosos desde que contienen espejos rotatorios, su adquisición de datos es cuestión de segundos. Una extensión lógica del principio consiste en substituir el punto focal con una línea focal, por ejemplo, una ranura y el sensor lineal con un dispositivo de área (ver figura). La imagen de la muestra del modelo iluminado sobre la preparación es una línea bidimensional. Veamos la línea en detalle (fig.12).

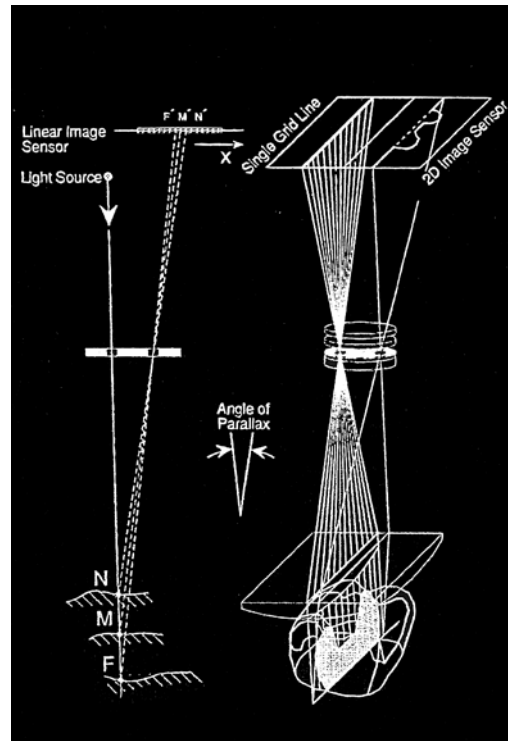


Figura 12.

Si nos colocamos en la posición de la fuente de luz, todo lo que vemos es una línea recta de luz proyectada sobre el diente. Si colocamos el diente sobre la luz proyectada no muestra la información tridimensional. Sin embargo, si nosotros asumimos la posición del detector, moviéndonos unos grados, la sección del diente se hace visible como una cara inclinada comprimida en profundidad por el efecto de paralaje.

A partir de este perfil comprimido se puede regresar al tamaño real sobre el eje “z”. Para determinar el ángulo efectivo de paralaje, se requiere una calibración inicial. Una vez ejecutado este procedimiento, el sistema opera de modo cuantitativo. Hasta un cierto punto, nosotros podemos capturar de esta manera una porción de la preparación al momento. Para reducir el tiempo de adquisición de datos a una fracción de segundo, nosotros debemos hacer un paso más. Para facilitar la aplicación clínica, la cámara necesita eliminar los mecanismos de soporte, y debe ser capaz de capturar la imagen completa en paralelo.

#### **2.7.2.6. Proyectando un surtido de líneas.**

Esto consiste en proyectar un surtido de líneas, generadas por un retículo, sobre la preparación. La figura 13 ilustra como el ángulo oblicuo de incidencia de la línea patrón causa un movimiento de las líneas individuales dependientes de la profundidad. La figura nos muestra claramente que el método utilizado aquí es diferente de la técnica de Moire. En el CEREC 1, el campo de la retícula patrón es de 0.5 mm (= 0.2 mm veces la magnificación de la cabeza del escáner que es de 2.5), correspondiéndose a bandas claras y oscuras alternándose, cada una de 250  $\mu\text{m}$  de ancho, proyectadas sobre el diente. La imagen de la figura 13, es la representación de cómo toma los datos el escáner, demostrando este efecto de modulación de forma bastante real.

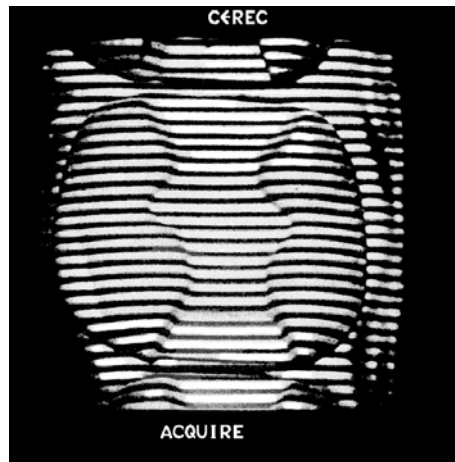


Figura 13.

Antes de que analicemos los aspectos matemáticos del proceso, es necesario preguntarnos dos cuestiones fundamentales más: contrariamente a la ranura, usada en el esquema anterior, las líneas de registro o de rastro (*raster*) del retículo tienen una anchura limitada. ¿Qué porción de la línea es por tanto utilizada para determinar el cambio de fase observado? ¿Cómo se pueden separar líneas adyacentes en el caso en que el cambio excede un periodo entero del registro? (Este efecto se conoce como *aliasing*). Todas las observaciones hechas hasta el momento han sido sólo de naturaleza cualitativa, pero ¿Cómo maneja una unidad procesadora de datos esta información codificada?

#### **2.7.2.7. Adquisición de datos.**

El primer elemento de la cadena de adquisición de datos es un sensor de imagen de estado sólido. Este dispositivo convierte cuidadosamente la intensidad de luz en voltaje cuando lee en modo línea por línea. Las zonas alternativas de oscuridad y luz se traducen en voltajes más altos y más bajos. Al hacerlo con un sensor lineal, que discurre mesio-distalmente, se observa un patrón sinusoidal. Aunque la retícula capta un patrón cuadrado



(las bandas son tanto transparentes como totalmente opacas), la resolución limitada de la óptica, y el hecho de que el patrón está en movimiento durante la exposición, hace que la señal detectada se aproxime a una onda sinusoidal. Al igual que la línea individual, tratada como antes y ejemplificada en la figura 12, cada línea del patrón es desplazada proporcionalmente a la distancia vertical. En términos matemáticos, se modula la fase de la frecuencia espacial.

#### **2.7.2.8. Cálculo de la altura desde la fase de desplazamiento.**

Una vez establecida por calibración la fase particular que corresponde a un nivel de referencia, la elección de cualquier punto del objeto se puede calcular a partir de la fase de desplazamiento. Un análisis más cuidadoso de los patrones sinusoidales revela algunas dificultades adicionales: la configuración de estos patrones no se comporta muy bien. Exhibe grandes variaciones locales en amplitud y compensación, por ejemplo la distancia desde la línea de fondo. Esta última está causada por diversa cantidad de rayos de luz perdidos y la corriente del sensor de oscuridad. Las primeras están causadas por el hecho de que la cantidad de luz recogida por el sensor está en función de la inclinación de las paredes de la preparación en cada punto. Una dificultad adicional surge de la falta de uniformidad en la respuesta de los elementos sensores individuales. Debido a limitaciones en el arte de la fabricación del semiconductor, un sensor típico puede incluso contener una cierta cantidad de células ciegas. La cámara del CEREC emplea una técnica común en interferometría para superar los problemas mencionados. Para aislar las tres variables (fase, magnitud y compensación) se requieren al menos tres imágenes, todas ellas tomadas con la misma orientación, pero cada una usando una fase diferente del modelo proyectado.

### **2.7.2.9. Una secuencia de cuatro imágenes.**

Una secuencia de cuatro imágenes, como se muestra en la figura 14, demuestra ser un acercamiento más eficiente en nuestra aplicación particular y puesta en práctica del *hardware*. El retículo se traduce físicamente durante un periodo de cuatro veces 40 milisegundos desde una posición inicial arbitraria de  $0^\circ$  sobre  $360^\circ$ , por ejemplo, un periodo lineal entero (CEREC 1). Por razones de claridad, la ilustración muestra una posición fija para cada imagen-marco, mientras, en realidad, el patrón está constantemente barriendo a través de la imagen. Varios niveles de intensidad, reflejando la actual posición del patrón-modelo, son detectados. La señal es una aproximación escalonada de la intensidad del patrón actual porque los elementos del sensor tienen dimensiones finitas. El periodo patrón es de  $200 \mu\text{m}$  divididos en 22 elementos de campo del rendimiento del sensor, aproximadamente 9 partes por periodo (CEREC 1). Mientras la parte modulada de la señal está en fase de movimiento, la compensación, representada por la intensidad media, permanece constante. Estas observaciones sugieren una operación diferencial. Substrayendo los  $180^\circ$  de la imagen desde la imagen  $0^\circ$  cancela la porción de compensación de la señal. Desde la substracción se logra por una operación de lectura-escritura modificada en la memoria de la imagen, ello se realiza instantáneamente. La substracción  $90^\circ$ - $270^\circ$  se logra de la misma forma.

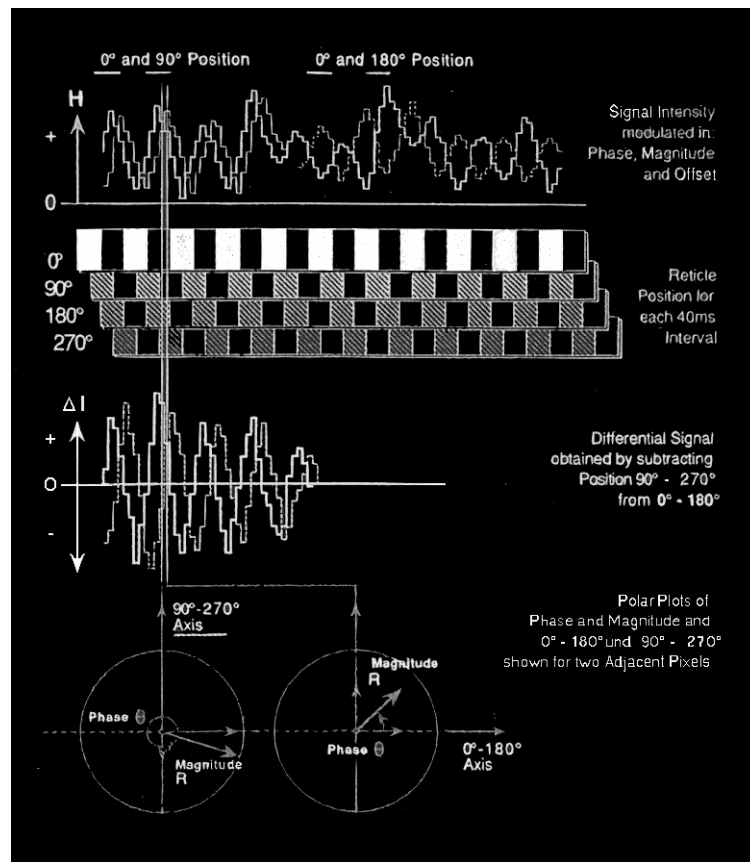


Figura 14.

Al final de los 160 milisegundos de exposición (CEREC 1), encontramos los dos conjuntos de datos en el marco de memoria. Los rasgos característicos de la modulación no han sido afectados por la substracción, las amplitudes han sido dobladas y las señales tienden al nivel cero. La fase  $90^\circ$  entre las dos señales ha sido conservada. Ahora lo hemos dejado con un par de datos correspondiendo a cada componente de la imagen (pixel). Una fila entera de estas parejas está representada en la figura 14 por líneas continuas y discontinuas respectivamente. Estas parejas de datos deben ser transformados para producir la información de profundidad deseada. El surtido de dos dimensiones de los valores de la profundidad se define como perfil. Un segundo grupo de valores,

representando la amplitud del contraste local pueden obtenerse desde esta conversión; en nuestro contexto llamamos a este segundo grupo de datos la imagen de gradiente de sombras.

El diagrama de vectores ilustra la transformación, generalmente referido como una conversión polar. Las dos señales de cuadratura (muestran una diferencia de fase de  $90^\circ$ ) pueden ser dibujadas de la siguiente manera. En un sistema de coordenadas cartesianas, los términos  $0^\circ$ - $180^\circ$  se encuentran sobre el eje “x”, los  $90^\circ$ - $270^\circ$  sobre el eje “y”. El contraste, o en términos matemáticos complejos, la magnitud, se expresa por:  $R = \sqrt{(x^2 + y^2)}$ ; mientras la fase está expresada por:  $0 + \text{arcotangente}(y/x)$ . (Como el arcotangente está definido por razonamientos en el rango de  $0^\circ$  a  $180^\circ$ , la señal del componente “y” es utilizada para diferenciar entre los sectores superior e inferior de  $180^\circ$ ). Por razones de rapidez-velocidad, la memoria de imagen está equipada con un procesador dedicado para esta transformación. En la presencia de elementos ciegos, ambos componentes son cero, en consecuencia la magnitud es cero. En este caso, el punto respectivo está disminuido y sería reemplazado por un valor promedio de sus 8 puntos próximos en el consiguiente proceso de la adquisición de datos de imagen.

#### **2.7.2.10.El método de búsqueda.**

El método-modo de búsqueda posee un problema particular que afecta el control de la posición del retículo, lo cual ahora ha llegado ser una parte fundamental localizada inamovible de la trayectoria óptica. Mientras el uso de un retículo permite determinar la profundidad de forma elegante, su presencia actúa como una persiana veneciana oscureciendo parcialmente cualquier objeto bajo investigación. Este fastidioso artefacto ha sido eliminado con la siguiente técnica. Cada elemento del sensor acumula carga por un periodo de 40 milisegundos (CEREC 1). Al final de este

intervalo de tiempo, la carga es comprobada y convertida. Si el retículo está en movimiento de forma que exponga todos los puntos de la preparación con cantidades iguales de luz y oscuridad sobre este intervalo, resultará la eliminación de las rayas del patrón. Este tambaleo-movimiento debe ocurrir sincrónicamente a intervalos de exposición con una amplitud de la cual el valor promedio corresponde al campo de 200  $\mu\text{m}$ . La reducción del 50% en la amplitud de la señal está compensada por incrementos de la salida de la fuente de luz.

#### **2.7.2.11.La necesidad de empolvar.**

La detección del modelo patrón sobre una preparación no tratada no es posible por las siguientes razones: por un lado los diferentes gradientes de la preparación y las diferencias en la calidad de la superficie producen un rango dinámico de intensidades, lo cual es demasiado grande para ser captado por el sensor y el circuito asociado. Las paredes verticales aparecen virtualmente como zonas oscuras. Las cúspides en las que refleja la luz incidente de un modo especular tienden a brillar, causando entonces manchas similares a las de la retina humana cuando miramos directamente una fuente de luz potente. Por el otro lado el esmalte dental es translúcido por lo que absorbe, por lo menos parcialmente, el patrón proyectado sobre su superficie. Para mitigar ambos problemas, la superficie del diente, y por esta razón, todo el campo de visión, debe ser cubierta con una delgada capa opacificadora.

Una fina capa de dióxido de titanio produce una alta uniformidad en la distribución de la luz. Las variaciones de intensidad que quedan son muy deseables porque mejoran las características tridimensionales de la preparación.

#### **2.7.2.12.La cámara tridimensional del CEREC 1.**

El primer *inlay* de CEREC fue colocado en 1983. En aquel tiempo, la impresión óptica se obtenía extraoralmente con la ayuda de una impresión

convencional. Una réplica fue cementada a una tabla óptica que contenía la iluminación y las ópticas de imagen, como también el área del sensor CCD (*Charge Coupled Device*). Cuatro imágenes consecutivas fueron capturadas. El retículo fue traducido a 50  $\mu\text{m}$  entre cada marco utilizando un micrómetro manual. Las operaciones aritméticas necesarias fueron ejecutadas por un miniordenador procesando los datos en modo desconectado (*off-line*). Por razones obvias, no se utilizó una fijación manual en esta etapa de desarrollo. Actualmente el escáner del CEREC 1 y CEREC 2 contienen los mismos elementos básicos que han sido adaptados a la necesidad de adquirir imágenes rápidas y los requerimientos de espacio reducido. La figura 15 es una sección en diagrama de la cabeza del escáner del CEREC 1 mostrando sus componentes individuales. El escáner es altamente compacto, conectado al cuerpo principal de la unidad por medio de un cable de *multi-lead* (multiseñal). La cámara del CEREC 2 ha sido totalmente rediseñada, pero utiliza los mismos principios.

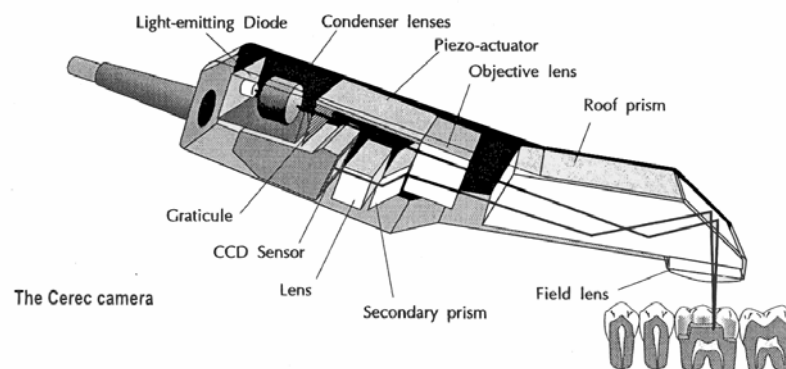


Figura 15.

### **2.7.2.13. La cámara tridimensional del CEREC 2<sup>(31)</sup>.**

A la cámara del CEREC 2 se le ha dado un nuevo diseño y más fácil manejo. Se ha colocado una cobertura desmontable que permite su esterilización por calor seco. A través de una resistencia se calienta la lente de la cámara para evitar que se empañe al introducirla en la boca.

El desarrollo de la cámara se ha llevado a cabo de acuerdo con el proceso CEREC original. Se ha reducido el tamaño del píxel (elemento de dibujo) de 54x54 a 25x29  $\mu\text{m}$ . Así, en el sistema de imagen píxel, el patrón voxel (elemento de volumen) ha vuelto a 25x25x29  $\mu\text{m}$  en el sistema de imagen píxel. Los errores de medida en el volumen se ha reducido a menos de  $\pm 25$   $\mu\text{m}$  al optimizar el trayecto del haz óptico por medio de una geometría simétrica de haz. Un control más preciso del patrón de medición proyectado y el procesamiento con nivel particularmente bajo de ruidos de la señal de vídeo, han logrado una reducción definida de los componentes falsos en los datos de medición.

La profundidad de campo es de 10 mm (en el CEREC 1 es de 8 mm), lo que permite un apoyo del borde frontal de la cámara sobre el diente adyacente distal, durante la impresión óptica, y obtener un registro fiable sin borrosidad.

### **2.7.2.14. Características fundamentales de la imagen tridimensional del CEREC.**

Dirijamos nuestra atención al organigrama de la figura 16. Antes de que actualmente podamos medir nuestros objetos en 3D, tenemos que asegurarnos que la cámara está correctamente dirigida a su objetivo. (Un sistema futuro funcionará continuamente en modo 3D). Actualmente el método de búsqueda precede a la impresión actual. Durante el método de búsqueda, el escáner funciona como una videocámara convencional produciendo una imagen en vivo en el monitor. La cámara se activa por el

pedal activador para realizar la captura en 3D. La captación se ejecuta virtualmente sin retraso, por lo tanto la imagen 3D se consigue en la misma orientación de la cámara. Una imagen captada se presenta (en la figura 17) de forma muy parecida a la última imagen de la secuencia en vivo. Haciendo una inspección sobre la imagen capturada, el operador puede aceptar los datos o repetir el procedimiento por activación del pedal.

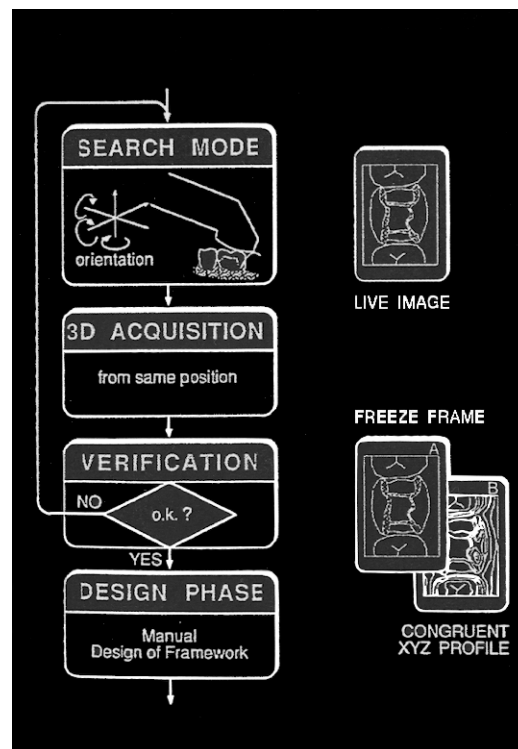


Figura 16.

Aunque la imagen capturada de la figura 17 pueda servir para juzgar la calidad de imagen el sistema a la vez tiene que adquirir el perfil verdadero de los datos (figura 18).



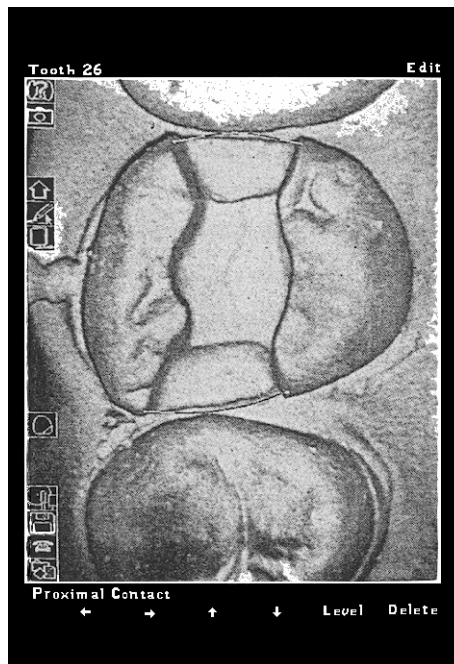


Figura 17.

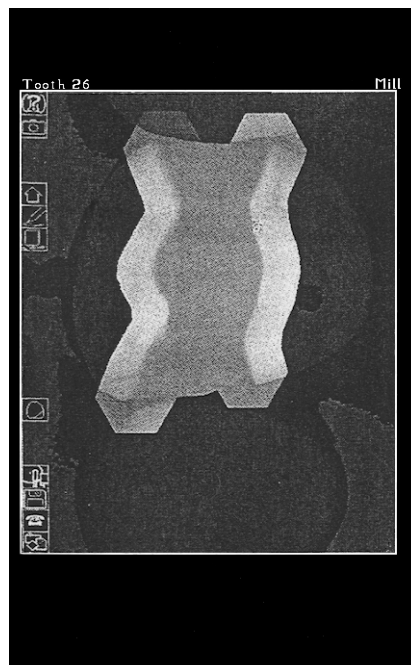


Figura 18.

Esta adquisición de datos simultáneos permite al operador empezar a diseñar inmediatamente después de que la imagen ha sido aceptada. La

unidad ha sido equipada con bastante *hardware* para que la adquisición de datos sea casi instantánea.

#### **2.7.2.15. Diseño del fondo cavitario desde una vista superior.**

El diseño asistido por ordenador o sistemas CAD se caracterizan por una variedad de formas de representación tridimensional de datos. Planos y secciones se utilizan comúnmente en arquitectura e ingeniería, jugando sus puntos de vista un importante papel en documentación, mientras que los modelos sólidos son populares en el diseño automovilístico y aerospacial. Una aplicación dental requiere atención en las siguientes particularidades:

1. La pieza de trabajo que se está creando debe encajar en una preparación existente de formas no geométricas. Características esenciales de la preparación podrían perderse completamente cuando empezamos a utilizar un modelo enmarcado de líneas.
2. El operador del CEREC es un dentista, no un delineante o experto en CAD. Tradicionalmente los dentistas han esculpido objetos tridimensionales eliminando sustancias o utilizando varios materiales de restauración.

Los que han desarrollado el sistema CEREC han hecho un intento de combinar la descripción objeto-orientación utilizada en un ambiente de maquinaria con las técnicas de restauración manual utilizadas por los dentistas. El concepto resultante ha sido llamado diseño sobre *hill-shaded backdrop*.

La impresión óptica adquiere una magnitud y un valor de fase para cada pixel. La fase, la cual está directamente relacionada con la profundidad, puede ser representada en la pantalla para ser juzgada por el operador. Una representación mostrando áreas muy elevadas como áreas brillantes y los cortes más profundos en gradientes de oscuros de gris (figura 18), sin embargo, muestra muy poco detalle. De hecho los contornos críticos de la preparación son apenas identificados. Los datos

presentados en la interpretación de la visión desde arriba de la figura 17, por otro lado, concreta claramente todos los márgenes que serán utilizados ampliamente durante la fase de diseño.

En el modelado de objetos sólidos, los modelos que serán representados darán un aspecto tridimensional muy real, por el aspecto artificial de la visión desde arriba (imagen de la pantalla). Cada objeto es, de este modo, dividido en pequeñas porciones de superficie. El ángulo entre cada porción de superficie y una fuente de luz virtual determina el brillo local. En nuestro montaje, tales cálculos no son necesarios, porque la imagen almacenada en el banco de memoria muestra ya los rasgos deseados.

Utilizando la imagen vista desde arriba como una tela o tienda de campaña, sobre la cual se erige la estructura básica tridimensional, demuestra una aproximación muy eficiente para ir a tareas de modelado particulares.

Como mencionamos antes, la imagen capturada no corresponde exactamente a la representación durante el modo de búsqueda. Mientras las geometrías de ambos son idénticas, la imagen capturada, generada por transformación, muestra áreas de brillo en oscuridad o más bien en lugar de gradientes de grises. El brillo resultante en una amplitud local alta, el contraste del patrón detectado, sin embargo, sería mínimo en el caso de un destello. La imagen captada está libre de cualquier luz aislada y ambiental y residuos de “persianas”; ello puede considerarse así como una versión mejorada de la imagen viva.

#### **2.7.2.16. La estructura básica de diseño.**

Utilizando la imagen de visión superior como base, la reconstrucción tridimensional se hace en un modelo por planos (fondo de la restauración, ecuador y superficie oclusal) (figura 19):

1. El fundamento es colocar de forma apropiada la restauración en el suelo de la cavidad.
2. La capa superior está definida por el borde oclusal de la preparación.
3. La capa media, llamada ecuador o línea de contacto, secciona el diente en su extensión mesio-distal más ancho y genera el contacto proximal.

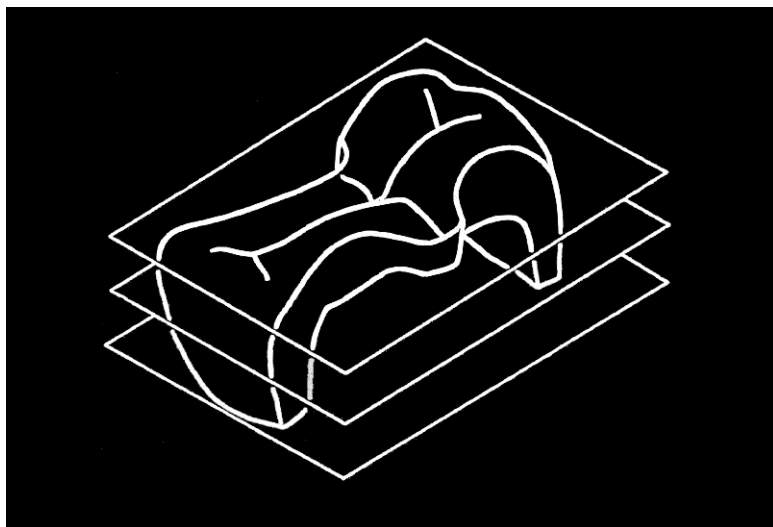


Figura 19.

Siguiendo las reglas del diseño, primero esbozamos el suelo de la cavidad. Una vez colocado el fondo en su lugar, el programa automáticamente escanea las paredes izquierda y derecha desde mesial a distal. El *inlay* está colocado lateralmente, y el borde oclusal de la preparación es identificado en el mismo instante. Estos límites superiores son una parte del esbozo-esquema de la tabla oclusal. Todas las superficies de la incrustación que están en contacto directo con la preparación están ahora en su lugar. Nosotros proseguimos para sintetizar las superficies proximales, las cuales deben estar en contacto con los dientes vecinos. El punto de contacto se establece a nivel del ecuador por defecto. Este nivel

por si mismo defectuoso, se sitúa a  $2/3$  de la distancia entre la altura del suelo de la cavidad y la altura de la cresta oclusal. La línea de ecuador o punto de contacto está ahora desplazada sobre este nivel recién establecido.

El programa propone entonces la línea de cresta marginal. El nivel apropiado es seleccionado automáticamente y el esbozo distal y mesial desplazado como en el caso del ecuador. Con la introducción de este dato, los tres niveles de reconstrucción están ahora definidos (figura 19). En situaciones donde por defecto el nivel es inapropiado, existe la posibilidad de ajuste manual. El modo de nivel es seleccionado. El nivel defectuoso es resaltado y puede ser localizado completamente a lo largo de la superficie de la restauración. Rodando la bola de diseño (*trackball*), el nivel puede ser levantado o bajado de acuerdo con las necesidades individuales. Desde el modo de nivel también es claramente identificado un corte horizontal del diente vecino, facilitando mucho la situación del ecuador.

En el CEREC 2, el trazado de la línea de fisura es esencial en la técnica de diseño interactivo y el programa de extrapolación para *inlays* y *onlays*. La profundidad de la fisura se determina en los *inlays* por la altura de la línea margen cavosuperficial adyacente, y en los *onlays* también por la línea cresta marginal-cúspide. Para todos los puntos de soporte de la línea de fisura, el siguiente punto sobre una u otra referencia, se busca en dirección vestibulolingual. El valor “z” de este punto se reduce en 1.0 mm, dando profundidad de fisura. Para asegurar un grosor suficiente de la porcelana de al menos 1.0 mm, debe asegurarse una profundidad de preparación suficiente en la sección de fisuras. Por triangulación de la superficie oclusal, se calculan triángulos definidos cada uno de ellos por sus lados y dos vectores de inclinación por lado de triángulo. Las superficies de triángulo se interpolan y forman una superficie continua<sup>(31)</sup>.

Desde su inicio, el diseño del *software* ha sido ampliamente desarrollado. Los objetivos para un diseño más sofisticado de grandes

restauraciones, los cuales se empiezan a realizar ahora con el CEREC 2 y CEREC 3, fueron claramente definidos en 1989 incluyendo la extrapolación de la pendiente de cúspides, biblioteca de dientes (banco de datos) y fusionando la impresión óptica de la preparación con una segunda impresión tomada de un encerado de la superficie oclusal: los dos registros deben ser tomados con la misma orientación de la cámara para ser sobrepuestos por un paso adicional. Primero se adquiere la preparación, desde ésta se establecen los ejes de alineamiento. Entonces esta impresión se almacena en la memoria. La alineación de las dos imágenes va a buscar las marcas fijas de referencia, la zona mesial y distal vecina pueden proveer la información necesaria, siendo necesario en ciertas circunstancias utilizar posicionadores de soporte. Las áreas seleccionadas como referencia deben ser visibles en ambos registros. En casos donde la cara oclusal puede ser utilizada antes del tratamiento como aportación de datos, la secuencia de impresión puede ser invertida. La superposición y alineación deben tratarse en espacio tridimensional, lo que requiere control sobre 6 grados de libertad. La traducción puede conseguirse fácilmente por el procesador, las rotaciones son aparatosas y causan errores de acabado innecesarios. Afortunadamente el sistema utiliza luz colimada, por lo tanto el tamaño no presenta problemas adicionales.

Si el operador reduce la rotación necesaria a pequeños ángulos, la situación se simplifica sustancialmente puesto que la transformación coordinada puede usar aproximaciones precisas. En una sesión típica, el dentista quisiera tomar la impresión de la preparación y empezar trazando el contorno de la cavidad. El diseño del contorno podrá ser utilizado como en un *overlay* durante la adquisición de la segunda imagen actuando así como un *gunsight*. La reposición de la cámara tiene una gran tolerancia ( $\pm 10^\circ$ ). El fino ajuste se consigue por el procesador. Las dos impresiones se fusionan juntas a lo largo de la línea de la cresta oclusal/borde de la

preparación. La estrategia que se perfila en este párrafo es otra aplicación de la filosofía básica del CEREC, explotando la sinergia de las habilidades del dentista y la capacidad de cálculo de la máquina.

#### **2.7.2.17.El proceso de tallado: mecanización de la cerámica.**

Cuando seleccionamos el proceso de tallado, lo primero que realiza el sistema es la construcción del modelo de la restauración en volumen. La imagen del diente desaparece y en la pantalla aparece el diseño del fondo cavitario, luego se calcula la superficie oclusal y podemos ver como se produce el entrelazamiento entre ambos diseños. Cuando el modelo tridimensional se ha realizado, debemos colocar el bloque de cerámica en la cámara de tallado. El tamaño nos será indicado por el ordenador. Cerramos la cámara de tallado y se inicia el proceso.

El primer paso que realiza el tallado es la autocalibración utilizando el soporte metálico del bloque de cerámica. Luego se inicia el tallado de la cerámica. El tiempo depende de la longitud mesiodistal del *inlay*<sup>(44)</sup>.

El sistema de tallado original del CEREC 1 consistía en una potente turbina de agua (*H-drive*), que movía el disco de diamante de tallar. En 1992, este sistema es reemplazado por un motor eléctrico (*E-drive*), y el disco de diamante se modifica con un recubrimiento de diamante más fino y un mayor diámetro. Todo esto le da una mayor eficacia en el tallado. En el CEREC 1 el proceso de tallado está limitado a 2.5 grados de libertad, debido a que el tallado se realiza únicamente con un disco de diamante. En el CEREC 2, la máquina de tallado incorpora dos instrumentos de corte con un total de 12 grados de libertad a lo largo de los 6 ejes de movimiento: un disco de tallado para remover cerámica de una forma rápida, detallada y eficiente; y una fresa de diamante cilíndrica para tallar con mayor detalle zonas internas y externas, como la morfología oclusal y la fisura. Esta fresa diamantada puede ser de 2 mm<sup>(42)</sup>, 1.6 mm y 1.2 mm de diámetro.

En el CEREC 3 los instrumentos de tallar son dos fresas de diamante cilíndricas. Una tiene la punta plana, y la otra en forma de *chamfer*.