

UNIVERSITAT DE BARCELONA

DEPARTAMENT DE CIENCIAS

MORFOLÓGIQUES I

ODONTO-ESTOMATOLOGIA

TESIS DOCTORAL

**"ESTUDIO RUGOSIMÉTRICO DE LA
SUPERFICIE DE LA CERÁMICA
FELDESPÁTICA UTILIZADA EN LA
ELABORACIÓN DE RESTAURACIONES
CERAMO-METÁLICAS"**

PRESENTADA POR EL LICENCIADO EN

MEDICINA Y CIRUGÍA:

JOSÉ MARÍA ANGLADA CANTARELL

DIRECTORES:

PROF. F. J. GASCÓN MAYORDOMO (E.P.D.)

PROF. J. SALSENCH CABRÉ

BARCELONA JUNIO 1992

ÍNDICE

INTRODUCCIÓN	1
REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA	
Evolución Histórica de la Cerámica de uso Dental	4
Técnica de Elaboración, en el Laboratorio, de las Restauraciones Cerámicas	17
Capacidad de Retención de Placa de las Restauraciones	25
Capacidad Abrasiva de la Cerámica Dental	28
Técnicas de Estudio de la Superficie de la Cerámica Dental	33
HIPÓTESIS	39
OBJETIVOS	38
MATERIAL Y MÉTODO	40
Tablas	47
RESULTADOS	52
Tablas e Histogramas	62
DISCUSIÓN	127

CONCLUSIONES	139
BIBLIOGRAFÍA	141
APÉNDICE	175

INTRODUCCIÓN

El ser humano siempre ha sentido una gran necesidad de presentarse ante los demás congéneres según un sentido de la estética que ha ido cambiando con las diversas épocas. Nuestro compromiso es diagnosticar, indicar y elaborar restauraciones odontológicas que sean capaces de perdurar en armonía con la fisiología del aparato masticatorio del individuo, pero simultáneamente ofrecer al paciente una estética que sea compatible con su vida de relación, pues la boca es una de las vías de comunicación y contacto con nuestros congéneres de mayor trascendencia.

En Odontología, y especialmente en los últimos diez años, la demanda de restauraciones estéticas se ha acrecentado, de modo que tanto los profesionales de la salud buco-dental, como las empresas especializadas del sector han introducido nuevos materiales y técnicas con el fin de poder satisfacer esta demanda de la población.

En prostodoncia fija la estética nos la ofrecen, básicamente dos materiales, las resinas y las cerámicas. Las cerámicas dentales son uno de los materiales que más innovaciones ha presentado, pero existe una polémica que sigue sin una respuesta clara. Diversos autores y empresas

no coinciden en el tipo de acabado ideal de la superficie de nuestras restauraciones ceramo-metálicas. Así una serie de autores centroeuropeos propugnan su pulido con el fin de conseguir la máxima naturalidad, otros autores consideran que el glaseado intrínseco o autoglaseado es el más adecuado, y finalmente otros trabajos resaltan que el glaseado extrínseco o habitual es el idóneo para nuestro fin.

Las implicaciones de el acabado de la superficie de las restauraciones en prótesis es muy importante, de ello depende su biocompatibilidad, mayor o menor retención de placa bacteriana y capacidad abrasiva de estos materiales.

Se sabe que sobre la superficie de todos los materiales duros que se introducen en la cavidad oral se forma un depósito conocido como placa bacteriana. Esta placa tiene una capacidad patógena reconocida en las dos enfermedades de mayor trascendencia en odontología, se trata de la caries dental y la enfermedad periodontal. También se conoce que la placa bacteriana es más difícil de eliminar en aquellas superficies rugosas y anfractuosas, es por ello fundamental que acabado damos a nuestras restauraciones, tanto para su supervivencia a corto y medio plazo como la de las estructuras sanas remanentes.

Los materiales cerámicos son considerados algo más duros que el esmalte dentario natural y en consecuencia los de mayor capacidad lesiva por abrasión de los tejidos duros dentarios. En buena lógica, las superficies que no presenten una lisura extrema presentarán una mayor capacidad abrasiva.

Finalmente existe un compromiso estético que debe coexistir con la compatibilidad biológica de la restauración. Este compromiso supone superficies de brillo controlado, similar al de los dientes naturales, con la textura y color de los dientes sanos remanentes de cada paciente, es decir individualizar las restauraciones en cada caso.

De todo lo antedicho se sigue la necesidad de hallar el acabado mejor tanto desde el punto de vista de biocompatibilidad como de estética y naturalidad.

EVOLUCIÓN HISTÓRICA

DE LA CERÁMICA DE USO DENTAL

El Diccionario de la Real Academia de la Lengua Española, define la cerámica como el *"arte de fabricar vasijas y otros objetos con barro, loza o porcelana"*. En odontología se emplea la porcelana para la realización de restauraciones en prostodoncia, denominándose cerámica dental.

Según definición tradicional, los objetos fabricados en porcelana son hechos con una pasta blanca, impermeable, translúcida, homogénea, dura, no rayable por el acero y resistente a todos los reactivos excepto álcalis cáusticos y ácido fluorhídrico. En su composición interviene el caolín y los feldespatos, a los que suele añadirse cuarzo o arena. Este material y su técnica de empleo fueron descubiertos en China, y en Europa no se conocieron todos sus secretos hasta el siglo XVIII. Debido al misterio y dificultad técnica que envolvía a esta sustancia se consideró que tenía gran cantidad de propiedades pseudomágicas. Así, en el Archivo Histórico de la Ciudad de Barcelona, se halla un inventario del año 1531 del mercader J. Codina en el que se refiere que entre sus

poderes está el de "probar venenos". La referencia dice *"Item una capsa de riscla blanca, sens cubertor, en la qual havia una peça de terra que dix la Sra. se diu "porcellanes", vinguda del Alxin, y dix esser bona per provar matzinas"*. Pero hasta el siglo XVII no se inicia un intenso comercio con el Oriente, llegando entonces abundantes piezas de porcelana China. A finales de este siglo se inicia la fabricación en Europa de piezas en porcelana imitando a las piezas chinas. En 1671 el Rey Carlos II de Inglaterra otorgó una patente de cuarenta años en favor del Dr. Dwight para la explotación del misterio de la loza transparente denominada, por lo común, porcelana de China o loza persa. En 1700 se empezó a explotar el primer yacimiento de caolín en Aue, que era consumido por la fábrica de Meissen. Desde este momento, se suceden las fábricas y yacimientos iniciándose la fabricación de piezas de porcelana en Europa (**OLIVAR 1952**).

Siempre ha existido la necesidad de reponer los dientes perdidos, sin embargo, en 1557, los sistemas y materiales empleados eran, probablemente, defectuosos (**MARTINEZ 1975**). Así por ejemplo, se emplearon dientes humanos extraídos entre cuyas ventajas, los diversos autores,

destacaban su naturalidad. Pero estos dientes se deterioraban, y careaban, durando sólo de quince meses a cuatro años. También se emplearon dientes de procedencia animal (oveja, vacuno...), pero se deterioraban más rápidamente que los dientes humanos y, finalmente, piezas talladas en marfil de elefante o hipopótamo, pero éstas cambiaban rápidamente de color y daban lugar a un aliento fétido. Considerando que este deterioro es más lento en el caso de emplear marfil de hipopótamo, se recomendó su empleo como base de los dientes de porcelana. En contraposición, los dientes de porcelana, según Harris, imitan perfectamente el diente natural, son incorruptibles, el color es inalterable y no producen halitosis (**HARRIS 1874, MARTINIER 1889**).

Las primeras referencias al empleo de la porcelana para usos odontológicos se remontan a 1728, en que Fauchard, dados los inconvenientes de los materiales empleados para realizar dientes artificiales, hizo esmaltar unas plaquitas metálicas como sustitutos de los dientes. Pero no es hasta 1776, cuando un farmacéutico francés llamado Duchateau, comunicó la construcción de la primera dentadura en porcelana y, posteriormente, colaborando con un dentista de

la época, Dubois de Chémant, fabricaron, en 1788, los primeros dientes cerámicos. En 1808, Fonzi, en Londres, empezó su fabricación a gran escala, logrando mejores coloraciones y modificando los retenedores metálicos que se habían empleado hasta esa fecha. Es precisamente Fonzi, a quien se atribuye el empleo de varillas de platino que introducía en la porcelana fundida para su posterior cementación en un canal radicular. En 1870 la fabricación de dientes de porcelana sufre un gran empuje con el uso del celuloide y vulcanita para la elaboración de bases para dentaduras. Estas cerámicas presentaban una contracción volumétrica del 40%; los dientes de porcelana eran opacos, y resultaban poco naturales. No fue hasta 1833 cuando se superó este inconveniente (**HARRIS 1874, MARTINIER 1898. MARTINEZ 1915, McCULLOCH 1968, LLISTOSELLA 1983**).

Como vemos, la cerámica se ha venido empleando en odontología desde hace muchos años para la fabricación de dientes artificiales. Entre los primeros usos de la porcelana en odontología destaca el diente pivote. En él, una corona construida con este material, tiene fijado un pivote o espiga de platino que será cementado en el canal radicular del

diente a restaurar (**HARRIS 1874**). Sin embargo, no es hasta 1885–1886 que aparecen las primeras publicaciones en las que se habla de "enamel caps", que consisten en coronas metálicas con aplicaciones de porcelana. En 1891, se publica la descripción de un caso clínico tratado con coronas "jacket" de porcelana, que según el autor, sigue la técnica de Land (**CAPON 1891**). No es hasta 1903 que Land publica la primera referencia de las técnicas empleadas en la construcción de coronas construidas completamente en cerámica; en ella, refiere la descripción de una técnica para construir coronas de porcelana sobre hoja de platino, que posteriormente se retira, refiriendo que ello ha sido posible gracias a la aparición de cerámicas que funden a temperaturas bajas (**LAND 1903a,b**). A primeros del presente siglo, Jenkins en Dresden, presentó una porcelana que cocía a bajas temperaturas (unos 998°C), material que podía ser cocido sobre láminas metálicas (**JONES 1985**). Pocos años más tarde, en 1928, Pincus realiza un tratamiento con carillas cerámicas que se adherían a los dientes mediante un adhesivo, pero debían quitarse para comer (**McLAUGHLIN 1988**). Charles Land también refiere la construcción de carillas e incrustaciones de porcelana. Se atribuye a este

autor el diseño y fabricación del primer horno para cocer porcelana con fines odontológicos (**O'BRIEN 1985**). En 1915 aparecieron en el mercado británico otros dientes construidos con porcelana, que llamaron "*tube tooth*" (diente tubo) y que presentaban una cavidad tubular para su adaptación a piezas coladas. Schwartz describe gran número de variantes en las piezas prefabricadas de cerámica, aptas para las restauraciones prostodónticas (**SCHWARTZ 1940**).

A finales de los años cuarenta, se introdujo la cocción de porcelana a bajas presiones ("*vacío*"). Esta técnica supuso un avance, permitiendo lograr una porcelana menos porosa, y por ello, más translúcida. Esta técnica fue empleada por primera vez por Helberger en 1913, y tardó más de 30 años en ser aplicada en odontología. El método fue estudiado y popularizado por Vines (**JONES 1975, JONES 1985, PIDDOCK 1990**).

El gran inconveniente de la porcelana es su poca resistencia a la fractura pues se trata de un material frágil. Un avance importante en este sentido se produjo a finales de los años cincuenta, con la aparición de aleaciones de oro, aptas para colados de coronas y puentes, que permitieron cocer porcelana en su superficie, pues, hasta entonces sólo se

había empleado indoplatino y paladio, con retenciones mecánicas que conducían al fracaso (**UCEDA 1984**). Estas aleaciones áureas permitían combinar la estética de la porcelana con la ductilidad y resistencia del oro (**STRAUSSBERG 1966; JONES 1985; GASCON 1986b**). Un notable avance se produjo en 1962, cuando Weinstein patentó la primera cerámica en cuya composición se incorporaba la leucita, lo que otorga a la porcelana un coeficiente de expansión térmica compatible al de las aleaciones, lo cual permitió la realización de restauraciones ceramo-metálicas (**MACKERT 1986**). Gracias a ella, se produjo una gran revolución en el empleo de restauraciones ceramo-metálicas en prostodoncia fija. De este modo, en Estados Unidos de Norte-América, en 1964 el 35% de toda la prótesis fija usaba esta técnica y en 1974 ya representaba el 90%. En este año se introdujeron las aleaciones de paladio-plata que se impusieron en el mercado con el alza que experimentó el oro en el mercado internacional (**JONES 1985**).

La búsqueda de una porcelana capaz de ser empleada sin metal, lo que supone una elevada estética a la vez que pueda ofrecer resistencia suficiente para la construcción de

coronas, llevo a McLean a estudiar las porcelanas aluminosas, empleadas en la industria de aislantes eléctricos. Como consecuencia, en 1965 se publica el primer artículo que describe una porcelana de elevado contenido en óxido de aluminio.

La alúmina incorporada en una proporción del 40% en peso incrementa notablemente la resistencia. La técnica empleada para la construcción de coronas con porcelana aluminosa, es similar a la descrita por Land. Se adapta una hoja de platino al troquel, y se cuece encima la porcelana, empleando un núcleo con mayor porcentaje de alúmina. Una vez finalizada su construcción, se elimina la hoja de platino antes de su cementado (**McLEAN 1965 y 1967**). El uso de la alúmina está limitado por la opacidad que resulta de la incorporación del óxido de aluminio, siendo precisamente la translucidez de la porcelana una de sus cualidades más apreciadas (**MORENA 1986, SOUTHAN 1987a**). Estas coronas presentan muchos defectos, especialmente a nivel de la interfase entre la hoja de platino y la porcelana. Se considera que es debido a la dificultad para conseguir una tensión superficial adecuada para que la porcelana "*moje*" completamente la hoja de platino (**SOUTHAN 1972b y 1973**).

En un intento de superar estos defectos el propio McLean desarrolló una nueva técnica, que empleaba una hoja de platino con estaño, cobre, indio y platino, promoviendo la oxidación superficial para lograr la adhesión entre la porcelana y el metal. Esta hoja oxidada es aplicada encima de otra de platino. Posteriormente, se retirará sólo la primera hoja y dejará esta segunda hoja oxidada en la restauración cementada (técnica de la "doble hoja") **(McLEAN 1976a y b)**. Como variaciones en esta nueva técnica, ha surgido la corona Renaissance®, que utiliza una hoja de oro paladio en vez de platino **(MOFFA 1988, PIDDOCK 1990)**; recientemente el sistema Sunrise®, que emplea una lámina de 50µm de metal con un contenido en oro del 98%, intenta mejorar la estética lograda con metales de aspecto grisáceo **(SHAVELL 1990)**. Otro camino que se ha intentado seguir para reforzar cerámicas con óxidos metálicos, es la incorporación de óxido de circonio, pero presenta los mismos inconvenientes que la incorporación de alúmina: opacidad y aumento de la temperatura de fusión **(MORENA 1986)**.

Los defectos de estas cerámicas aluminosas indujeron variaciones técnicas. Una de las más recientes es la inyección de un núcleo de cerámica aluminosa, modelado previamente

en cera que se comercializó con el nombre de sistema Cerestore ®. Actualmente ya no se comercializa (**SOZIO 1983, SOZIO 1985, GASCON 1986a, HULLAH 1987, McLEAN 1988**). Recientemente se ha introducido en el mercado un sistema de inyección de cerámica feldespática modelada previamente en cera, su nombre comercial es Empress ® (**WOHLWEND y SCHÄRER 1991, DONG 1992**). De todos los intentos para eludir los defectos internos de las coronas de cerámica aluminosa, tal vez el que más trabajos ha logrado desarrollar es el empleo de material refractario para el vaciado de la impresión, y la aplicación y cocción directa sobre él. Esta técnica tampoco es nueva ya que en 1882 Herbst empleó troqueles con una mezcla de yeso y asbesto que rellenaba con partículas de vidrio y posteriormente cocía para la construcción de incrustaciones (**JONES 1985**). En los años sesenta se describió el empleo de un revestimiento especial para construir incrustaciones de porcelana y, a finales de esa misma década, se describe la construcción de restauraciones de recubrimiento total mediante el uso de esta técnica (**KINZER 1964, VICKERY 1969**). La descripción de los defectos internos de las coronas construidas con porcelana aluminosa y su defectuoso ajuste

a los dientes preparados, dió lugar a una serie de trabajos que procuraban subsanar todos estos inconvenientes mediante el empleo de troqueles de material refractario **(SOUTHAN 1972a, RILEY 1975, SOUTHAN 1987b)**; pero la técnica fue perfectamente detallada en el diseño y comercialización de la porcelana Vita Hi-Ceram ®. Se trata de un núcleo de cerámica aluminosa muy opaco y resistente que se cuece sobre un troquel de revestimiento; finalmente se acaba con cerámica para "jacket" convencional **(CLAUS 1987, HENNIES 1988, FONS 1988, CASTELLANI 1990)**. Este método ha sido modificado con la aparición de la cerámica In-Ceram ®, en la que el núcleo aluminoso se presenta en forma de barbotina, es decir cerámica aluminosa suspendida en un líquido especial, y una vez cocido este núcleo, permite que sea embebido por material cristalino más translúcido **(CLAUS 1990, MORIN 1990, PIDDOCK 1990)**. Se han desarrollado procedimientos similares con otras porcelanas; una de ellas es el sistema Optec HSP ®, que no presenta núcleo y toda la restauración se construye con la misma cerámica. Se trata de una cerámica feldespática, de fase leucita, de elevada resistencia **(SUCKERT 1988, CAMPBELL 1989, BOURRELLY 1989, BANKS 1990)**. Un

caso similar es la cerámica para incrustaciones Flexo-Ceram[®] de la casa Elephant, que también duplica el modelo en material refractario (**VAN DER ZEL 1989**). Otros métodos consistieron en mejorar las zonas más susceptibles de presentar defectos mediante la incorporación de fibras de carburo de sílice (**DERAND 1980**).

El colado de los materiales vítreos, ya fué empleado en odontología por Wain en 1923, sin embargo hasta 1968 no se volvió a emplear, aunque existían múltiples dificultades para poder comercializar esta técnica (**McCULLOCH 1968**). En 1984, Adair describió el primer vidrio colable para reconstrucciones dentales, que ha sido comercializado bajo el nombre de Dicor[®]. En esta técnica el acabado estético de la restauración se hace con porcelana, el núcleo es de vidrio y se cuela mediante la técnica de la cera perdida. Se trata de un material de gran resistencia a factores químicos (**ADAIR 1984, GROSSMAN 1984, GROSSMAN 1985, GASCON 1986c, GASCON 1987, BRACKETT 1989, CAMPBELL 1990**). En 1985, Sumiya Hobo describe una técnica de colado de hidroxiapatita (Cera-Pearl[®]). El autor defiende su biocompatibilidad y características, por ser este material el componente fundamental del esmalte dental. Tras su colado,

mediante la técnica de la cera perdida, se maquilla y acaba con una porcelana de composición especial desarrollada especialmente para este fin (**HOBO & IWATA 1985a,b, BRACKETT 1989**).

Uno de los mayores inconvenientes de la porcelana aluminosa es su bajísimo coeficiente de expansión térmica, y la baja translucidez en comparación con la porcelana feldespática con fase de leucita; por ello se ha desarrollado una porcelana con gran cantidad de óxido de magnesio, para fabricar el núcleo de las restauraciones. Como principal ventaja ofrece una elevada expansión térmica, asociada a poder ser terminada la restauración con porcelana feldespática; su resistencia a la fractura es también notable (**O'BRIEN 1985, FAN & STANFORD 1987**).

Los estudios más recientes, se encaminan al mecanizado de vidrio-cerámicas. Ello se apoya en trabajos de análisis por ordenador de imágenes tridimensionales, y elaboración de la restauración de acuerdo con la imagen captada de la preparación, eludiendo los inconvenientes de los materiales de impresión y vaciado. El tallado de la restauración en estos materiales se lleva a cabo mediante tornos controlados por ordenador (**MÖRMANN 1990, TAIRA 1990**).

Existe una gran cantidad de técnicas y productos desarrollados a lo largo de los últimos cien años, con intensa dinámica en esta última década. Este hecho puede ser justificado por la gran demanda de estética.

TÉCNICA DE ELABORACION, EN EL LABORATORIO DE **LAS RESTAURACIONES CERAMICAS**

Las restauraciones cerámicas se fabrican en el laboratorio dental a partir de cerámica en polvo que, dependiendo del tipo de porcelana se compone de feldespatos, alúmina, cuarzo, diversos opacificadores y pigmentos. Los opacificadores y pigmentos empleados suelen ser óxidos metálicos. Estas cerámicas se presentan con tres gradaciones de translucidez, que se conocen como porcelanas opaquer u opaca, dentina o cuerpo e incisal. Las restauraciones ceramo-metálicas consisten en una cofia de

metal colado a la cera perdida que se ajusta al troquel, y posteriormente es cubierta por cerámica. En estas restauraciones se aplica primero la cerámica opaca, cuya función es impedir que transparente el metal a través de la cerámica, pero además promueve la adhesión entre ambos materiales por unión entre la cerámica y la capa de óxidos que se forma en la superficie metálica subyacente. Se debe procurar que la cerámica opaca forme una película de entre 0.1 y 0.2 mm. de espesor. Posteriormente, se modela la pieza en su conjunto con cerámica de cuerpo o dentina, que tendrá un espesor mínimo de entre 0.5mm y 0.7mm. para lograr un resultado estético aceptable y conseguir la resistencia deseable. Finalmente debe quedar espacio para la porcelana incisal, que es la más translúcida, se aplica en aquellas zonas en que es deseable una elevada translucidez. **(HARSTER 1985, PHILLIPS 1986, McCABE 1988, SORENSEN 1988).**

La técnica de aplicación de la cerámica dental consiste en la mezcla de polvo con agua destilada o líquido de modelar especial hasta lograr una pasta de consistencia cremosa, la cual es aplicada con espátula o pincel. La técnica empleada para la aplicación de la cerámica dental en el laboratorio exige

una cuidadosa condensación o compactación, intentando eliminar el máximo de agua o líquido que hemos incorporado para el modelado, puesto que la persistencia de humedad dará lugar a grietas y defectos que son el origen de las fracturas que observamos en la clínica (**LLISTOSELLA 1983, DeVREUGD 1988, OILO 1988, KELLY 1989**). El método de condensación empleado no parece influir en la porosidad resultante (**EVANS 1990**), aunque el líquido de modelar empleado puede influir en la resistencia de la restauración (**PIDDOCK 1985, BRACKETT 1989, ROSENTIEL 1989**).

Una vez cocidas, cada una de estas capas de porcelana en un horno a bajas presiones ("*vacío*"), se obtiene una cerámica mate, conocida como porcelana en fase de bizcocho que no es estética. Su superficie no es lisa, y por ello es muy retentiva para la placa bacteriana y facilita la abrasión del diente antagonista, lo que no es aceptable desde un punto de vista fisiológico. Para lograr un acabado correcto de la cerámica, que nos ofrezca una superficie brillante y lisa, poco retentiva a los depósitos orgánicos y de elevada estética, se siguen tres técnicas, que son el autoglaseado o glaseado intrínseco, el glaseado habitual o extrínseco y el pulido mecánico de la superficie.

Para lograr el autoglaseado, la restauración se cuece 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.

En el glaseado habitual se emplea un polvo de vidrio y líquido facilitado por las propias casas comerciales. Se mezclan hasta conseguir un fluido suficientemente viscoso para que no fluya hacia las zonas de mayor declive y se aplica en superficie y se cuece, a presión atmosférica, unos 50–80°C por debajo de la temperatura de cocción de la porcelana de cuerpo, consiguiéndose así una superficie de características macroscópicas de elevado brillo y lisura **(PHILLIPS 1986, LÓPEZ-ALVAREZ 1987, LACY 1988, DeVREUGD 1988)**. La observación bajo microscopía electrónica de barrido de superficies glaseadas por ambos métodos, da imágenes diferentes. En un caso da lugar a leves depresiones (autoglaseado) y en el otro a discretos resaltes (glaseado habitual), pero siempre de contornos suaves clínicamente aceptables **(COOK 1984)**.

Se ha propugnado el pulido de la restauración en fase de bizcocho en vez de su glaseado por múltiples razones,

entre ellas destaca la distorsión de las caras oclusales que se produce durante la cocción de glaseado, pero con una técnica adecuada se puede considerar que esta modificación de la morfología oclusal es despreciable (**HOBO 1982**). La técnica propugnada para este acabado de las restauraciones cerámicas consiste en el uso de una secuencia de gomas de pulir de grano progresivamente decreciente. Así Newitter propone no glasear la cerámica, y acabarla mediante una secuencia de pulido que considera de resultados óptimos, el instrumental ideal, para este autor, son las gomas en contraposición con los discos de papel abrasivos (**NEWITTER 1982**). Los autores que han estudiado el pulido de la cerámica dental como alternativa al glaseado, consideran que el resultado es similar, tanto por observación mediante microscopía electrónica de barrido como mediante rugosimetría (**SIMON 1987**). Este autor refiere que el tamaño crítico de los defectos superficiales debe considerarse a partir de $0.56\mu\text{m}$. Este dato viene relacionado exclusivamente con la apariencia de la superficie macroscópica, puesto que con defectos de tamaño superior el aspecto no es brillante. Sin embargo no se detiene en ningún momento a estudiar el efecto a nivel de higiene oral y abrasividad de la restauración

cerámica, y sólo considera el aspecto estético. Un estudio reciente comprueba que las superficies de esmalte dental que ocluyen contra otra superficie de esmalte presentan una rugosidad de $0.64 \pm 0.25\mu\text{m}$ lo que se corresponde con la apreciación de Simon (**WILLEMS 1991**). Se ha comprobado, in vitro, que la cerámica dental pulida soporta baños de sustancias colorantes, como el café, sin cambiar de color, lo cual induce a pensar que no se transforma en un material poroso (**ROSENTIEL 1989**). Geller considera el pulido de la restauración en el laboratorio "como un camino necesario para lograr la estética adecuada" (**GELLER 1983**). Ubassy considera que el pulido mecánico permite crear piezas cerámicas con reflexión luminosa diversa lo que confiere una mayor naturalidad (**UBASSY 1990, 1991**). Una reciente publicación aporta un dato muy importante, relaciona el acabado de la superficie cerámica con su resistencia a la fractura por indentación Vickers, y halla que la cerámica pulida es más resistente que la glaseada (**ROSENTIEL 1989**). El único trabajo revisado en que se citan las velocidades de trabajo del instrumental rotatorio para el pulido de la cerámica dental esta referido al acabado y ajuste intraoral de carillas de cerámica (**HAYWOOD 1989**).

Podemos considerar que clínicamente son aceptados los tres tipos de acabado descritos para las restauraciones ceramo–metálicas, aunque no existe ningún estudio que compare los tres métodos entre sí de forma controlada.

Una vez la restauración ha sido terminada y glaseada, ésta es remitida al clínico que la prueba y cementa. Suele considerarse necesaria una prueba en fase de bizcocho, que se ajusta y retoca si es preciso, para no alterar la capa glaseada que se formará en la última cocción. Sin embargo, después de cementada la restauración, puede ser necesario volver a ajustar las caras oclusales; debido a la alteración que se puede producir en el asentamiento de la restauración por razón del volumen de cementante.

CAPACIDAD DE RETENCIÓN DE PLACA BACTERIANA POR LAS RESTAURACIONES

Es fundamental lograr una superficie suave en las restauraciones, no sólo para evitar el acúmulo de placa, sino por su potencial abrasivo sobre el esmalte natural de los dientes antagonistas, pues la porcelana dental es algo más dura que el esmalte (**MONASKY 1971, DeLONG 1986, EKFELODT 1988, DeLONG 1989, WILEY 1989, GOLDSTEIN 1991**).

Por todo lo antedicho es muy importante tener en cuenta los factores que pueden influir en el depósito y mantenimiento de esta placa dental. Así las irregularidades nunca llegan a verse libres de placa dental. Los gérmenes que se depositan en las superficies orales son muy polimorfos y dependen de la localización de la placa dental. La tasa de crecimiento de la placa dental está influenciada por factores físicos tales como lesiones careosas, márgenes de restauraciones mal ajustadas e irregularidades en la superficie y posición de los dientes. En las restauraciones de protodoncia fija, la placa se acumula más fácilmente en superficies rugosas, márgenes mal adaptados y coronas sobrecontorneadas (**WAERHAUG 1956, SWARTZ 1957,**

SORENSEN 1989, TRIPODAKIS 1990, FELTON 1991).

Un paso previo a la formación de placa dental es el depósito de la película adquirida que se forma no sólo en la superficie de los dientes, sino también en los diversos materiales empleados para la restauración dentaria. Se deposita rápidamente, en pocos segundos puede ser detectada su presencia en cualquier superficie sólida expuesta al medio oral (**BUSSCHER 1989**) De hecho al cabo de unos 20 minutos se forman masas de entre $5\mu\text{m}$ y $20\mu\text{m}$ de espesor (estos depósitos ya contienen bacterias). En 24 horas, éstos ya se han fusionado cubriendo todas las superficies de la cavidad oral susceptibles a los depósitos. No hay una conversión finita de la película adquirida en placa dental sino que existe una transición de modo que paulatinamente se va transformando de un tipo a otro tipo de depósito. Esta película se compone de diversas glucoproteínas e inmunoglobulinas de procedencia salival. Su función puede ser protectora, pues in vitro se ha demostrado que el esmalte cubierto de saliva es menos susceptible a la acción de los ácidos. Pero en general, se considera que es un paso inicial en la formación de la placa dental (**NEWBRUN 1984, NADAL 1987**). Se ha especulado acerca de la relación

entre la energía libre de superficie de las restauraciones y la formación de esta película (**BAIER 1978, JENDRESEN 1981**), sin embargo un estudio reciente demuestra que estos factores son independientes (**MORGE 1989**). Se ha comprobado que es más importante la rugosidad de la superficie que la energía libre en la formación de depósitos (**QUIRYNEN 1990**).

Se comprueba que de los diversos materiales empleados en prótesis fija, es la cerámica dental glaseada la que acumula menor cantidad de placa bacteriana (**WISE 1975, WUNDERLICH 1985, CHAN 1986, ADAMCZYK 1990, KOIDIS 1991**), siendo además el material de mejor resultado cuando se analiza el éxito de grandes rehabilitaciones orales (**STRUB 1988**).

CAPACIDAD ABRASIVA DE LA CERÁMICA DENTAL

La abrasión de la dentición natural puede ser considerado un proceso natural. Cuando esta abrasión es intensa y rápida, no puede ser considerada fisiológica. El desgaste anormal de las estructuras duras del diente puede ser causada por restauraciones dentales. La abrasión del esmalte dentario puede ser acelerado en ciertos casos como el bruxismo que puede verse acentuado por la realización de restauraciones. En estas situaciones es imperativo que los materiales empleados en odontología restauradora no cause excesivo desgaste dentario.

Existen estudios que demuestran que la fricción entre la porcelana y el esmalte dental conduce a la abrasión y desgaste de este último, pues la porcelana es algo más dura que el esmalte (**NORMAN 1964, MAHALICK 1971, MONASKY 1971, BARGI 1975, SCHLISSEL 1980, SULIK 1981, KLAUSNER 1982, NEWITTER 1982, DeLONG 1986, 1989, PALMER 1991**). Debe resaltarse que Monasky detectó una gran diferencia entre la abrasividad de la porcelana no glaseada frente a la glaseada, siendo ésta última mucho menos abrasiva, y cuando destruimos la capa glaseada

debemos pulir la porcelana, y en este caso su capacidad abrasiva disminuye con el tiempo debido al pulido natural que se produce. Un estudio comparativo entre diferentes materiales restauradores concluye que la cerámica dental es el más abrasivo de todos ellos (oro, resina fotopolimerizable, cerámica y resina termopolimerizable), siendo además el oro el material que ofrece mejores propiedades **(EKFELDT & ØILO 1988)**. Se ha comprobado que la capacidad abrasiva de la cerámica dental es mayor que la de la amalgama dental **(DeLONG 1986)**. Incluso hay estudios que consideran con mayor capacidad abrasiva la porcelana glaseada que la pulida en el laboratorio **(JACOBI 1991)**, por lo cual recomiendan el acabado de la porcelana mediante pulido mecánico en vez de glasearla. La cerámica de superficie rugosa es, lógicamente, más abrasiva que la glaseada o pulida, dato que ha sido comprobado experimentalmente **(MONASKY 1971)**. Los estudios mediante microscopía electrónica han revelado que es posible pulir la porcelana dental en fase de bizcocho para conseguir superficies cuando menos equivalentes a las conseguidas mediante el glaseado **(RAIMONDO 1990)**. Algunos autores consideran contraindicado el uso de porcelana en superficies funcionales, o bien que su uso debe

acompañarse de férulas nocturnas que minimicen los movimientos parafuncionales durante el sueño (**MAHALICK 1971, WILEY 1989**). No todas las cerámicas dentales muestran iguales índices de abrasividad, parece ser que la porcelana Dicor ®, es poco abrasiva cuando se compara con cerámicas feldespáticas (**DeLONG 1989, SEGHI 1991**).

pero este dato no se relaciona con la dureza Knoop de los materiales (**DeLONG 1989, SEGHI 1991**).

La medición o gradación de la capacidad abrasiva de un material de uso odontológico puede hacerse por diversos métodos: seguimiento clínico; simulación mediante "boca artificial" que consiste en dos superficies que se deslizan una contra la otra de forma continua o cíclica; medición de características físicas relacionadas con la abrasividad como pueden ser dureza y coeficiente de fricción.

El estudio clínico choca con el inconveniente de que la abrasión del esmalte es lenta, rara vez excede de 50 μ m por año (**XHONGA 1972, MOLNAR 1983, LAMBRECHTS 1989**), además no debe despreciarse la influencia que tiene sobre este fenómeno la morfología dentaria que puede impedir la comparación de resultados entre diversos grupos (**TEAFORD 1991**). Existe un estudio basado en impresiones del primer y

segundo molares mandibulares vaciadas en resina epóxica y posterior examen bajo estereo-microscopio, durante el estudio se controló la dieta de los individuos voluntarios, en que comprueba que existen cambios detectables en el desgaste natural de los molares durante una semana y que la dieta influye de modo significativo (**TEAFORD 1991**). Estos resultados demuestran la gran variabilidad de los resultados clínicos por lo que sus resultados son difícilmente comparables. Algunos autores que han realizado trabajos clínicos no han tenido presentes las diversas variables que pudieran influir, especialmente la dieta (**EKFELDT & ØILO 1988**).

Debido a las dificultades observadas en los estudios clínicos, la inmensa mayoría de trabajos publicados se basan en el empleo de la "*boca artificial*", de este artefacto existen diversas variantes, pero todas ellas se basan en el mismo sistema, consisten en dos soportes enfrentados, para los materiales a estudiar, y un motor que hace rozar una superficie contra la otra, pudiendo relizar traslaciones en dos planos o bascular (**MONASKY 1971, COFFEY 1985, DeLONG 1986, 1989, SECGHI 1991**).

Se ha comprobado una pobre correlación entre el grado

de dureza Knoop y los resultados de las pruebas de abrasividad "*in vitro*" lo que invalida cierto tipo de métodos de estudio de este fenómeno, especialmente los que pretenden relacionar la dureza del material con su capacidad abrasiva **(SEGHI 1991)**.

De los trabajos revisados puede concluirse que la cerámica dental es un material con alto potencial de abrasividad. Su superficie debe procurarse lo más lisa posible para minimizar el desgaste sobre el diente antagonista.

TÉCNICAS DE ESTUDIO DE

LA SUPERFICIE DE LAS RESTAURACIONES

Debido a la capacidad abrasiva de la cerámica y la patogenicidad de la placa bacteriana, es fundamental proveer a las restauraciones odontológicas de una superficie de lisura extrema. Nuestra meta es obtener una restauración que no retenga placa bacteriana ni abrase las estructuras dentarias antagonistas. Para estudiar la superficie de los materiales de uso odontológico se han empleado básicamente dos métodos, uno es la microscopía electrónica de barrido y el otro la rugosimetría.

La microscopía electrónica de barrido nos ofrece imágenes en dos dimensiones, en este caso la información es cualitativa influenciada por la subjetiva visión del investigador, pero ha sido usada para estudiar las superficies cerámicas por multitud de autores (**BARGHI 1975, 1976, SCHLISSEL 1980, SULIK 1981, NEWITTER 1982, ZALKIND 1986, FINGER 1987, EKFEJDT & ØILO 1988, CAMPBELL 1989**). Debemos destacar que Finger realiza el estudio sobre resinas para obturación directa en dientes posteriores.

La rugosimetría consiste en un palpador que recorre la superficie a estudiar y detecta, dependiendo de su

sensibilidad, el perfil de esta superficie ofreciendo datos cuantitativos (numéricos) y cualitativos (representación gráfica del perfil). El inconveniente que algún autor ha detectado en el uso de la rugosimetría consiste en que las porosidades y defectos dificultan la recogida de datos (**BESSING 1983**). En un estudio mediante rugosimetría y observación macroscópica, Simon refiere que el tamaño crítico de los defectos superficiales debe considerarse a partir de $0.56\mu\text{m}$, pero relaciona este dato exclusivamente con la apariencia de la superficie macroscópica; es decir, con defectos de tamaño superior el aspecto no es brillante. Sin embargo no se detiene en ningún momento a estudiar el efecto a nivel de higiene oral y abrasividad de la restauración cerámica. Sólo observa el aspecto estético, aunque clínicamente puede orientarnos el conocimiento de este dato (**SIMON 1987**). Un estudio reciente demuestra que las facetas de esmalte natural producidas por el frotamiento fisiológico entre dientes naturales presenta una rugosidad media de $0.64 \pm 0.25\mu\text{m}$; consideramos que esta rugosidad podría ser considerada ideal (**WILLEMS 1991**). En su conjunto, las publicaciones de estudios rugosimétricos de superficies cerámicas no se detienen a referir detalladamente el método de recogida de datos empleado ni la técnica de

manipulación del instrumental (**KLAUSNER 1982, SIMON 1987**). Pero la mayoría de autores realizan el análisis de la rugosimetría a partir de medias y desviaciones estándar, sin embargo existe un estudio llevado a cabo sobre composites que comprueba que es mucho más fiable la comparación entre diagramas de frecuencias (**MAIR 1990**). La rugosimetría se ha empleado ampliamente para estudiar la superficie final de las restauraciones de resinas composites entre estos estudios destaca Willems que consiste en un análisis rugosimétrico mediante un equipo computerizado, de superficies de diente natural y diversos composites empleados en odontología restauradora (**WILSON 1990**). McInnes estudia mediante rugosimetría la superficie de la dentina preparada para recibir resinas compuestas, analizando sólo la rugosidad media de las muestras, pero la finalidad de su trabajo es relacionar esta rugosidad con la resistencia de las restauraciones (**McINNES 1990**).

Diversos autores han conjugado ambos métodos para estudiar la superficie de las cerámicas dentales, pero Bessing considera que los resultados de ambos métodos son contradictorios, considerando que las conclusiones que se obtienen mediante microscopía electrónica son erróneas

cuando no se corresponden con los obtenidos mediante rugosimetría, valorando por ello mucho más los valores cuantitativos que este último método aporta (**SMITH 1981, KLAUSNER 1982, BESSING 1983, GOLDSTEIN 1985**). La asociación de ambos métodos también ha sido empleada para estudiar el efecto de las pastas de pulir usadas para el acabado final de los composites (**WHITEHEAD 1989**).

También se han empleado otros métodos como son la observación macroscópica con ayuda de una lente de aumento. En este caso los autores comparaban la superficie cerámica objeto de estudio con otra idéntica glaseada que utilizaban como patrón de referencia (**MORROW 1973**). Aunque también es empleado por Simon, este autor lo compara con los resultados obtenidos mediante rugosimetría y microscopía electrónica de barrido (**SIMON 1987**). Finalmente otro método empleado, como complemento a los anteriores, por algunos autores, se basa en la propiedad de reflexión de la luz de los materiales pulidos, de modo que en caso de tratarse de una superficie perfectamente lisa, la luz incidente en ella se reflejará con el mismo ángulo en que ha incidido y con la misma intensidad lumínica. Cualquier cambio en uno o ambos parámetros se interpreta como irregularidad

superficial (KLAUSNER 1982, HAYWOOD 1988).

OBJETIVOS

1º) Evaluar la fiabilidad del método de recogida y procesado de datos, así como el método experimental utilizado.

2º) Evaluar el perfil rugosimétrico de las cerámicas feldespáticas usadas en restauraciones ceramo–metálicas con las siguientes técnicas de acabado:

- a) Bizcocho
- b) Sobreglaseado o Glaseado Habitual o Extrínseco
- c) Autoglaseado o Glaseado Intrínseco
- d) Pulido

HIPÓTESIS

1.- El rugosímetro o perfilómetro es un instrumento capaz de evaluar y comparar la irregularidad de las superficies de las restauraciones.

2.- Las diferentes técnicas de acabado de la superficie de las cerámicas feldespáticas usadas en la elaboración de restauraciones ceramo-metálicas ofrecen superficies diferentes.

3.- La composición y características de cocción de la cerámica feldespática de fase leucita influye en la capacidad de pulido de su superficie.

4.- Para obtener restauraciones estéticas y armónicas con el medio oral es imprescindible otorgarles una superficie lisa y regular.

MATERIAL Y MÉTODO

Se emplearon dos cerámicas dentales, ambas de base feldespática, en concreto fueron frascos de cerámica "dentina" *Ivoclar IPS*® (grupo I), *Vita VMK-68*® (Grupo V), los colores y lotes de los frascos empleados se detallan en la tabla I, con estas cerámicas se fabricaron un total de 80 discos de cada una de ellas. Estas dos cerámicas dentales son feldespáticas de fase leucita según algunas publicaciones revisadas y la información facilitada por las casas comerciales respectivas **(BARREIRO 1989)**. Se escogieron estas dos cerámicas por ser las de mayor difusión en el mercado español.

Para la elaboración de los discos cerámicos usamos una placa *Williams de Ivoclar*® (Fig. 1) para la fabricación de los discos, este instrumento consta de dos partes metálicas superpuestas y unidas entre sí en uno de sus extremos mediante un remache, la pieza superior presenta una muesca donde se deposita y condensa la cerámica dental, posteriormente se hace deslizar la porción superior para poder liberar el disco de cerámica condensada. Con este sistema obtenemos piezas de cerámica sensiblemente iguales en todas sus dimensiones, se trata de piezas de sección

triangular y superficie rectangular con un lado semicircular (Fig. 2). Para su elaboración se mezclamos líquido de modelar facilitado por el fabricante con masa de cerámica de cuerpo o dentina hasta obtener una mezcla cremosa y homogénea. La mezcla del polvo cerámico y líquido de modelar se hizo en una paleta de cerámica para evitar toda contaminación. Se fue aplicando en la placa Williams con ayuda de una espátula de acero inoxidable y se condensó por vibración y aire caliente hasta conseguir que no apareciera líquido en superficie. Cuando se hubo condensado se retiró de la placa Williams y se depositó en un soporte de fibra de vidrio para su cocción en el horno.

Los discos se cocieron en un horno para cerámica *Ivoclar P-90*®, que fue calibrado diariamente mediante el equipo que suministra el fabricante del horno, se trata de un soporte y varillas de plata que funden a 990°C. Las temperaturas y características de cocción de cada una de las cerámicas se muestran en la Tabla II, estas temperaturas fueron determinadas con el soporte técnico del fabricante del horno. La cocción de los discos cerámicos se hizo en grupos de cinco especímenes.

Los ochenta discos se subdivieron en cuatro grupos de veinte

ejemplares cada uno. De este modo cada grupo estaba formado por discos procedentes de cuatro cocciones, con las mismas características y en el mismo horno.

Uno de ellos fue estudiado mediante rugosimetría (Grupos IPB y VIB numerados ambos del uno al veinte). Este grupo en fase bizcocho fue utilizado como grupo control, pues se trataba del punto de partida de todos los acabados analizados. De este modo conseguimos dos grupos control de veinte discos cada uno de ellos. Los restantes tres grupos de veinte discos para cada una de las cerámicas se subdividieron en autoglaseado (IPA y VIA), glaseado habitual (IPG y VPG), y pulido (IPP y VIP).

Los grupos IPP y VIP fueron sometidos a pulido mediante una secuencia de gomas abrasivas, para pulir cerámica, de uso en laboratorio dental de grano progresivamente más fino (*Shofu*®), para ello se fijaron las gomas a una pulidora eléctrica y se utilizó a 1000 r.p.m.. Cada disco fue pulido durante un minuto con cada una de las gomas, secuencialmente de grano más grueso a más fino, de este modo pudimos conseguir un pulido homogéneo para todos los discos. Finalmente y en la misma pulidora se terminó con pasta diamantada *Yeti*® durante medio minuto,

obteniéndose discos de superficie macroscopicamente brillantes. Se obtuvieron discos numerados del uno al veinte de los grupos IPP y VIP.

Los grupos autoglaseados fueron sometidos a una nueva cocción en el horno sin "vacío" con las características que se describen en la Tabla III, se numeraron del uno al veinte y los identificamos con los códigos IPA y VIA. Fueron también sometidos a estudio rugosimétrico.

En el tercer grupo sometido a glaseado habitual, se procedió a mezclar líquido y masa de glasear de cada una de las marcas según las especificaciones de cada fabricante, los lotes y productos se detallan en la Tabla I, se cubrió la superficie objeto de estudio con esta mezcla y se sometió a otra cocción según las especificaciones que constan en la Tabla IV. Se numeraron del uno al veinte y se identificaron como IPG y VIG.

Todos los discos se conservaron en frascos sumergidos en acetato de etilo para preservarlos de cualquier contaminación o erosión de su superficie, mientras duró el estudio. Si algún espécimen sufría fisuración visible macroscopicamente era eliminado del estudio y se realizaba un nuevo disco cerámico en las mismas condiciones, con el

mismo horno y con calibración previa del horno. Entre la elaboración de los especímenes y su estudio rugosimétrico nunca pasó más de una semana.

REGISTRO RUGOSIMÉTRICO

Para el análisis de superficie se empleó un rugosímetro *Perthometer M4P* ® (Mahr, Feinprüf GmbH, Göttingen Alemania), se trata de un sistema que presenta un palpador de diamante que recorre automáticamente, en trayectoria recta, la superficie a estudiar y nos ofrece un gráfico del perfil. El palpador se halla en el extremo de un brazo que tiene un movimiento vertical de 8mm, esto le permite recorrer superficies que no sean horizontales sin que afecte al registro obtenido, y sin perder contacto con la superficie objeto de estudio. Se seleccionó este equipo por ofrecer una gran sensibilidad hasta poder detectar picos de $0.13\mu\text{m}$ en el recuento de picos por centímetro, teniendo en cuenta los trabajos revisados, esta sensibilidad es muy favorable para el objeto del presente trabajo. El registro se realizó de modo que el palpador nunca contactará a menos de 1.5mm del límite de la superficie a estudiar, pues es una zona poco plana.

El recorrido del palpador puede ser seleccionado entre tres longitudes de registro distintas (1.5, 4.8 y 15mm), para el presente estudio se seleccionó la posición de 4.8mm, pues el espécimen mide aproximadamente 15mm y no sería posible obtener registros diagonales con recorridos superiores.

Este instrumento ofrece cinco resultados de cada trazo o registro, estos se detallan en la Tabla V, hay que destacar que el dato PC, o recuento de "picos" puede ser regulado para que contabilice aquellos que superen un valor elegido, para este estudio se seleccionó la posición 5, de modo que sólo se contabilizan los picos de más de $1.3\mu\text{m}$, esta selección se justifica por el trabajo publicado por Willems, que halla en las facetas de los dientes naturales rugosidades próximas a $1\mu\text{m}$ (WILLEMS 1991). En este trabajo se seleccionaron todas las posibilidades y con unidades del sistema métrico (micras y centímetros).

Cada ejemplar fue sometido a estudio en tres recorridos uno según el eje mayor de la muestra, y los otros dos siguiendo aproximadamente las diagonales mayores del espécimen. De este modo se recogen tres trazos que suponen 4.8mm cada uno, es decir de cada espécimen se estudio un contorno de cerca de 15mm.

Este aparato permite no sólo obtener los datos descritos anteriormente, si no que permite obtener un gráfico del perfil recorrido por el palpador, en todos los casos se obtuvo este gráfico, en él se muestra la escala que en todos los casos presenta divisiones en el eje vertical de cinco micras y en el horizontal de 0.8mm.

TABLA I

	VITA VMK68	IPS CLASSIC
MASA DENTINA (COLOR/LOTE)	COLOR A3 LOTE 542	COLOR 5B LOTE 114
LIQUIDO DE MODELAR	LOTE B-40249	LOTE 242189
MASA GLASEAR	LOTE 1310	LOTE T-1050
LIQUIDO DE GLASEAR	LOTE 1192	LOTE 242130

Descripción de los lotes y colores del material cerámico y líquidos de modelado empleados en la elaboración de las muestras en el presente estudio.

TABLA II

°C	S	B	T	t↑	H	L	V1	V2
VITA	4	400	910	60	1	800	550	909
IPS	4	400	920	60	1	800	550	919

Temperaturas de cocción de las masas de cerámica de cuerpo o dentina. S= tiempo de secado en minutos, B= temperatura de cierre del horno, T= temperatura máxima, t↑= subida de temperatura por minuto, H= minutos de mantenimiento de la temperatura máxima, L= temperatura hasta la que el enfriamiento será lento (sin apertura del horno), V1= temperatura de inicio del vacío, V2= temperatura de final del vacío.

TABLA III

°C	S	B	T	t↑	H	L	V1	V2
VITA	1	400	930	60	3	800	0	0
IPS	1	400	940	60	3	800	0	0

Temperaturas de cocción de los discos de cerámica para el autoglaseado o autobrillo. S= tiempo de secado en minutos, B= temperatura de cierre del horno, T= temperatura máxima, t↑= subida de temperatura por minuto, H= minutos de mantenimiento de la temperatura máxima, L= temperatura hasta la que el enfriamiento será lento (sin apertura del horno), V1= temperatura de inicio del vacío, V2= temperatura de final del vacío.

TABLA IV

°C	S	B	T	t↑	H	L	V1	V2
VITA	2	400	930	60	1	800	0	0
IPS	2	400	910	60	1	800	0	0

Temperaturas de cocción de las masas de cerámica para el glaseado habitual. S= tiempo de secado en minutos, B= temperatura de cierre del horno, T= temperatura máxima, t↑= subida de temperatura por minuto, H= minutos de mantenimiento de la temperatura máxima, L= temperatura hasta la que el enfriamiento será lento (sin apertura del horno), V1= temperatura de inicio del vacío, V2= temperatura de final del vacío.

TABLA V

	SIGNIFICADO
RA	Media de la profundidad del registro en μm
RZ	Altitud media pico-sima en μm
RMAX	Máxima profundidad del registro (pico-sima) μm
RPM	Altura media de los picos del registro μm
PC	Recuento de picos por centímetro/pulgada
INCH	Selección métrica/pulgadas

Datos que nos facilita el instrumento de registro rugosimétrico Perthometer M4P, y su significado. En este estudio se seleccionaron todas las mediciones y en el sistema métrico, que nos ofrece los resultados en micrómetros.

RESULTADOS

Los registros obtenidos se muestran en el apéndice, y los resultados en las Tablas VI, VII, VIII, IX, X, XI, XII y XIII. Las variables objeto del presente estudio fueron RA, RZ, RMAX, RPM y PC, para facilitar su identificación en el análisis estadístico se añadió al final de cada variable dos letras, la primera identifica la cerámica con que esta hecha la muestra (I para IPS classic ® y V para Vita VMK68 ®), la segunda letra se refiere al tipo de acabado de la superficie (B bizcocho, P pulido, A autoglaseado y G glaseado habitual). De este modo tenemos ocho grupos de cerámica con cinco variables medidas para cada una de ellas, y sesenta registros de cada uno de los ocho grupos (480 registros en total).

Los valores RA, valor medio de la rugosidad del registro, RZ, valor medio de la altura entre el pico y la sima, RMAX, altura máxima entre el pico y su sima, y RPM, valor medio de los picos en el registro son seguramente los mejores valores para tipificar un registro dado, que es complementado con PC, recuento de picos por centímetro, en nuestro caso picos superiores a $1.3\mu\text{m}$.

En la tabla de los valores obtenidos para la cerámica IPS con superficie glaseada por el método habitual, llama la atención que en el recuento de picos por centímetro (PCIG) sólo se

registran dos valores 0 y 2, ello es debido a que el palpador recorre una superficie de 48mm, pero nos da el recuento de picos por centímetro (aproximadamente el doble), de modo que cuando no detecta ningún pico superior a $1.3\mu\text{m}$, el valor es cero mientras que si detecta uno sólo, al tratarse de un recuento por centímetro, el valor es el doble.

Otro dato relevante de los registros gráficos es que los trazados, de los discos en fase de bizcocho, presentaban picos superiores a $15\mu\text{m}$, y por ello se salían de la escala gráfica del papel.

Destaca que los valores absolutos de las tablas para las cerámicas con superficie glaseada por el método habitual nos da las cifras más bajas.

El análisis estadístico de los datos recogidos se llevo a cabo con un ordenador personal con microprocesador Intel 386 y el programa Mystat ®, versión personal del SPSS PC+ ®. Este programa nos permite realizar todo el análisis estadístico de medias, varianzas y correlaciones.

En las Tablas XIV, XV, XVI, XVII, XVIII, XIX, XX y XXI, se detallan los valores máximo, mínimo, media aritmética y desviación estándar de cada una de las variables para cada grupo de muestras. Las muestras de cerámica en fase de bizcocho, serán

usadas como grupo control por tratarse de la situación origen de todos los acabados objeto del presente estudio.

El primer análisis al que fueron sometidos los datos reveló la existencia de valores extremos, por ello fueron eliminados estos registros para una probabilidad del 95%. Una vez eliminados quedaron en el grupo IPB 58 registros, en el IPP 54 registros, en el IPA 59 registros, en el IPG 52 registros, en el VIB 56 registros, en el VIP 60 registros, en el VIA 59 registros y finalmente en el grupo VIG 58 registros.

Una vez eliminados los registros extremos se procedió a realizar los histogramas de frecuencias para cada una de las variables de cada uno de los grupos de discos de cerámica objeto de estudio, en total cuarenta histogramas que se muestran en las Figuras 3 a 42. La distribución de los valores en los gráficos demuestran una distribución que concuerda, en su conjunto, con la distribución Normal, ello nos da pie para realizar el análisis estadístico tanto mediante pruebas paramétricas como no paramétricas. A pesar de todo la existencia de un grupo con una variable PC que sólo adopta dos cifras, cero o dos nos da una gráfica que no sigue una distribución Normal, Fig. 22 pues se trata de una variable discreta, no continua.

Al tratarse de muestras suficientemente amplias, podemos

llevar a cabo un estudio del intervalo de confianza de las medias para cada una de las variables, estos intervalos se hallan reflejados en la Tabla XXII, se han tomado para una $t_{0,05}$, destaca el hecho de que no superan el 10% en ningún sentido y en la mayor parte de los casos es bastante inferior, es decir que en el 95% de los casos la media de la población se halla en el intervalo de menos del 10% por encima y por debajo de la media de los valores registrados. Este hecho nos permite afirmar que la muestra es un buen reflejo de la población de la que se ha extraído.

La rugosidad media de cada cerámica (RA), es un buen índice para valorar su superficie, en nuestro caso las medias de RAIG y RAVG son las mas bajas, $0.427\mu\text{m}$ y $0.933\mu\text{m}$ respectivamente, le siguen de menor a mayor RAIP, RAVP y RAIA con valores todos ellos entre $1.1\mu\text{m}$ y $1,7\mu\text{m}$ y RAVA con una media de $2.226\mu\text{m}$, en los grupos de cerámica en fase de bizcocho sus medias los 4 y $6\mu\text{m}$ RAVB y RAIB respectivamente. Destaca que en casi todos los casos a igual acabado de la cerámica es menor la rugosidad media de la superficie de los discos construidos con la cerámica IPS, excepto en el caso del bizcocho en que es superior la rugosidad de los discos IPB.

La altura media del trazado entre el pico y la sima (RZ), máxima profundidad o altura del trazado también entre el punto

más alto y el valle más bajo (RMAX) y la altura media de los picos del registro (RPM) siguen la misma distribución de menor a mayor que la rugosidad media RA, es decir los más bajos siguen siendo los registros procedentes de los grupos de cerámicas acabadas con el glaseado habitual seguidas de las pulidas, autoglaseadas y finalmente las cerámicas en fase de bizcocho.

En el caso del recuento de picos mayores de $1.3\mu\text{m}/\text{cm}$, destaca el hecho de que en la cerámica Vita VMK-68 el bizcocho y el pulido dan un recuento muy similar, pero si observamos la altura máxima (RMAX) y la altura media de los picos del registro (RPM), notaremos que hay una gran diferencia, podemos considerar que el pulido del bizcocho no ha reducido el número de picos pero si su altura, lo que se traduce en una RA cuatro veces menor en la cerámica pulida con respecto a la fase de bizcocho.

Dado que no tendría valor el comparar variables distintas, es decir no es lógico comparar la rugosidad media de un grupo de muestras con el recuento de picos por centímetro de otro grupo o del grupo control, se procedió a comparar entre sí todas las variables.

Se aplicó la prueba de la T de Student para comparar las medias dos a dos, de modo que se formaron 120 parejas de variables. Esta prueba sirve para comparar dos medias de dos

muestras y aceptar o rechazar la hipótesis de que ambas muestras proceden de la misma población, en nuestro caso ocho relaciones significativas para una $P < 0.5$, siendo en tres de ellas $P < 0.05$, los resultados significativos se muestran en la Tabla XXIII. Cuando la comparación no resulta significativa, representa que ambas medias proceden de poblaciones distintas, y en consecuencia se debe concluir que son diferentes. El hecho de ser altamente significativa la comparación entre RAIP y RAVG, es decir una superficie pulida y otra glaseada del modo habitual puede inducirnos a error, pero esta variable es la rugosidad media, es decir la diferencia entre todas las coordenadas del recorrido, y si son similares sus diferencias, no los valores absolutos, pueden dar lugar a resultados comparables, además sólo es esta variable la que resulta similar, la diferencia entre las medias de PCIP y PCVG, y entre RMAXIP y RMAXVG son muy elevadas y no significativas, por ello es poco valorable este resultado.

De entre estos resultados destaca la gran correlación que existe entre los pulidos y autoglaseados de ambas cerámicas, pudiéndose considerar que ambos tratamientos de la superficie nos ofrece en ambos casos unos resultados muy similares. Es muy valorable que casi todas las variables de los grupos IPP, VIP, IPA y VIA presenten elevada significación, nos induce a pensar que la

superficie obtenida es de características similares en su conjunto. Destaca el hecho de que todos los grupos con superficie glaseada o pulida muestran una gran diferencia con los discos en fase de bizcocho, ello induce a pensar que cualquier tratamiento de los que hemos aplicado a la superficie en fase de bizcocho cambia esta superficie y la hace menos rugosa, las medias de todas las variables son menores que en los discos en fase de bizcocho.

Como complemento a la prueba de la T de Student, se aplicó la de Wilcoxon y su variante de la del Signo, en este caso la relación entre las muestras RIP y RAVG fue muy poco significativa, sin embargo se mantiene la estrecha relación entre los pulidos y autoglaseados de ambas cerámicas, ello reafirma la posibilidad de que estos tratamientos tal y como se han realizado nos ofrezcan superficies de características similares. La relación de los resultados significativos se exponen en la Tabla XXIV. En estas pruebas, en que previamente se cuentan las diferencias entre las distintas variables, destaca que las máximas diferencias se hallan entre las cerámicas en fase de bizcocho con los demás grupos, aunque puede ser difícil de valorar, podemos considerar que todos los métodos empleados son capaces de suavizar la superficie de la cerámica en fase de bizcocho.

Se aplicó posteriormente la prueba de Kolmogorov–Smirnov,

en este caso tampoco se detectó significación para la relación entre RAIP y RAIG. Los resultados significativos de esta prueba se relacionan en la Tabla XXV, vuelve a destacar la estrecha correlación entre los pulidos y autoglaseados de ambas cerámicas objeto de estudio. En esta prueba también se cuentan las diferencias entre pares de variables, y destaca la elevada diferencia que existe entre la cerámica en fase de bizcocho y los discos acabados por cualquiera de los tres métodos.

Se llevo a cabo la prueba de Friedman para comparación de varianzas entre dos muestras independientes, y al igual que en las pruebas anteriores se procedió a comparar entre sí las variables de igual significado. Sus resultados se superponen en gran medida con los resultados de las pruebas anteriores de comparación de medias y de muestras. Los resultados significativos se detallan en la Tabla XXVI. Volvemos ha encontrar relaciones significativas entre las variables RZ, RMAX y PC de las cerámicas autoglaseadas y pulidas, destaca la elevada relación entre RMAX de las cerámicas autoglaseadas. En su conjunto esta prueba confirma los resultados de las anteriores.

Todas estas pruebas indican que existe una elevada probabilidad de que ambas cerámicas autoglaseadas formen un grupo homogéneo, no pudiendo detectarse diferencias en el

autoglaseado conseguido en ambas cerámicas. Del mismo modo parecen indicar que con ambas cerámicas, a pesar de partir de un bizcocho diferente, se logra con el método de pulido descrito unos resultados similares.

Aunque sólo algunas variables son significativas con el error alfa asumido, entre estos grupos existen gran cantidad de relaciones significativas para un error alfa superior, que aunque no podemos considerarlo significativo si nos orientan en el sentido de que existe una intensa relación entre ambas muestras, es decir tanto el pulido como el glaseado, forman cuatro grupos de muestras que se relacionan entre sí de forma más o menos estrecha.

Existe una gran similitud en los resultados obtenidos por todas las pruebas estadísticas aplicadas, ello nos induce a precisar que las superficies menos rugosas son las de las cerámicas con glaseado habitual, que el pulido y autoglaseado de las cerámicas logra una superficie similar en ambas a pesar de partir de una fase de bizcocho diferente en cuanto a su rugosidad.

Al no existir relaciones significativas entre las dos cerámicas en fase de bizcocho y ambas en fase de glaseado habitual o extrínseco, debemos considerar que son diferentes desde un punto de vista estadístico para un error alfa asumido de menos de

0.5.

TABLA VI

MUESTRA	RA	RZ	RMAX	RPM	PC
ipb1a	5.6400	27.2000	40.0000	14.8400	25
ipb1b	4.3500	22.1400	27.5200	11.9300	37
ipb1c	5.1900	26.5600	58.2400	15.2900	27
ipb2a	8.1500	36.7300	53.1200	21.8800	22
ipb2b	5.2300	25.4000	44.8000	11.9600	40
ipb2c	4.7500	25.2800	33.6000	14.8400	45
ipb3a	6.0700	26.6800	33.6000	13.1200	20
ipb3b	7.5600	30.7800	46.0800	16.2500	27
ipb3c	6.1400	29.8800	40.6400	18.0400	25
ipb4a	6.2400	30.9100	47.6800	18.0400	42
ipb4b	5.7900	27.3200	37.7600	14.6500	45
ipb4c	5.2600	26.6800	37.7600	15.6100	37
ipb5a	4.3400	22.5900	35.8400	12.2800	40
ipb5b	6.7300	32.7600	37.1200	16.8900	40
ipb5c	6.9300	36.6700	64.3200	18.2400	30
ipb6a	4.2300	23.6100	37.1200	14.9100	42
ipb6b	5.7500	33.9200	57.9200	16.9600	30
ipb6c	5.8400	29.3700	36.8000	17.6000	30
ipb7a	5.3600	30.4600	48.3200	14.8400	37
ipb7b	7.2600	34.3600	49.6000	20.0300	32
ipb7c	6.9400	31.7400	49.6000	14.4000	20
ipb8a	7.5700	37.9500	54.4000	21.5600	45
ipb8b	8.2900	38.5200	48.6400	20.0300	42
ipb8c	3.9300	19.8400	26.8800	9.9800	37
ipb9a	6.0500	24.7000	35.2000	13.8800	35
ipb9b	9.2400	38.0100	46.4000	20.0900	35
ipb9c	5.9700	33.2100	48.6400	18.0400	37
ipb10a	6.6600	36.6700	51.5200	18.4300	37
ipb10b	6.8700	36.5400	48.0000	20.4100	35

ipb10c	6.0600	38.1400	49.9200	22.5200	37
ipb11a	8.1500	36.2800	53.4400	16.5100	27
ipb11b	6.6000	32.7000	37.7600	18.7500	32
ipb11c	5.2300	29.3700	38.7200	12.8600	40
ipb12a	6.6500	37.7600	49.2800	20.7300	40
ipb12b	6.7900	32.5100	47.0400	14.7200	32
ipb12c	5.2400	28.4100	39.3600	16.8900	40
ipb13a	4.2000	20.3500	28.1600	12.0900	27
ipb13b	4.0000	18.9400	27.8400	9.6000	35
ipb13c	5.5000	27.0000	42.2400	14.1400	42
ipb14a	3.5200	16.2500	19.8400	9.0200	30
ipb14b	6.4300	31.2900	49.9200	18.6200	35
ipb14c	7.8800	42.6800	62.4000	23.2300	40
ipb15a	3.3700	18.4000	29.4400	9.0500	35
ipb15b	7.8900	42.0400	51.2000	18.8800	37
ipb15c	6.8300	35.5200	41.9200	14.7800	42
ipb16a	6.6000	31.0400	47.0400	16.4400	32
ipb16b	10.8900	50.3600	66.8800	26.4300	22
ipb16c	6.4600	36.9200	55.6800	19.7100	30
ipb17a	8.0200	35.6400	47.6800	17.2100	35
ipb17b	5.7600	40.1900	46.0800	22.7800	35
ipb17c	6.4300	30.9400	34.7200	16.9900	35
ipb18a	7.8900	43.5200	51.5200	22.4600	45
ipb18b	5.6500	27.2600	43.5200	16.3200	37
ipb18c	6.4100	31.6100	47.0400	16.7600	40
ipb19a	5.5000	32.9600	39.3600	15.6800	32
ipb19b	5.5300	25.9800	33.6000	13.8200	42
ipb19c	8.2100	39.4200	61.4400	18.6200	32
ipb20a	3.8600	18.5200	29.2800	8.9900	30
ipb20b	5.2700	27.3900	41.2800	15.0400	25
ipb20c	6.3600	32.9600	40.6400	16.0000	32

TABLA VII

MUESTRA	RA	RZ	RMAX	RPM	PC
vib1a	4.3600	25.0000	38.7200	14.6500	50
vib1b	5.2100	27.3200	42.5600	14.5200	30
vib1c	3.5100	18.4000	25.9200	10.2700	27
vib2a	3.0900	19.9000	43.2000	8.6400	20
vib2b	4.8300	22.2000	32.6400	13.3100	20
vib2c	4.9800	22.4000	26.8800	11.7400	30
vib3a	2.3300	13.1500	21.1200	6.5600	27
vib3b	6.3000	28.9900	37.7600	15.4800	20
vib3c	3.1600	13.9200	21.1200	6.1400	20
vib4a	6.5100	32.1900	52.1600	14.0100	35
vib4b	4.6600	24.7300	30.2400	12.5400	45
vib4c	5.3200	34.6800	46.4000	18.8100	55
vib5a	3.2100	11.9800	16.7200	5.9000	10
vib5b	2.7400	11.6400	14.0000	5.3600	15
vib5c	3.1800	12.2800	16.4800	7.1600	15
vib6a	4.2000	15.8700	30.2400	8.0600	15
vib6b	2.8400	12.4400	18.0800	4.7300	22
vib6c	4.1900	18.6200	32.3200	9.6000	20
vib7a	3.0500	13.3100	22.4000	7.2000	20
vib7b	4.1900	18.3600	28.8000	9.8500	30
vib7c	4.4200	23.7400	27.6800	12.8000	25
vib8a	9.8400	38.0100	53.7600	18.8100	15
vib8b	7.9800	29.3100	34.8800	12.9900	10
vib8c	6.0300	26.0400	44.1600	14.1400	17
vib9a	3.2300	14.7200	21.4400	8.2200	32
vib9b	5.8000	23.1000	40.9600	12.9200	20
vib9c	6.1100	24.0000	40.6400	13.1800	20
vib10a	5.6500	24.6700	29.7600	14.7800	17
vib10b	5.6000	21.6900	49.6000	12.0900	22

vib10c	3.1600	15.2600	22.7200	7.8000	20
vib11a	5.9300	26.3600	33.9200	12.2800	17
vib11b	4.3300	24.3800	35.2000	11.2600	30
vib11c	4.2400	24.4400	37.4400	11.0000	30
vib12a	6.6300	19.7100	26.5600	9.2400	20
vib12b	4.5800	20.8600	31.6800	10.4300	25
vib12c	6.1200	26.8100	48.9600	13.4400	32
vib13a	3.0300	17.3400	24.9600	9.7900	32
vib13b	4.3200	17.8200	21.6000	8.9900	20
vib13c	4.4000	22.0100	34.2400	12.2800	25
vib14a	3.1000	16.1200	20.3200	8.8600	27
vib14b	5.1100	21.3100	38.0800	10.2400	22
vib14c	3.8100	18.3300	23.5200	8.8900	20
vib15a	5.2200	22.4000	31.6800	10.4300	27
vib15b	7.1400	33.4700	49.9200	17.2800	20
vib15c	6.7000	28.4800	42.5600	17.5300	20
vib16a	4.3700	21.9500	28.4800	11.2600	27
vib16b	3.8400	20.4400	25.1200	11.4500	22
vib16c	3.6900	17.1200	20.1600	8.6400	30
vib17a	5.9000	24.5700	33.2800	9.6600	27
vib17b	7.4900	32.3800	47.0400	12.3500	27
vib17c	4.9100	23.5500	32.9600	12.0300	25
vib18a	0.9300	4.8900	6.2800	2.5000	30
vib18b	2.6600	15.8000	44.4800	5.3100	17
vib18c	2.1600	11.2300	15.8400	6.5600	27
vib19a	4.6400	22.1400	43.5200	8.7000	25
vib19b	3.1900	12.8300	14.5600	6.4900	25
vib19c	4.5500	21.4400	27.8400	12.4800	25
vib20a	7.9900	32.8300	60.1600	15.4800	17
vib20b	5.1400	21.0800	26.5600	9.7200	12
vib20c	5.6700	20.5700	27.0400	9.3700	12

TABLA VIII

MUESTRA	RA	RZ	RMAX	RPM	PC
ipp1a	1.8300	9.1800	16.6400	3.5500	17
ipp1b	0.6100	2.8700	4.3200	0.9200	12
ipp1c	1.3700	6.4300	10.2400	1.7400	12
ipp2a	0.6600	2.9300	5.2000	0.7200	5
ipp2b	0.6500	3.3100	5.2000	1.1300	17
ipp2c	0.6200	4.0000	6.0800	1.4400	7
ipp3a	0.5500	4.5600	7.1200	0.8300	7
ipp3b	1.1200	6.2000	9.6000	1.8200	15
ipp3c	0.7400	4.8100	9.0400	1.4800	10
ipp4a	0.8400	5.1200	9.3600	1.5300	22
ipp4b	0.7200	5.1800	8.0000	1.1200	25
ipp4c	0.6100	3.7400	7.3600	1.1600	17
ipp5a	0.7900	4.2800	6.3600	1.6400	17
ipp5b	1.1400	6.3000	8.9200	2.4600	30
ipp5c	1.2800	5.4800	9.0400	2.5600	15
ipp6a	0.7500	4.4600	6.0000	1.6600	22
ipp6b	1.1800	6.4100	11.6800	2.0000	20
ipp6c	0.9600	6.2700	13.2800	1.4700	12
ipp7a	0.8400	5.0500	13.2000	1.6600	15
ipp7b	1.1100	7.9300	17.6000	2.4600	15
ipp7c	1.0500	6.6400	10.4800	1.8000	27
ipp8a	1.4300	8.1700	12.7200	4.1100	32
ipp8b	1.1700	6.9700	11.6800	2.6700	27
ipp8c	1.1600	7.0700	9.2800	2.5400	35
ipp9a	1.3000	5.8000	8.0000	2.3000	12
ipp9b	1.4100	5.9600	12.3200	2.6800	12
ipp9c	1.0300	5.8000	10.6400	2.2200	30
ipp10a	1.3200	8.1900	12.3200	3.2300	32
ipp10b	0.7500	4.5200	7.2000	1.5600	17

ipp10c	0.8100	4.3200	5.6400	1.3900	15
ipp11a	0.9200	5.1300	7.7600	1.8000	12
ipp11b	1.5500	7.8400	10.5600	2.6700	25
ipp11c	1.1700	3.7900	4.9200	1.6900	12
ipp12a	1.0400	5.3100	10.5600	2.0000	17
ipp12b	0.9800	5.4700	12.8800	2.1200	12
ipp12c	0.9200	5.8200	11.2800	1.8400	15
ipp13a	1.1400	6.1200	8.4800	2.0300	12
ipp13b	1.2100	6.5400	10.8800	2.1400	22
ipp13c	1.0900	4.9200	6.4800	1.6400	15
ipp14a	1.8000	7.7700	10.4000	3.0000	17
ipp14b	0.9400	4.3600	9.7600	1.1200	7
ipp14c	0.7300	5.4000	10.4800	1.8500	15
ipp15a	1.7600	6.8000	13.7600	2.8300	15
ipp15b	1.8000	7.7900	12.5600	2.8100	12
ipp15c	1.2900	7.4200	13.0400	2.0400	15
ipp16a	1.5100	6.9900	10.8800	2.3300	10
ipp16b	1.4800	7.2000	10.8800	2.4800	12
ipp16c	1.3300	6.5700	11.4400	2.9900	12
ipp17a	1.4000	6.8600	11.1200	1.8200	15
ipp17b	1.1500	6.3000	9.8400	1.9000	15
ipp17c	0.9000	3.0000	3.9600	1.0600	7
ipp18a	1.4400	6.6700	8.8000	2.5400	7
ipp18b	0.9300	5.3600	7.3600	1.7900	20
ipp18c	0.9600	4.8100	11.2800	2.0600	17
ipp19a	0.7800	5.2400	7.4400	1.5300	27
ipp19b	1.2600	8.3600	13.4400	2.6200	22
ipp19c	2.3300	7.5300	11.1200	3.5000	12
ipp20a	1.6400	7.3400	11.0400	3.3100	27
ipp20b	2.8000	8.3800	9.6000	3.9000	7
ipp20c	1.9600	5.2300	5.8400	2.1900	12

TABLA IX

MUESTRA	RA	RZ	RMAX	RPM	PC
vip1a	1.2900	6.0000	9.5200	2.3800	15
vip1b	0.9400	4.8800	7.9200	2.0300	17
vip1c	1.5600	5.0700	8.4800	1.8400	10
vip2a	1.2600	7.0200	11.4400	2.2500	20
vip2b	0.7800	3.8500	5.0400	1.7400	17
vip2c	1.1700	6.9900	8.0000	2.8600	22
vip3a	0.8200	5.1000	8.4800	2.1900	25
vip3b	0.9500	5.0700	6.0400	1.9400	20
vip3c	1.8300	6.5200	10.0800	2.9100	10
vip4a	1.8400	8.4400	13.7600	3.0000	22
vip4b	0.8700	4.7300	6.6400	2.0400	22
vip4c	0.8100	4.6400	6.4800	2.0800	17
vip5a	0.9100	4.8000	5.4400	1.2400	12
vip5b	0.9400	4.8700	6.3200	2.1300	30
vip5c	1.2300	5.1300	9.7600	2.0900	15
vip6a	1.1800	6.9100	11.3600	2.6500	27
vip6b	1.0100	5.5300	7.4800	2.2500	25
vip6c	0.6900	3.6400	4.4000	1.1200	25
vip7a	0.7200	4.6300	5.5200	1.3700	17
vip7b	0.7400	3.8200	4.8400	1.3300	27
vip7c	1.2600	7.7100	8.6400	2.3800	27
vip8a	1.2900	6.7200	9.8400	2.9600	25
vip8b	1.0000	5.9600	7.0400	2.3800	35
vip8c	1.2200	5.2800	7.1200	1.8400	25
vip9a	1.5200	7.2800	8.8800	2.0800	10
vip9b	1.3900	5.8300	7.0400	2.3300	17
vip9c	1.4200	8.1200	12.0000	3.4000	17
vip10a	1.4400	7.2100	13.3600	2.8800	20
vip10b	0.6500	3.6100	4.8000	1.1300	20

vip10c	0.9600	5.1600	5.6400	1.8700	27
vip11a	0.7100	3.2800	4.5200	0.8800	12
vip11b	0.8300	4.7400	6.8800	1.9600	15
vip11c	1.2200	6.4600	9.6000	2.3300	22
vip12a	1.5300	5.9900	8.5600	2.3700	15
vip12b	1.3700	6.5400	10.2400	2.3600	22
vip12c	1.0700	6.5700	8.8800	2.1200	37
vip13a	1.6800	7.4400	9.4400	3.1800	25
vip13b	1.4000	6.8400	8.0800	3.1000	25
vip13c	1.7300	8.6400	12.0000	3.3700	20
vip14a	1.2800	6.9200	11.2800	3.1200	32
vip14b	1.1400	5.0900	6.9600	2.0700	17
vip14c	1.4900	7.0000	10.4800	3.2600	20
vip15a	1.4700	6.7300	10.6400	2.6400	17
vip15b	1.5000	7.3100	8.4800	3.2900	20
vip15c	1.0800	6.3200	9.8400	2.2000	22
vip16a	1.3800	5.8000	8.2400	2.5700	17
vip16b	1.0300	5.1400	6.6000	2.4500	22
vip16c	1.4400	6.6700	12.0000	3.9200	20
vip17a	0.8100	5.3500	6.2000	1.9600	30
vip17b	1.3200	6.4900	12.0800	3.3900	17
vip17c	1.4400	6.3300	10.8000	2.9100	22
vip18a	0.8100	4.6900	6.6800	1.7200	20
vip18b	1.1900	5.1000	9.7600	2.2200	15
vip18c	1.2800	6.4300	7.6000	2.1700	22
vip19a	1.5600	7.4200	8.4000	2.9100	12
vip19b	1.5100	7.0200	9.4400	3.1500	17
vip19c	1.0900	6.3300	9.1200	2.3600	27
vip20a	1.4700	6.8800	8.4800	3.1600	35
vip20b	1.2700	6.8800	8.4800	2.6700	27
vip20c	1.0700	6.1200	9.5200	2.7600	25

TABLA X

MUESTRA	RA	RZ	RMAX	RPM	PC
ipa1a	1.0500	5.0300	7.5600	2.6000	15
ipa1b	1.0900	4.4900	8.3600	2.1700	15
ipa1c	2.4500	11.7100	19.8400	6.6500	17
ipa2a	2.1400	9.6900	14.4800	4.8000	15
ipa2b	0.9400	5.7900	7.4400	3.3600	22
ipa2c	1.9900	9.5800	17.6800	5.0200	15
ipa3a	1.5000	7.1300	17.1200	4.1200	20
ipa3b	0.8800	3.7300	5.6800	1.6600	12
ipa3c	1.2400	5.4500	8.4000	2.6800	17
ipa4a	0.9600	4.4800	7.3600	2.1200	12
ipa4b	2.4400	10.0100	16.9600	5.5200	15
ipa4c	1.8100	6.0300	8.7200	3.3900	12
ipa5a	1.7300	8.1900	11.7600	4.1700	22
ipa5b	1.7400	8.4900	13.8400	4.3000	17
ipa5c	1.1800	5.7400	8.5600	2.4600	10
ipa6a	1.7800	8.1900	11.7600	3.7700	7
ipa6b	1.6500	7.8000	9.2000	4.2200	20
ipa6c	2.0200	9.5800	11.2800	5.4500	12
ipa7a	1.7600	7.9000	14.5600	4.5400	10
ipa7b	2.5900	10.3300	12.9600	5.2400	15
ipa7c	0.8400	3.8500	6.0800	1.8400	15
ipa8a	1.8200	7.6900	10.8800	4.4600	12
ipa8b	1.5800	7.8200	10.5600	4.9700	17
ipa8c	2.3800	9.6600	17.6000	4.8000	20
ipa9a	2.3500	10.2000	12.8000	5.9800	15
ipa9b	1.8300	6.9700	9.3600	3.0400	12
ipa9c	1.8900	7.2600	9.5200	4.0800	17
ipa10a	1.8100	10.2700	16.6400	6.1700	25
ipa10b	2.1100	11.1500	13.9200	4.9400	20

ipa10c	1.1400	7.6900	9.1200	3.9200	22
ipa11a	1.4600	6.3300	8.3200	3.0000	25
ipa11b	2.2100	9.6600	12.0800	5.0800	17
ipa11c	1.3700	4.9500	7.7600	2.3200	15
ipa12a	1.8700	8.0900	13.1200	3.4200	17
ipa12b	1.3500	6.3300	10.7200	3.0400	15
ipa12c	1.2500	6.5700	9.0400	3.0500	22
ipa13a	1.8600	9.4000	12.6400	4.2200	22
ipa13b	2.2300	9.1500	13.2800	3.8000	20
ipa13c	1.9500	10.8000	13.6000	5.3200	22
ipa14a	2.0400	9.9000	11.6000	5.5600	15
ipa14b	1.3100	6.1400	8.4000	3.0800	17
ipa14c	0.5800	3.2000	5.4000	1.5900	12
ipa15a	1.3700	5.9200	9.4400	3.6400	15
ipa15b	1.3000	6.1100	12.6400	3.7100	20
ipa15c	1.8300	9.8800	12.5600	5.6600	17
ipa16a	2.5800	9.2100	16.1600	4.7600	15
ipa16b	0.9100	4.0400	4.6000	1.8500	12
ipa16c	1.7800	8.1100	13.6800	4.0900	15
ipa17a	1.7700	7.6100	10.8800	4.5200	15
ipa17b	1.6600	6.9700	10.4000	3.3700	10
ipa17c	1.6600	9.6600	21.1200	6.2000	15
ipa18a	2.3100	9.4800	14.3200	5.1000	12
ipa18b	1.8500	9.6300	12.3200	4.9900	25
ipa18c	1.9300	9.7100	13.2800	4.7800	15
ipa19a	0.8900	4.8400	9.4400	3.0700	10
ipa19b	1.2300	5.6300	14.7200	1.7200	10
ipa19c	1.9300	8.9700	11.8400	4.7500	20
ipa20a	2.5900	10.1700	11.3600	5.9500	10
ipa20b	1.4000	6.7200	8.2400	3.5800	15
ipa20c	1.4700	7.0700	14.0800	2.0400	15

TABLA XI

MUESTRA	RA	RZ	RMAX	RPM	PC
via1a	1.2300	5.9500	9.2800	2.6200	15
via1b	1.9400	6.8800	11.1200	3.5000	12
via1c	2.2600	8.4100	12.6400	4.7000	10
via2a	1.9700	6.6400	9.0400	4.3300	10
via2b	2.6600	9.8700	17.2800	4.4600	15
via2c	1.4600	5.2600	8.5600	1.7900	12
via3a	1.2300	6.1400	8.0000	2.8800	20
via3b	1.2400	5.7900	7.0400	3.0800	15
via3c	1.9500	7.6300	10.1600	3.5800	12
via4a	1.5000	5.9800	7.9600	3.4000	17
via4b	1.5700	6.3500	8.0800	3.2000	20
via4c	2.0700	8.0000	14.5600	3.5800	12
via5a	2.0600	9.3600	12.0000	4.8900	15
via5b	1.8100	8.3200	8.8800	4.5600	22
via5c	1.5500	6.7800	15.3600	3.1300	10
via6a	2.6400	8.8900	10.1600	3.1800	15
via6b	2.0800	6.7000	8.8800	3.6400	7
via6c	2.5100	9.7400	16.0800	4.6500	7
via7a	3.4400	11.3900	13.1200	5.3400	12
via7b	2.4400	9.5200	11.3600	3.9000	10
via7c	3.6000	11.9300	16.0800	5.7400	7
via8a	3.4100	10.1200	15.4400	4.8900	7
via8b	3.4300	11.7400	20.3200	5.2100	10
via8c	1.2200	5.0800	8.8000	2.7500	12
via9a	2.6200	7.6900	10.0800	4.0400	7
via9b	2.4100	9.2300	13.9200	5.1300	17
via9c	2.4800	6.3600	12.8000	2.6800	15
via10a	1.9200	6.3200	6.8000	2.8900	12
via10b	2.0700	7.5300	10.2400	3.6800	10

via10c	3.5600	10.0800	16.3200	4.7300	12
via11a	3.3800	10.4000	14.5600	4.5700	10
via11b	1.9200	6.6000	8.8800	2.0400	12
via11c	2.0800	7.0000	9.4400	3.7200	7
via12a	1.6000	5.6800	9.2000	2.9900	10
via12b	2.1700	8.8100	10.9600	4.5100	17
via12c	3.2400	12.0900	18.8800	6.0800	10
via13a	0.8600	4.0200	5.0000	1.6800	15
via13b	1.7100	6.4000	8.8000	3.7600	20
via13c	1.9800	6.8600	8.3200	3.7600	17
via14a	2.2100	8.0300	10.1600	3.7400	15
via14b	2.2400	8.0100	11.4400	4.5200	12
via14c	1.9400	9.2800	13.6000	5.0000	17
via15a	0.8400	4.4000	5.8400	1.7600	17
via15b	0.9900	5.2000	6.8000	2.7200	15
via15c	3.0900	10.7800	20.4800	6.3300	7
via16a	3.4100	8.0900	13.2000	3.8000	10
via16b	3.5400	9.0400	11.5200	4.7300	7
via16c	1.8100	7.6800	11.2000	3.6600	20
via17a	3.0700	11.9600	20.8000	6.6200	10
via17b	1.1100	5.1000	8.9600	2.0100	12
via17c	0.7600	3.7100	6.0400	1.5700	10
via18a	0.9200	4.4200	5.5600	1.7400	27
via18b	2.0400	6.8900	13.3600	3.9000	10
via18c	1.9000	6.1700	7.8400	2.9100	10
via19a	2.9900	8.8100	10.3200	4.2000	12
via19b	2.9500	10.9700	20.9600	4.9900	15
via19c	3.4900	12.0300	18.4000	6.3000	10
via20a	3.0200	10.9900	14.6400	6.3300	12
via20b	3.0100	9.2400	15.6800	3.2300	7
via20c	1.6400	6.3500	8.2400	4.1400	10

TABLA XII

MUESTRA	RA	RZ	RMAX	RPM	PC
ipg1a	0.6200	1.8200	3.1000	0.8100	2
ipg1b	0.4100	1.2400	2.0600	0.6200	2
ipg1c	0.1900	0.7100	1.2300	0.4300	0
ipg2a	0.2900	1.1100	1.6800	0.4100	2
ipg2b	0.4800	1.1400	2.3200	0.5200	2
ipg2c	0.7700	1.7200	2.7800	0.6700	2
ipg3a	0.2200	0.9200	2.1000	0.2200	0
ipg3b	0.4900	1.2200	1.8600	0.2700	2
ipg3c	0.3400	1.0200	1.5200	0.5700	0
ipg4a	0.4400	1.3400	2.1400	0.5600	2
ipg4b	0.4000	1.0400	1.5600	0.4400	2
ipg4c	0.5800	1.4300	1.8200	0.4600	2
ipg5a	0.3000	1.0700	1.4400	0.4900	2
ipg5b	0.3000	0.7900	1.2800	0.2300	0
ipg5c	0.3900	1.2400	2.8000	0.2100	0
ipg6a	0.4400	1.2300	2.1000	0.4600	0
ipg6b	0.4100	1.2400	1.4600	0.3800	2
ipg6c	0.7700	2.0900	4.1200	0.5600	2
ipg7a	0.4400	1.1200	2.6200	0.2400	2
ipg7b	0.9000	1.9700	3.9600	0.5800	2
ipg7c	0.5200	1.1700	2.3000	0.4400	2
ipg8a	0.1300	0.8200	2.6800	0.6700	0
ipg8b	0.3400	0.8000	1.4000	0.3600	0
ipg8c	0.4100	0.7400	1.0600	0.1900	2
ipg9a	0.3100	1.0100	1.7900	0.3800	0
ipg9b	0.2800	1.2600	2.5400	0.4300	2
ipg9c	0.3700	0.9200	1.2800	0.3500	2
ipg10a	0.2100	0.6300	1.1500	0.2100	0
ipg10b	0.4300	1.0800	1.4200	0.4800	2

ipg10c	0.3700	0.8500	1.2100	0.3800	2
ipg11a	1.3400	2.1300	3.6800	0.5800	2
ipg11b	0.6800	1.4800	2.2000	0.5400	2
ipg11c	0.3700	1.3100	1.8000	0.5400	2
ipg12a	0.6600	1.5800	2.3000	0.4400	2
ipg12b	0.5000	1.3500	2.9200	0.2200	0
ipg12c	0.5800	1.0600	1.9000	0.2300	2
ipg13a	0.4000	0.9700	1.3400	0.5000	2
ipg13b	0.4900	0.9900	1.5800	0.2200	0
ipg13c	0.7900	1.6800	2.7600	0.7000	2
ipg14a	0.5200	1.2200	1.6200	0.3600	0
ipg14b	0.6100	1.4200	1.9600	0.2900	2
ipg14c	0.8000	1.3300	3.6000	0.0800	0
ipg15a	0.5000	1.0900	1.4400	0.5400	0
ipg15b	0.4900	1.0600	1.3200	0.2600	0
ipg15c	0.2700	0.9600	1.4100	0.4300	2
ipg16a	0.3200	0.7200	0.8700	0.2500	2
ipg16b	0.5100	1.3800	2.5000	0.5700	2
ipg16c	0.5100	1.2900	1.6400	0.4500	2
ipg17a	0.4200	1.6100	2.5800	0.7100	2
ipg17b	0.3300	1.1100	1.5500	0.2600	0
ipg17c	0.4900	1.9600	4.1200	0.9800	2
ipg18a	0.4500	1.2800	1.9000	0.5800	2
ipg18b	0.3800	1.5300	2.8000	0.5500	2
ipg18c	0.4300	1.3000	2.1800	0.2900	2
ipg19a	0.4100	0.9400	1.3300	0.2600	0
ipg19b	0.3600	1.0000	1.3000	0.5200	2
ipg19c	0.5000	2.0600	3.1600	0.8000	2
ipg20a	0.5100	1.2400	2.5000	0.2600	0
ipg20b	0.4700	1.0000	1.5200	0.2400	0
ipg20c	0.5800	1.5600	3.1200	0.4100	2

TABLA XIII

MUESTRA	RA	RZ	RMAX	RPM	PC
vig1a	0.8400	2.7400	4.1200	1.1700	7
vig1b	0.4000	1.7000	3.2200	0.6400	2
vig1c	0.4100	1.5000	2.8400	0.5600	5
vig2a	1.0200	2.4700	4.2800	1.1600	5
vig2b	0.5700	1.9800	3.2200	0.8700	7
vig2c	1.1200	3.1200	5.5600	1.5100	2
vig3a	0.7800	3.0000	4.7600	1.3800	5
vig3b	0.8000	2.5700	4.1000	1.1100	7
vig3c	0.4000	1.4400	2.2600	0.6500	5
vig4a	0.5600	1.9400	2.8200	0.9300	5
vig4b	0.6300	2.1200	2.8800	0.8900	5
vig4c	0.4500	1.8500	2.1200	0.9200	2
vig5a	0.9900	2.8000	4.8000	1.3600	2
vig5b	1.4500	4.0300	8.3200	2.0100	5
vig5c	0.5200	1.4900	2.3200	0.6800	2
vig6a	1.0300	3.3400	7.0400	1.5800	7
vig6b	1.1400	2.8600	4.7600	1.0800	5
vig6c	0.9900	2.4100	3.4800	1.0600	5
vig7a	1.8700	5.3600	6.2800	2.3100	5
vig7b	1.7100	3.9900	5.7600	1.4200	5
vig7c	2.6700	5.7400	9.3600	3.3700	5
vig8a	0.9200	2.2800	3.7000	1.1100	5
vig8b	1.6700	4.5200	9.0400	1.7700	7
vig8c	1.3300	3.3200	3.8400	1.6000	7
vig9a	0.6400	1.8700	2.8000	0.9500	5
vig9b	0.0400	0.4100	0.6700	0.1600	0
vig9c	0.6500	2.0800	2.9000	1.1500	5
vig10a	0.4300	1.4000	2.2600	0.7500	2
vig10b	1.1700	2.6000	6.0000	0.2800	2

vig10c	0.3800	1.6500	2.8800	0.7900	2
vig11a	1.0500	3.4800	6.4000	1.6200	7
vig11b	1.1500	3.8800	5.4400	1.6700	10
vig11c	1.3200	3.7500	5.9600	1.7300	7
vig12a	1.9700	5.5600	8.8800	2.5100	7
vig12b	0.8000	1.6800	2.6800	0.5200	5
vig12c	0.4500	1.7800	2.0400	0.8800	5
vig13a	1.4200	3.9100	4.6000	1.7100	5
vig13b	1.1600	3.7900	6.3600	1.4000	10
vig13c	1.4600	4.6900	5.9200	2.0600	10
vig14a	1.5100	4.8300	9.8400	2.1900	7
vig14b	0.8600	2.1400	3.9600	0.7000	2
vig14c	1.1500	3.4800	4.6000	2.0000	10
vig15a	1.1600	2.9800	4.7600	1.1200	2
vig15b	0.9300	2.6000	4.0800	1.2500	5
vig15c	1.5400	3.9100	4.6800	1.9500	5
vig16a	1.2100	3.2600	5.2800	1.1700	2
vig16b	0.7200	1.9200	3.1200	0.7700	5
vig16c	1.3500	4.1200	7.5600	2.1000	5
vig17a	1.0100	2.7200	4.6800	1.0600	7
vig17b	0.6600	2.0600	2.9000	1.0500	7
vig17c	0.7300	1.9200	2.4600	0.5600	5
vig18a	0.8200	2.1900	2.7200	1.4600	5
vig18b	0.6000	1.8200	3.7000	0.6800	2
vig18c	0.8500	2.4800	4.0000	1.1300	5
vig19a	0.7800	2.0800	3.4000	1.4400	2
vig19b	1.2400	3.7100	5.4800	1.9600	2
vig19c	0.6600	2.1400	3.6400	1.1100	5
vig20a	0.5700	1.9800	4.2000	1.1300	5
vig20b	0.7900	2.4800	4.8400	1.1200	7
vig20c	0.8200	2.4500	3.6400	1.2900	5

TABLA XIV

	RAIB	RZIB	RMAXIB	RPMIB	PCIB
MÍN.	3.370	16.250	19.840	8.990	20.000
MÁX.	9.240	43.520	64.320	23.230	45.000
MED.	6.106	30.785	43.514	16.349	34.776
D.E.	1.335	6.595	9.687	3.598	6.361

Tabla que presenta los valores mínimo, máximo, media y desviación estándar para las variables recogidas de los discos de cerámica IPS en fase de bizcocho.

TABLA XV

	RAIP	RZIP	RMAXIP	RPMIP	PCIP
MÍN.	0.550	2.870	3.960	0.720	5.000
MÁX.	1.960	9.180	16.640	3.550	30.000
MED.	1.109	5.685	9.439	1.958	15.981
D.E.	0.358	1.411	2.788	0.634	6.203

Tabla que presenta los valores mínimo, máximo, media y desviación estándar para las variables recogidas de los discos de cerámica IPS pulidos.

TABLA XVI

	RAIA	RZIA	RMAXIA	RPMIA	PCIA
MÍN.	0.508	3.200	4.600	1.590	7.000
MÁX.	2.590	11.710	19.840	6.650	25.000
MED.	1.677	7.669	11.456	3.958	16.017
D.E.	0.496	2.125	3.350	1.282	4.232

Tabla que presenta los valores mínimo, máximo, media y desviación estándar para las variables recogidas de los discos de cerámica IPS autoglaseados.

TABLA XVII

	RAIG	RZIG	RMAXIG	RPMIG	PCIG
MÍN.	0.190	0.630	0.870	0.190	0.000
MÁX.	0.680	1.960	4.120	0.980	2.000
MED.	0.427	1.169	1.914	0.415	1.308
D.E.	0.112	0.283	0.652	0.167	0.961

Tabla que presenta los valores mínimo, máximo, media y desviación estándar para las variables recogidas de los discos de cerámica IPS glaseados por el método habitual.

TABLA XVIII

	RAVB	RZVB	RMAXVB	RPMVB	PCVB
MÍN.	0.930	4.890	6.280	2.500	10.000
MÁX.	7.990	33.470	60.160	17.530	35.000
MED.	4.594	20.681	31.218	10.382	22.750
D.E.	1.535	6.144	11.195	3.219	5.976

Tabla que presenta los valores mínimo, máximo, media y desviación estándar para las variables recogidas de los discos de cerámica Vita VMK-68 en fase de bizcocho.

TABLA XIX

	RAVP	RZVP	RMAXVP	RPMVP	PCVP
MÍN.	0.650	3.280	4.400	0.880	10.000
MÁX.	1.840	8.640	13.760	3.920	37.000
MED.	1.198	5.984	8.511	2.382	21.200
D.E.	0.302	1.227	2.254	0.642	6.158

Tabla que presenta los valores mínimo, máximo, media y desviación estándar para las variables recogidas de los discos de cerámica Vita VMK-68 pulidos.

TABLA XX

	RAVA	RZVA	RMAXVA	RPMVA	PCVA
MÁX.	0.760	3.710	5.000	1.570	7.000
MÍN.	3.600	12.090	20.960	6.620	22.000
MED.	2.226	7.971	11.761	3.927	12.424
D.E.	0.793	2.194	4.048	1.227	3.883

Tabla que presenta los valores mínimo, máximo, media y desviación estándar para las variables recogidas de los discos de cerámica Vita VMK-68 autoglaseados.

TABLA XXI

	RAVG	RZVG	RMAXVG	RPMVG	PCVG
MÍN.	0.040	0.410	0.670	0.160	0.000
MÁX.	1.970	5.560	9.040	2.510	10.000
MED.	0.933	2.721	4.328	1.224	4.948
D.E.	0.403	1.040	1.743	0.507	2.290

Tabla que presenta los valores mínimo, máximo, media y desviación estándar para las variables recogidas de los discos de cerámica Vita VMK-68 glaseados de modo habitual.

TABLA XXII

RAIB	6.106 ± 0.6013	RAIP	1.109 ± 0.0974
RZIB	30.785 ± 1.7319	RZIP	5.685 ± 0.3840
RMAXIB	43.514 ± 2.5439	RMAXIP	9.439 ± 0.7587
RPMIB	16.349 ± 0.9448	RPMIP	1.958 ± 0.1725
PCIB	34.776 ± 1.6704	PCIP	15.981 ± 1.6882
RAIA	1.677 ± 0.1291	RAIG	0.427 ± 0.0310
RZIA	7.669 ± 0.5533	RZIG	1.169 ± 0.0784
RMAXIA	11.456 ± 0.8722	RMAXIG	1.914 ± 0.1808
RPMIA	3.958 ± 0.3380	RPMIG	0.415 ± 0.0463
PCIA	16.017 ± 1.1019	PCIG	1.308 ± 0.2655
RAVB	4.594 ± 0.4102	RAVP	1.198 ± 0.2465
RZVB	20.681 ± 1.6420	RZVP	5.984 ± 1.5450
RMAXVB	31.218 ± 2.9919	RMAXVP	8.511 ± 0.5819
RPMVB	10.382 ± 0.8603	RPMVB	2.382 ± 0.1657
PCVB	22.750 ± 1.5971	PCVB	21.200 ± 1.5899
RAVA	2.226 ± 0.2064	RAVG	0.933 ± 0.1058
RZVA	7.971 ± 0.5712	RZVG	2.721 ± 0.2731
RMAXVA	11.761 ± 1.0540	RMAXVG	4.328 ± 0.4577
RPMVA	3.927 ± 0.3194	RPMVG	1.224 ± 0.1331
PCVA	12.424 ± 1.0110	PCVG	4.948 ± 0.6013

FIGURA 3

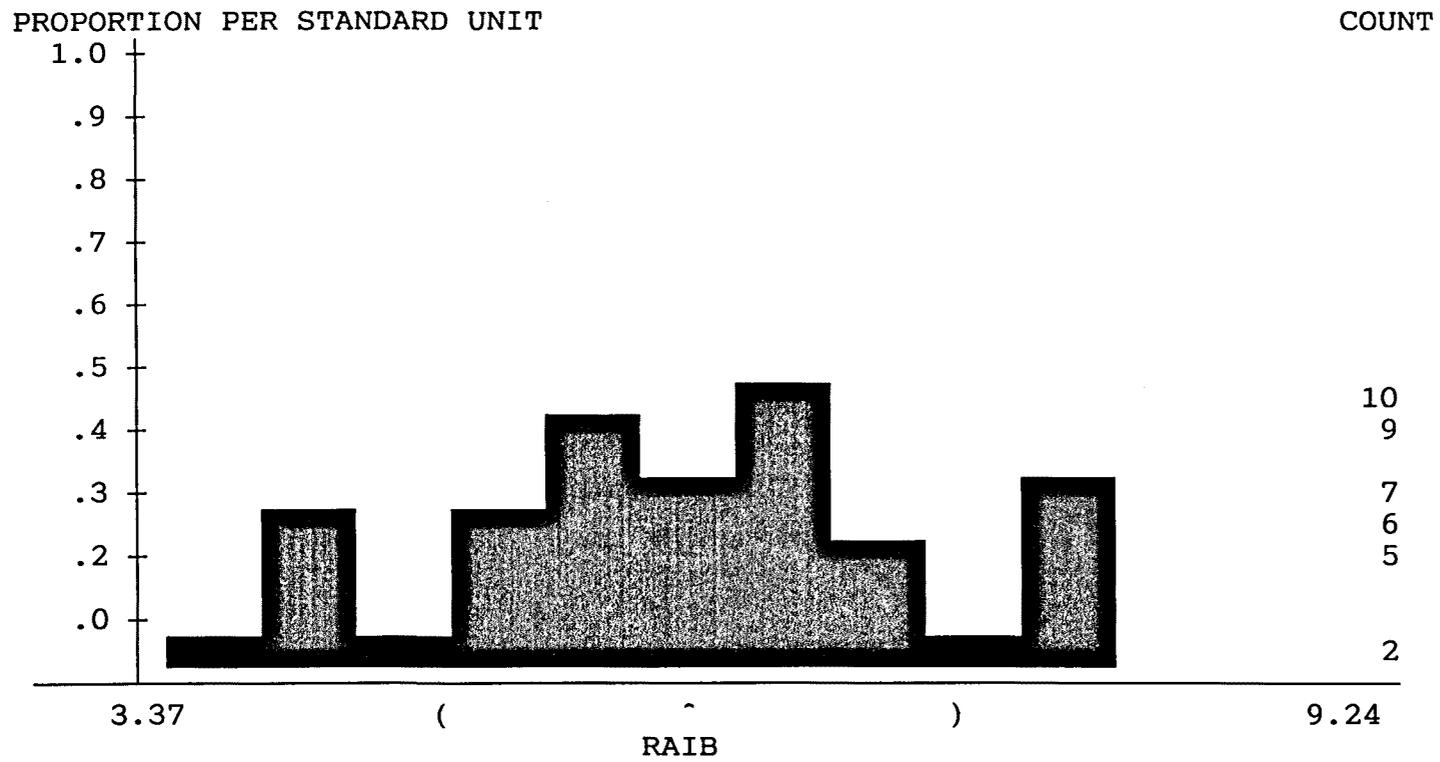


FIGURA 4

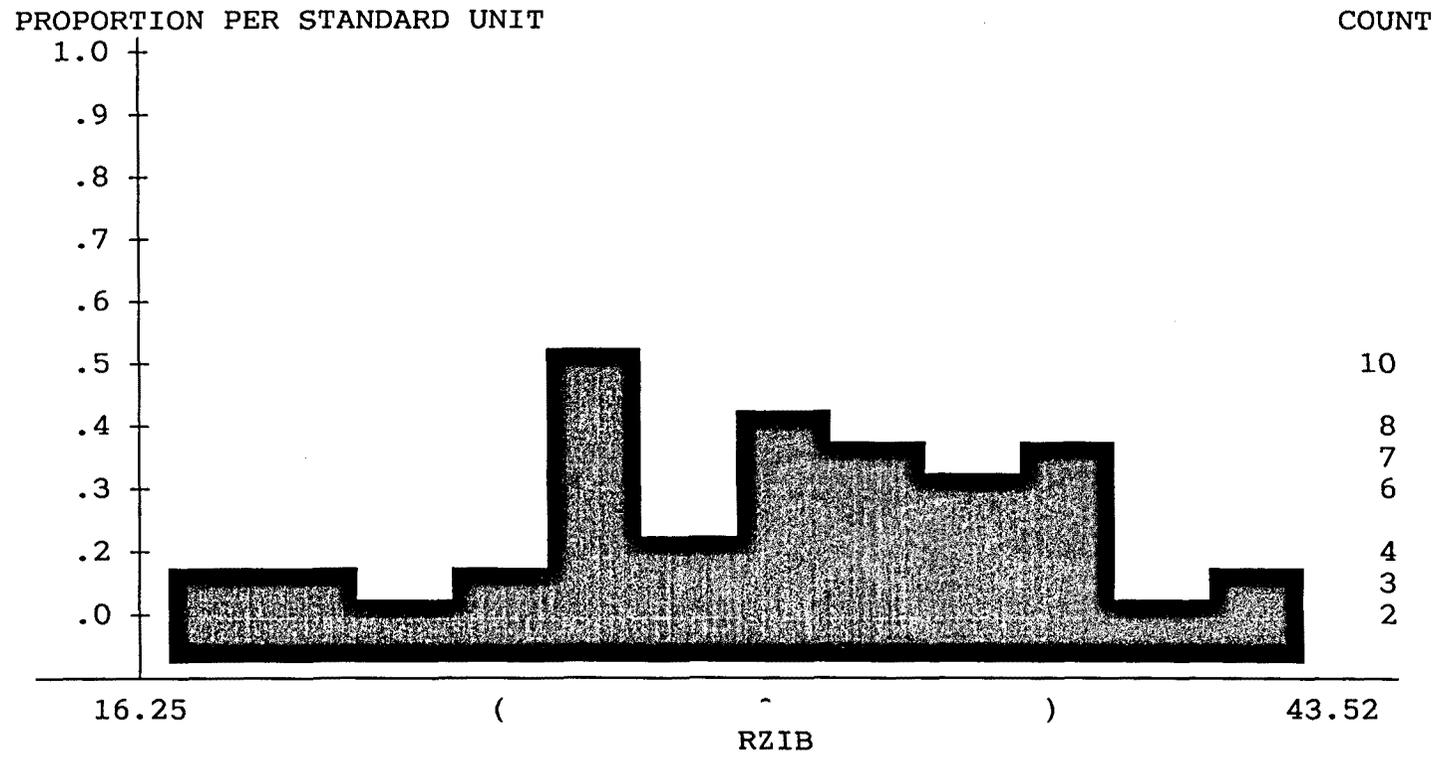


FIGURA 5

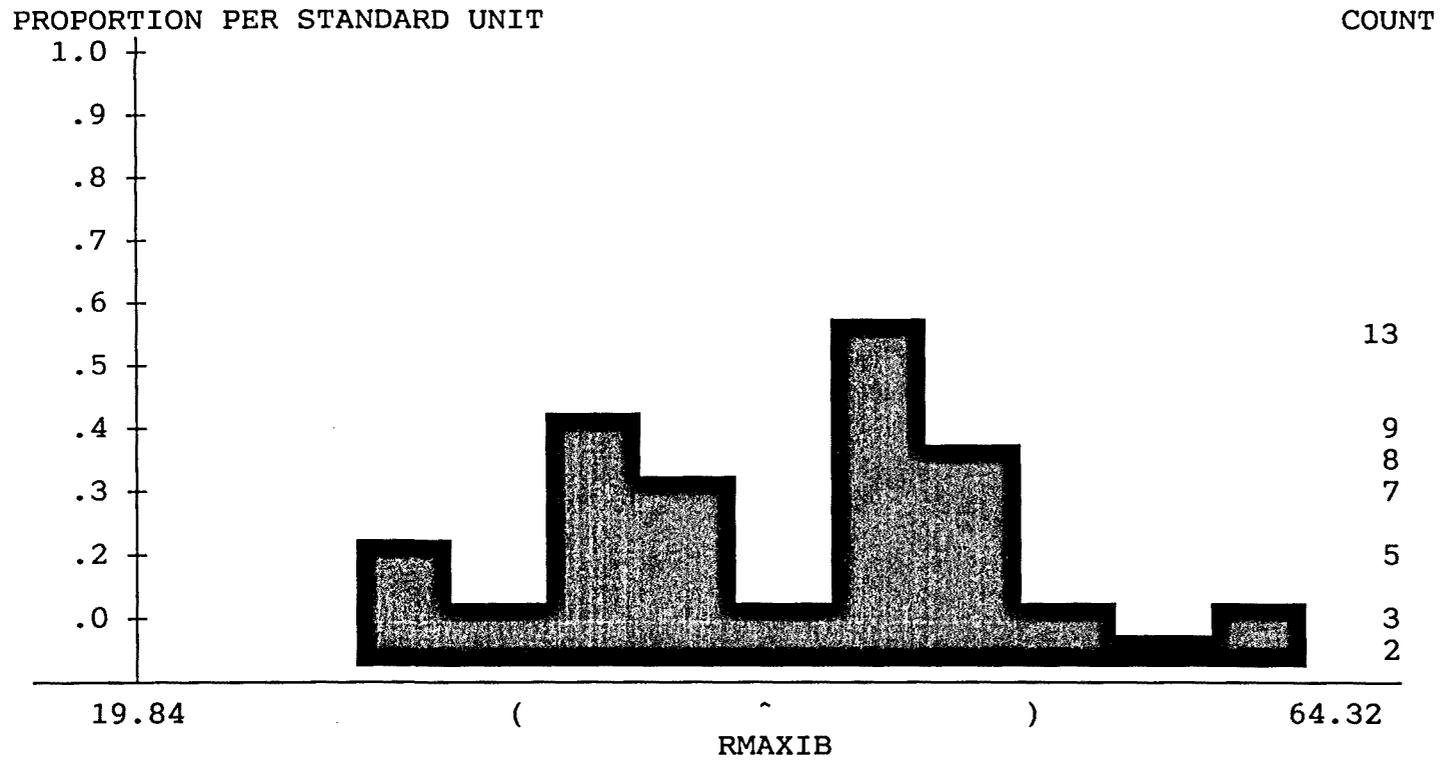


FIGURA 6

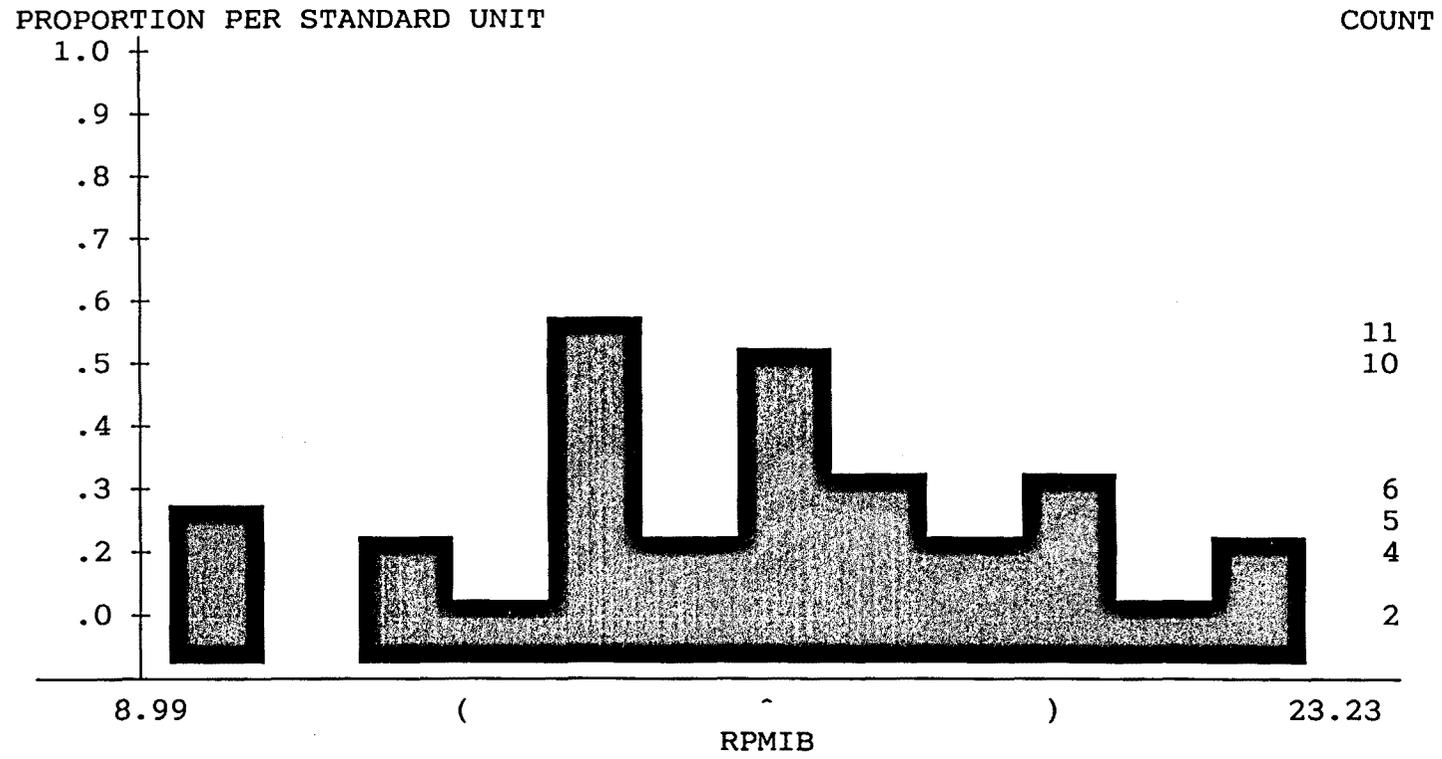


FIGURA 7

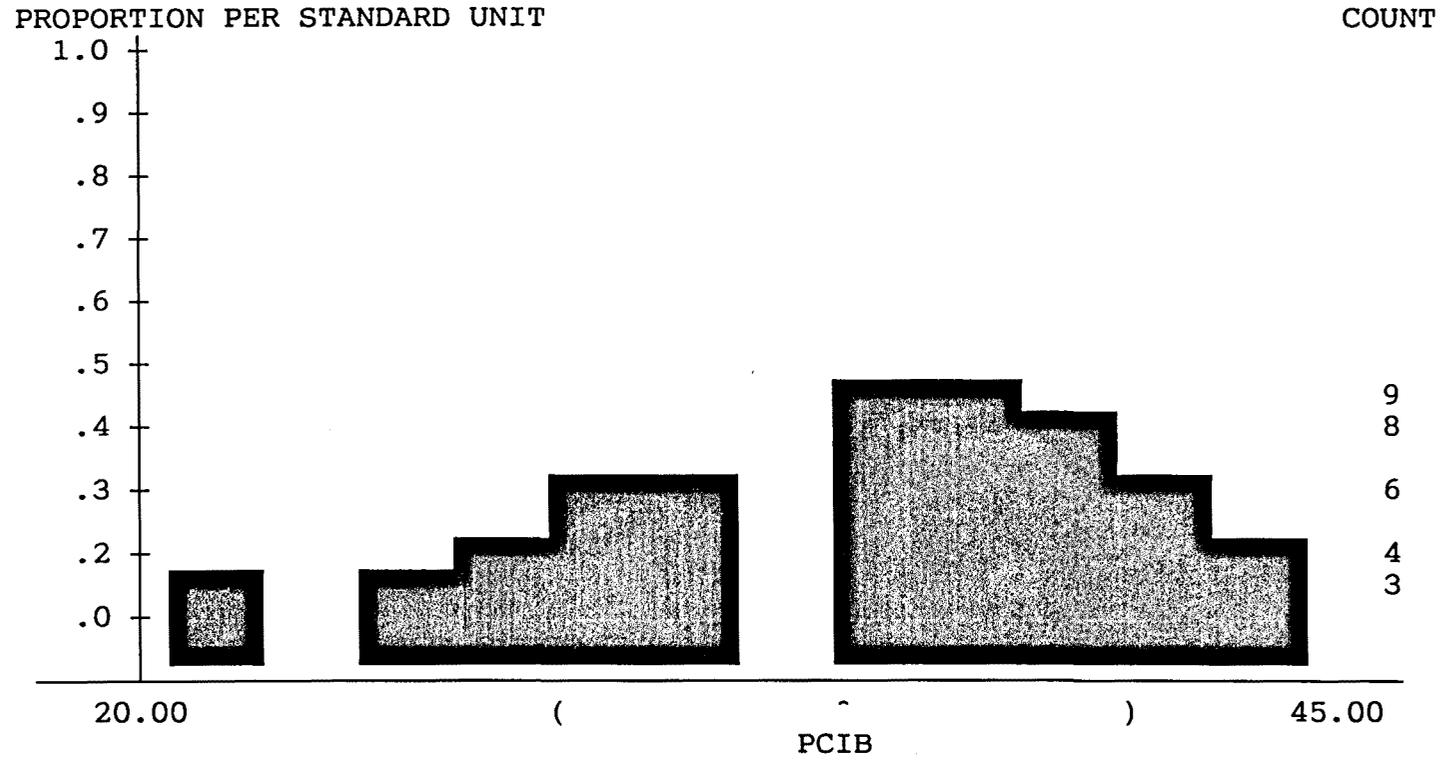


FIGURA 8

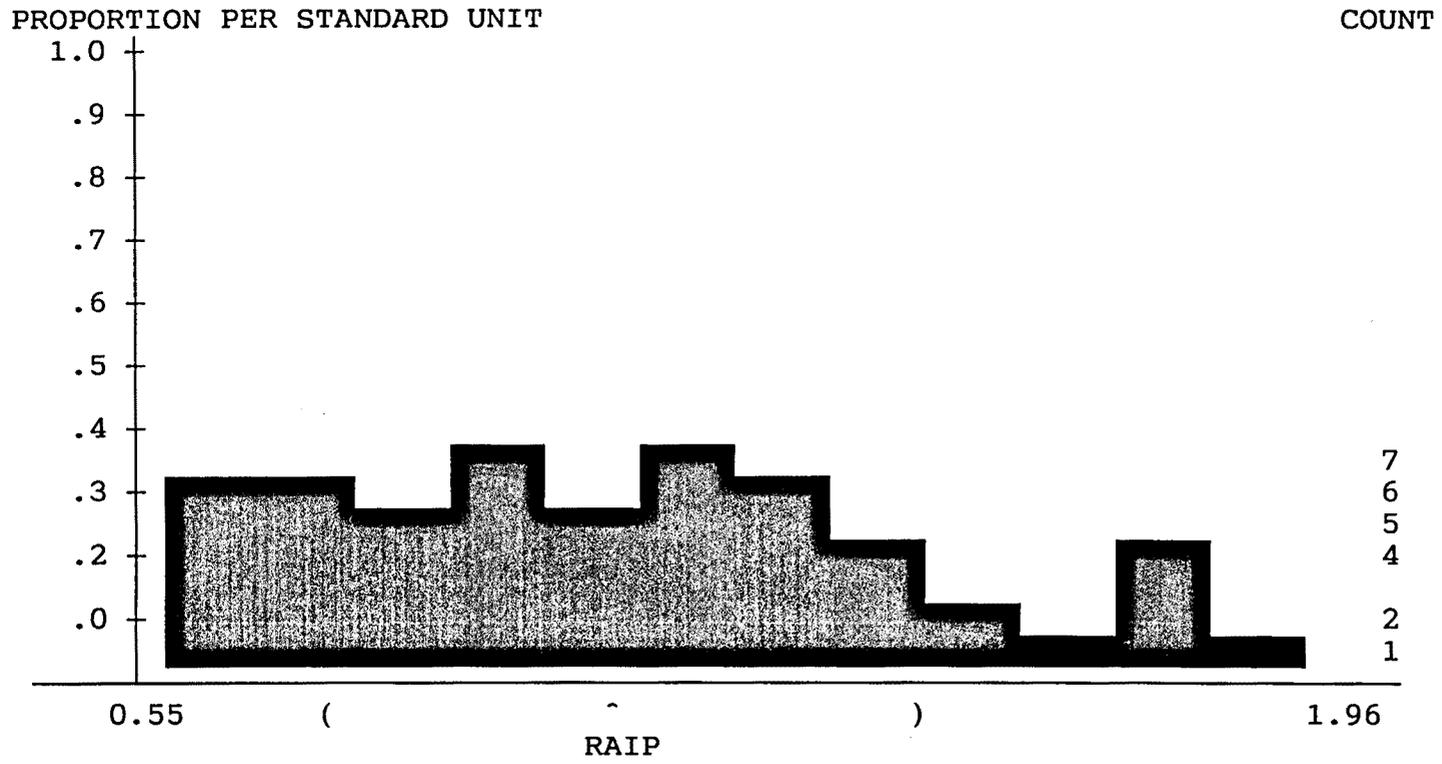


FIGURA 9

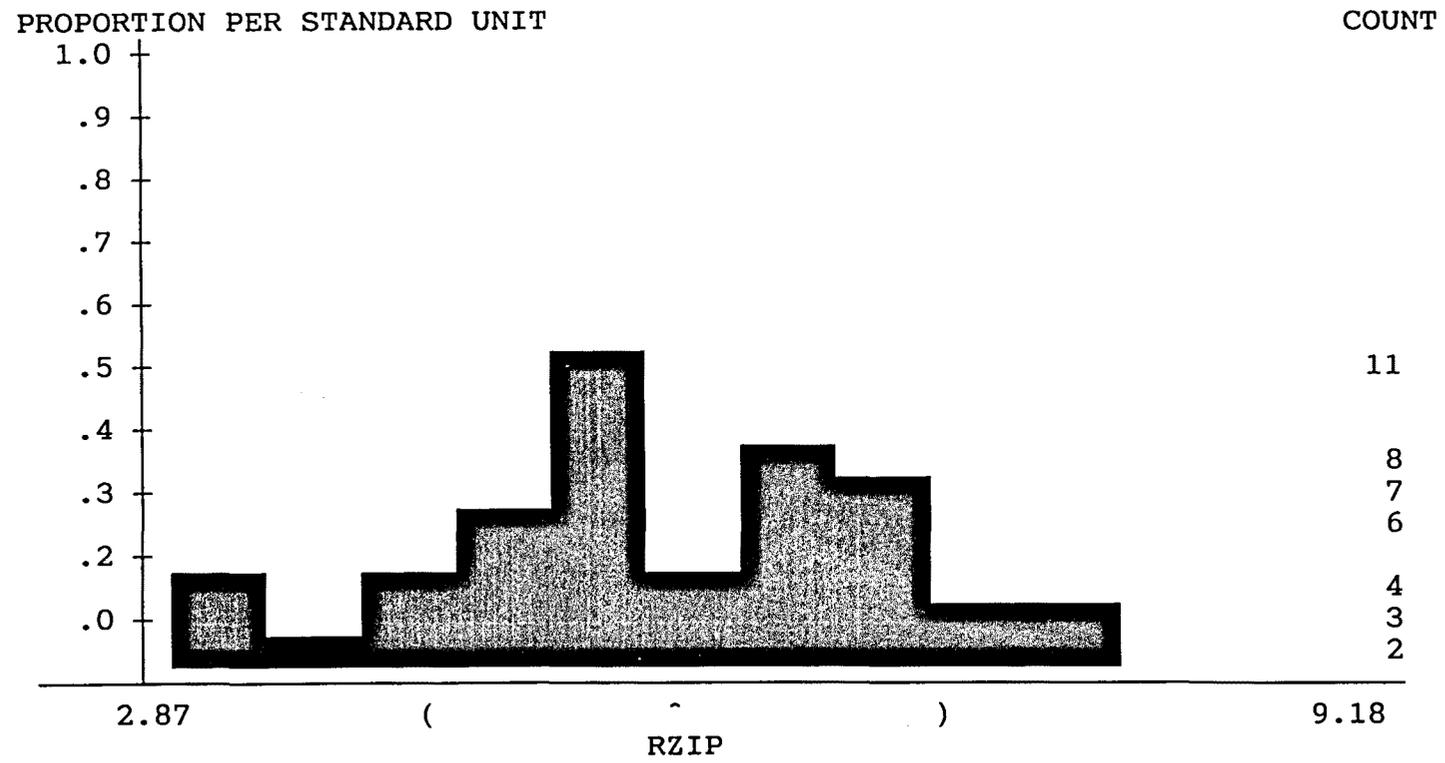


FIGURA 10

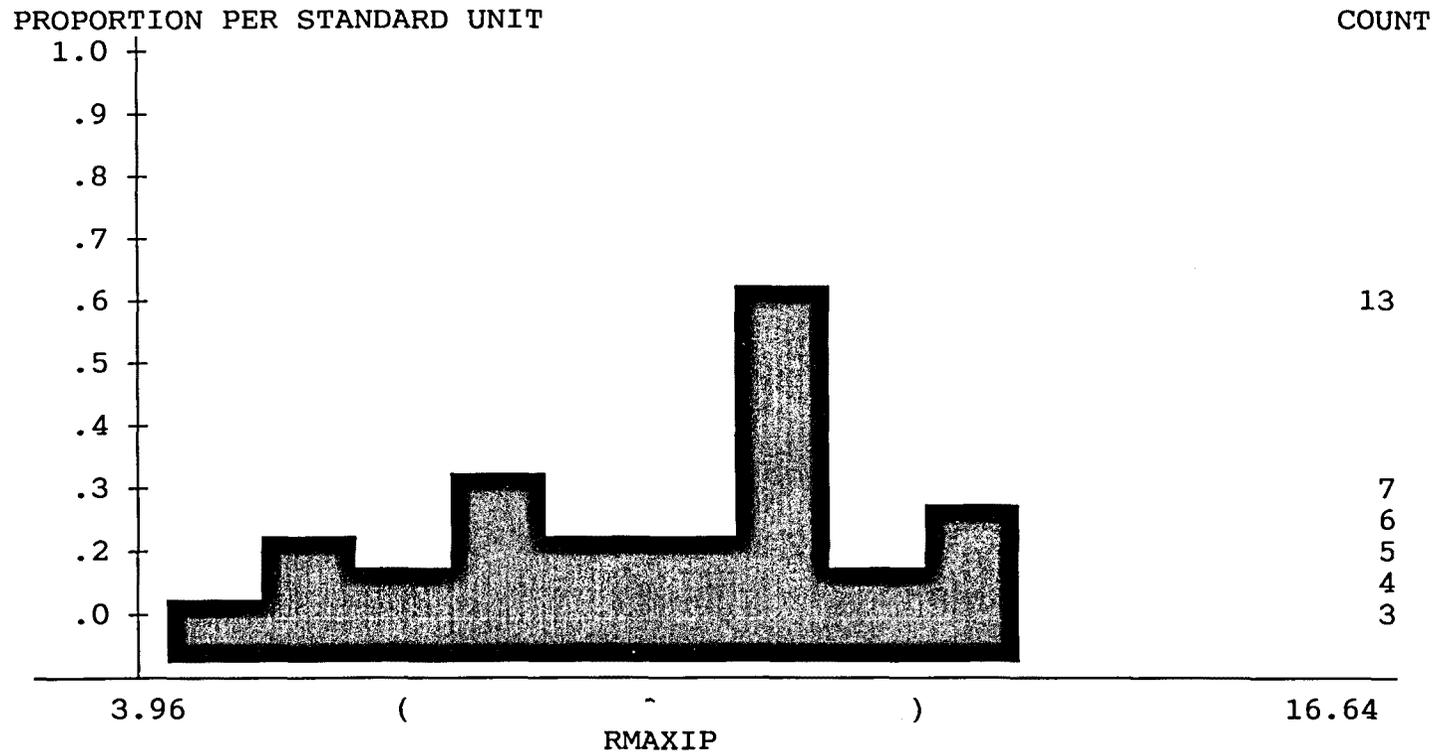


FIGURA 11

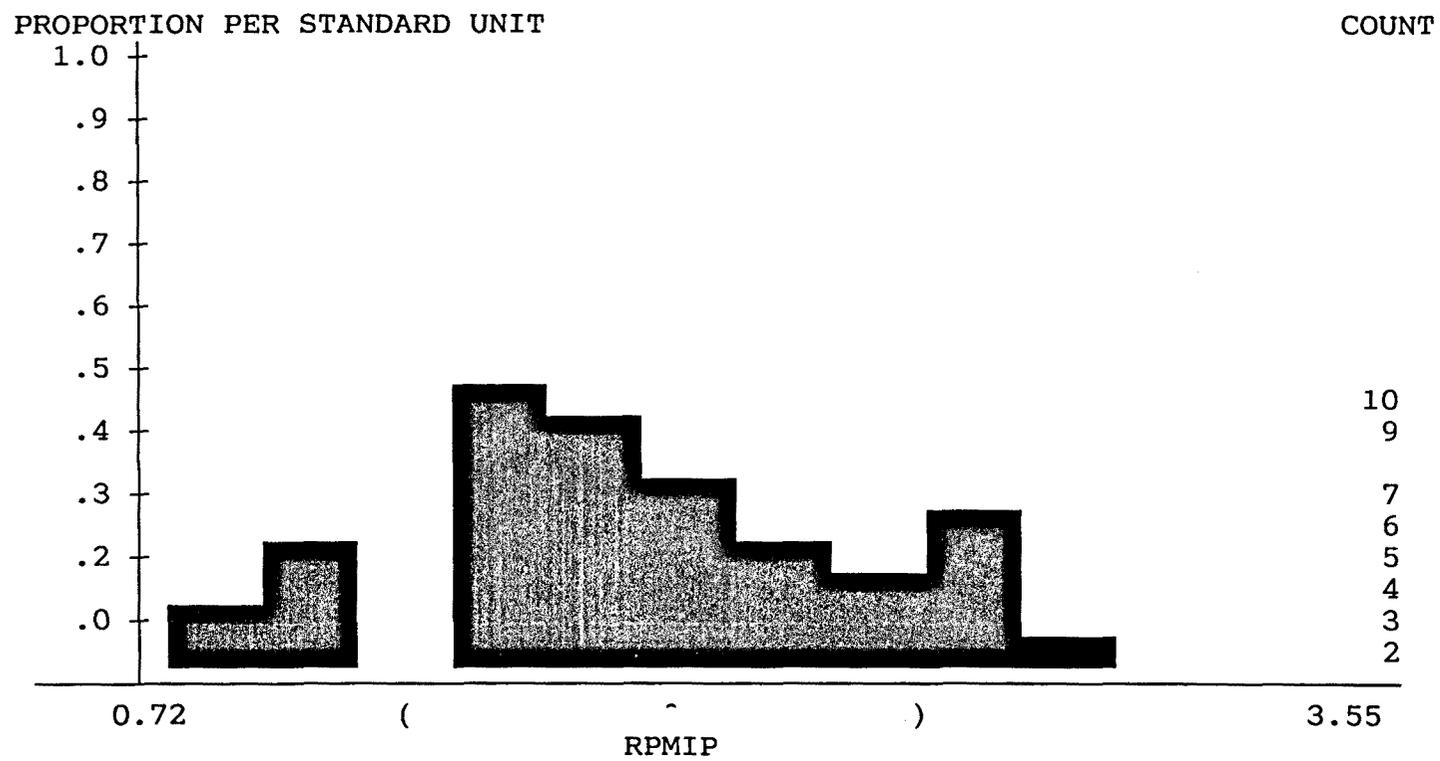


FIGURA 12

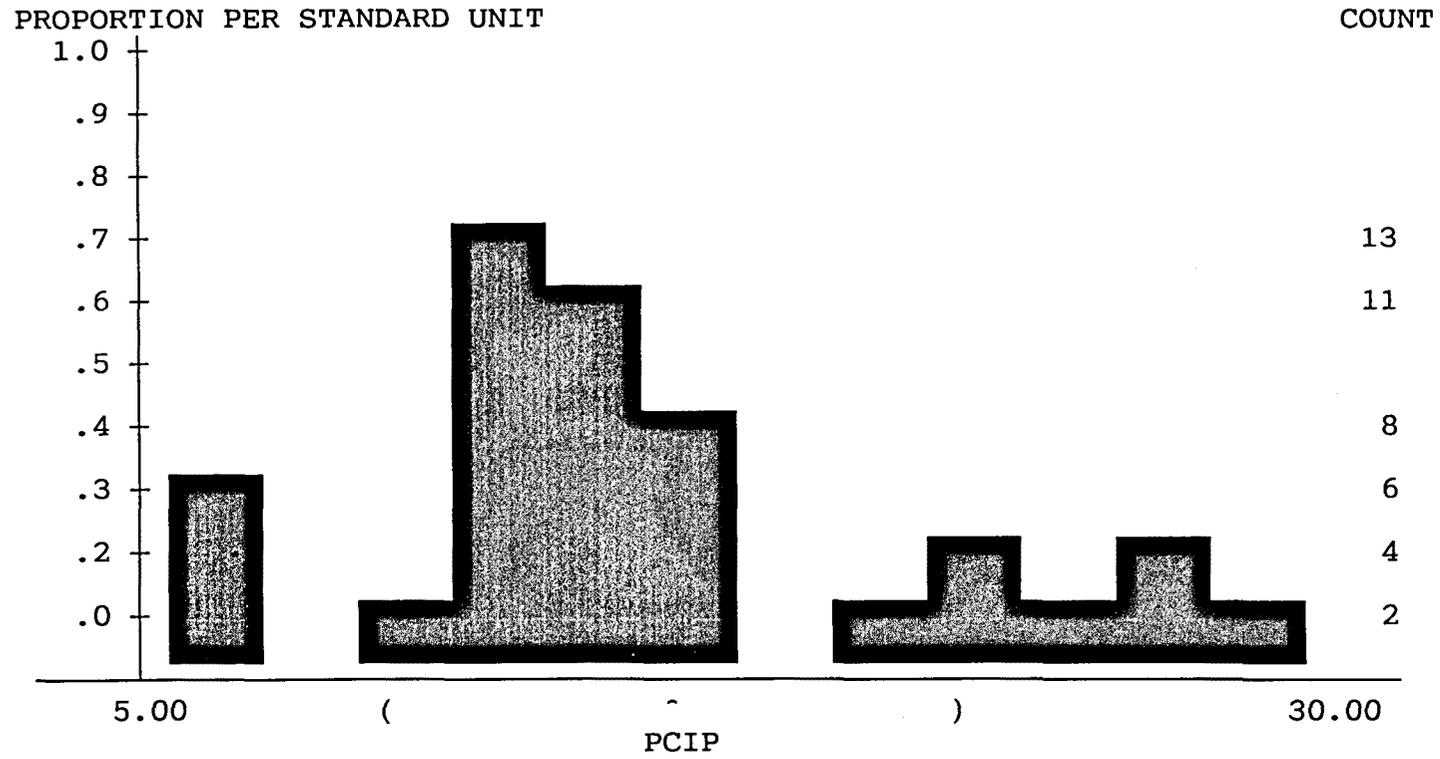


FIGURA 13

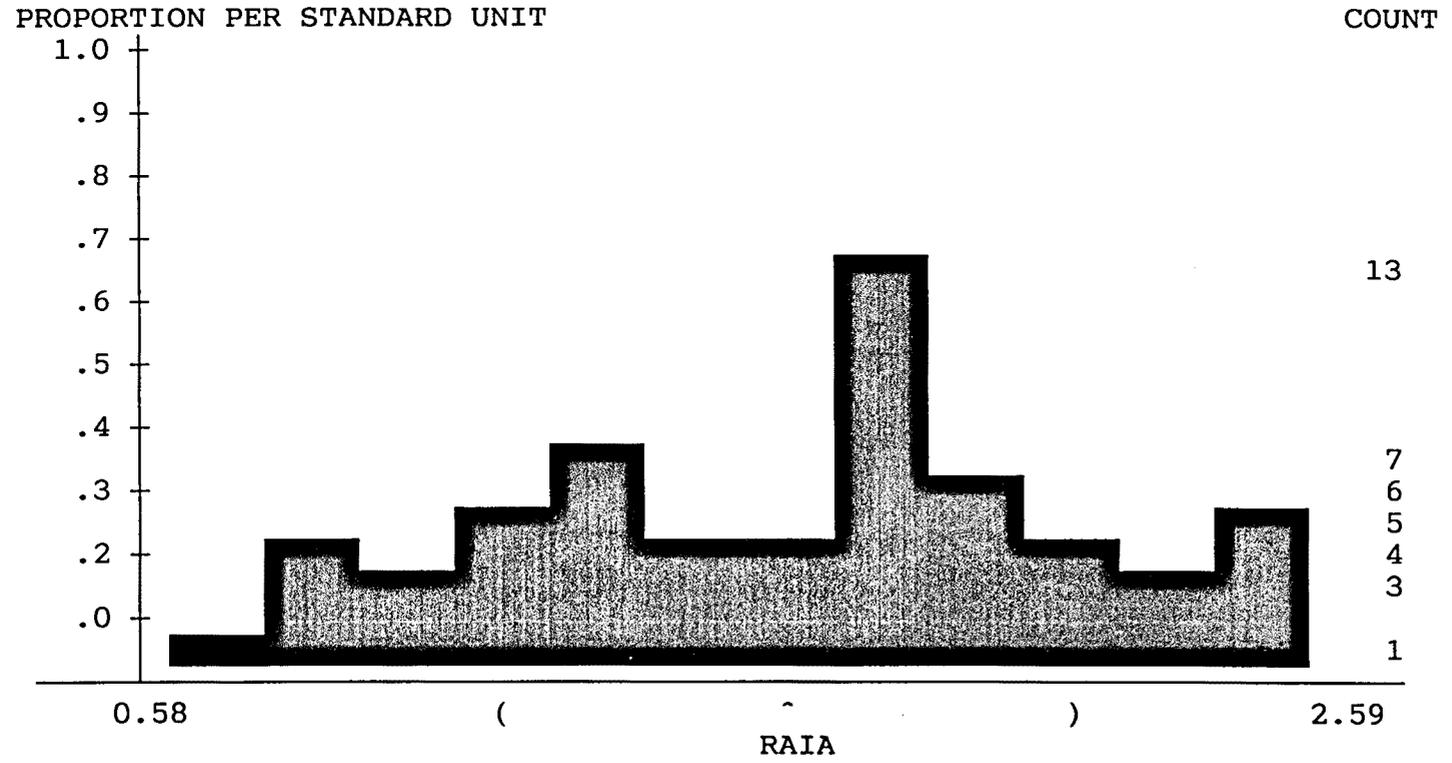


FIGURA 14

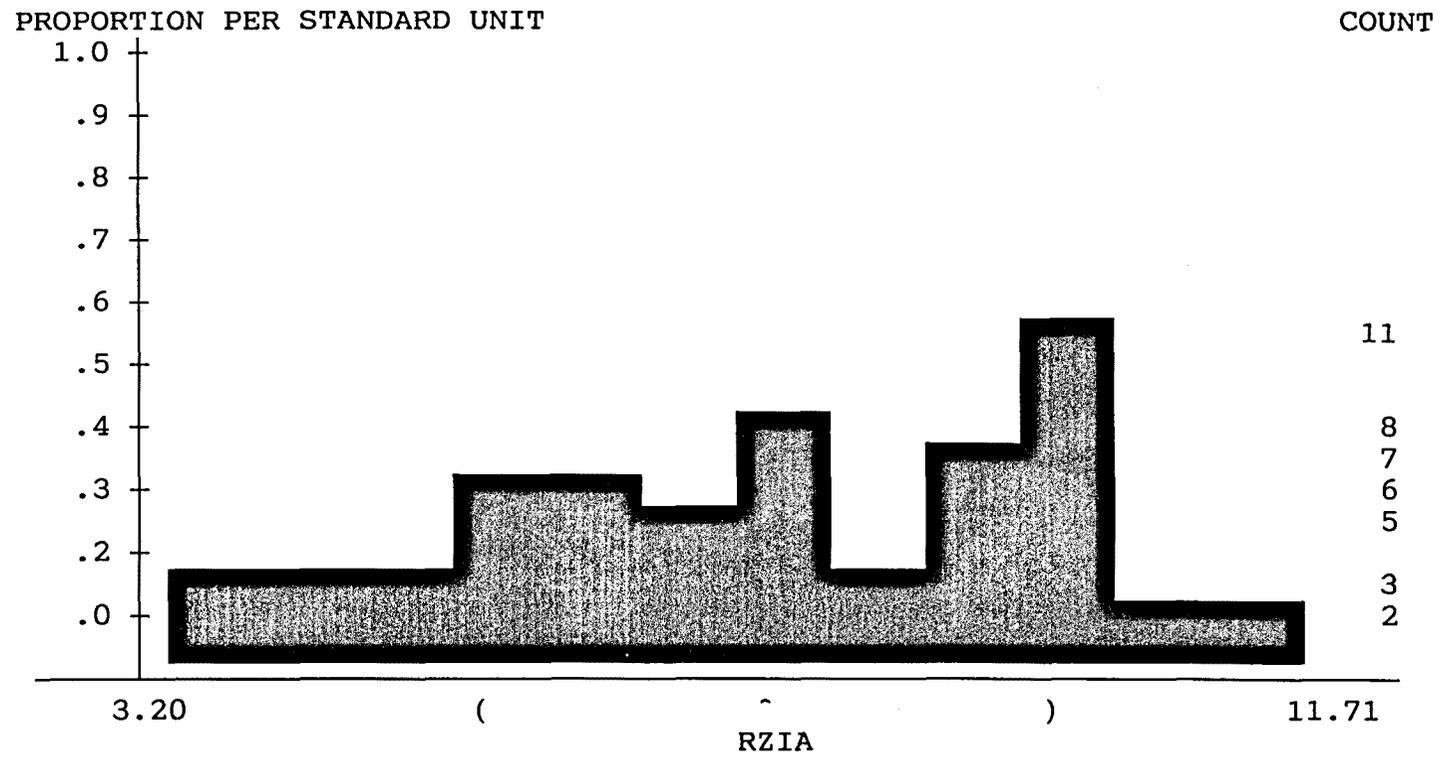


FIGURA 15

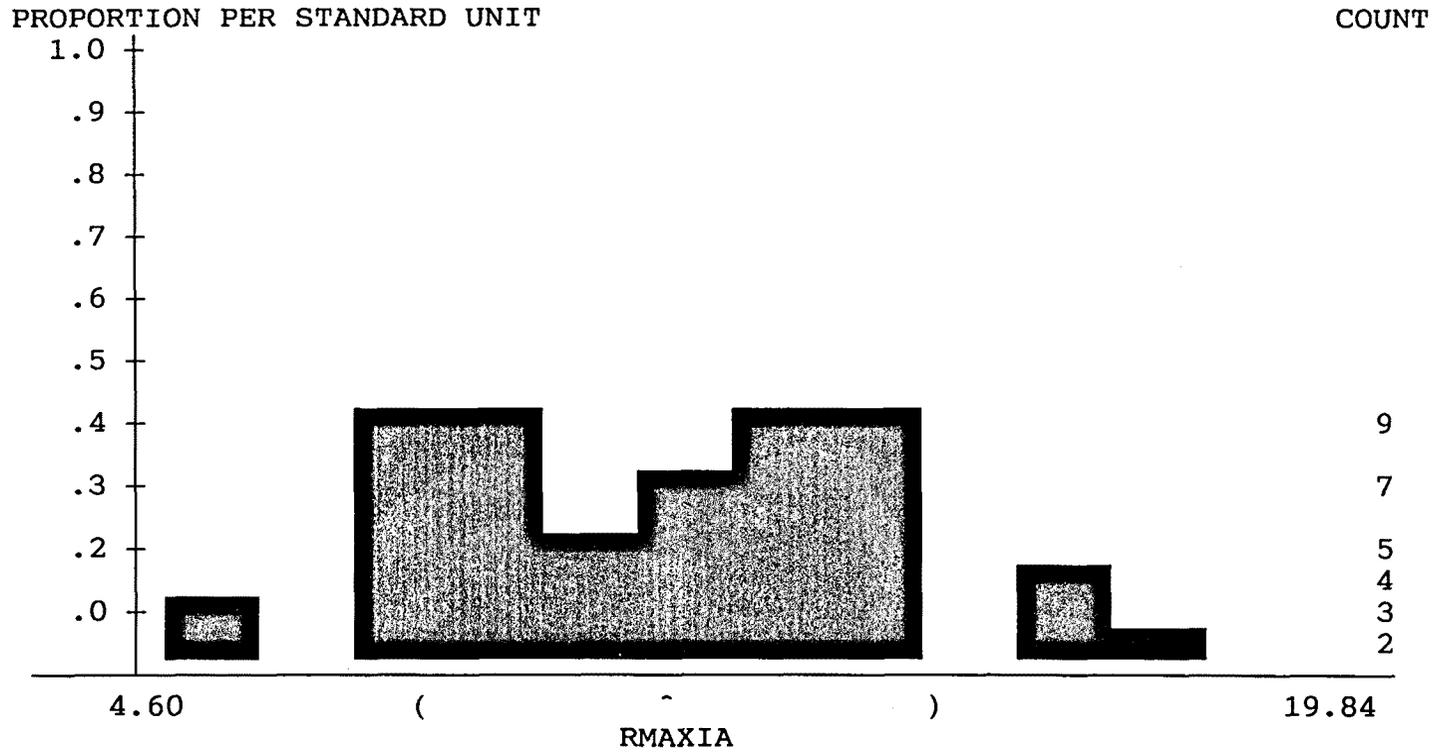


FIGURA 16

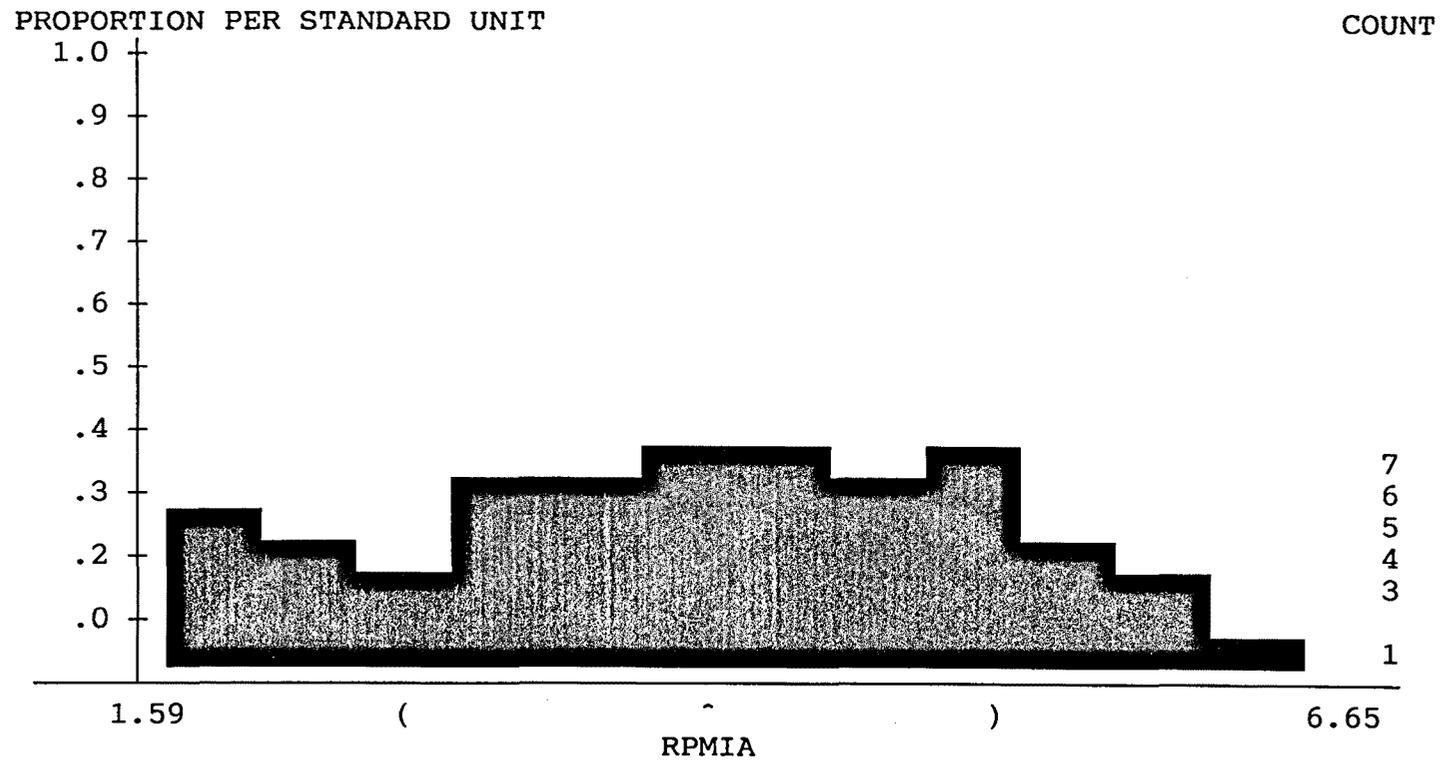


FIGURA 17

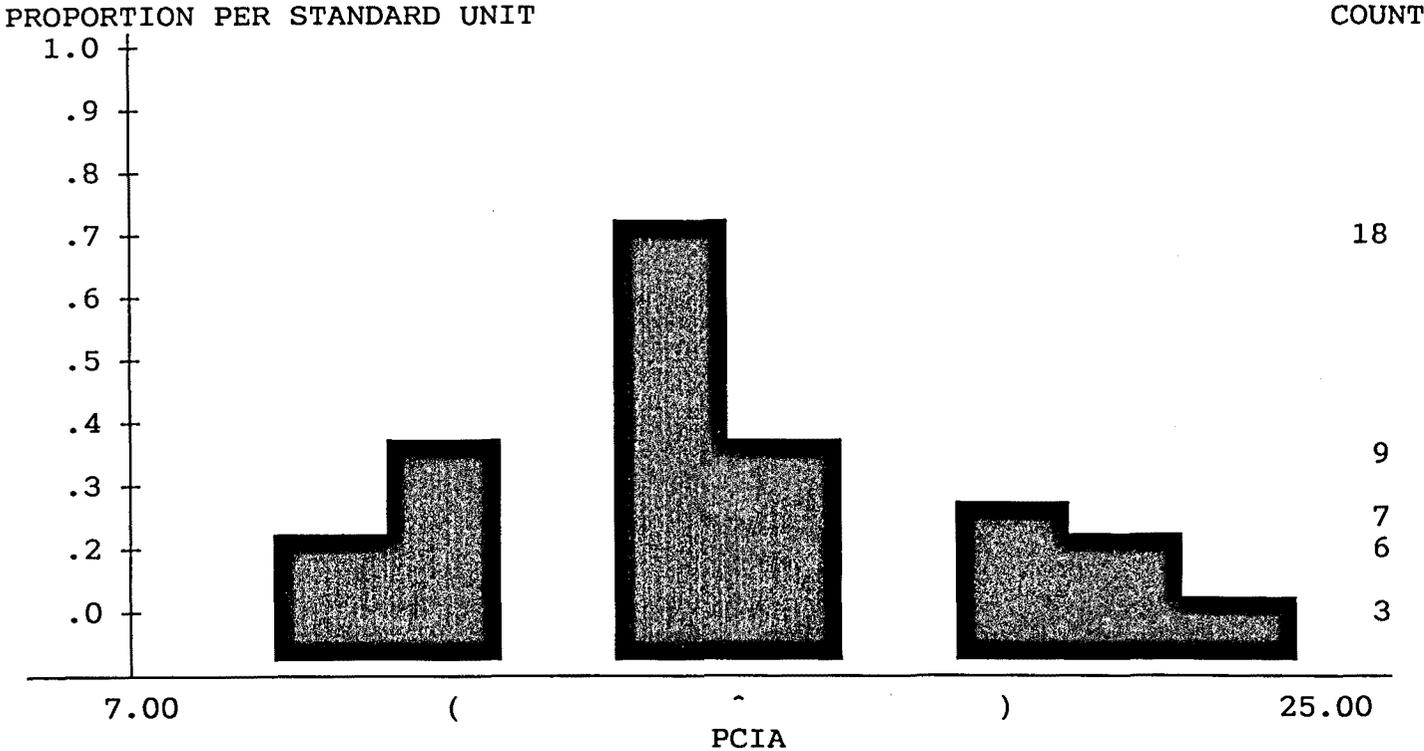


FIGURA 18

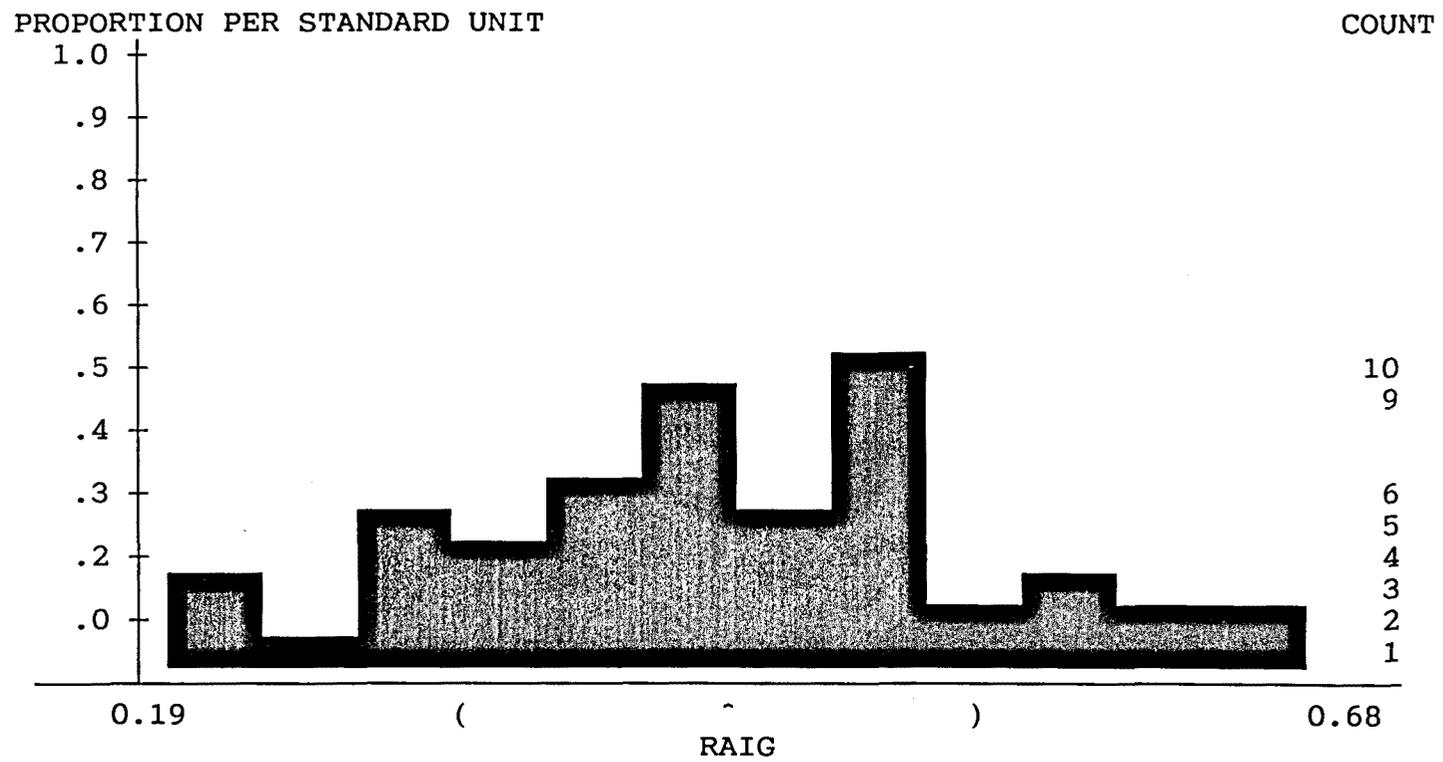


FIGURA 19

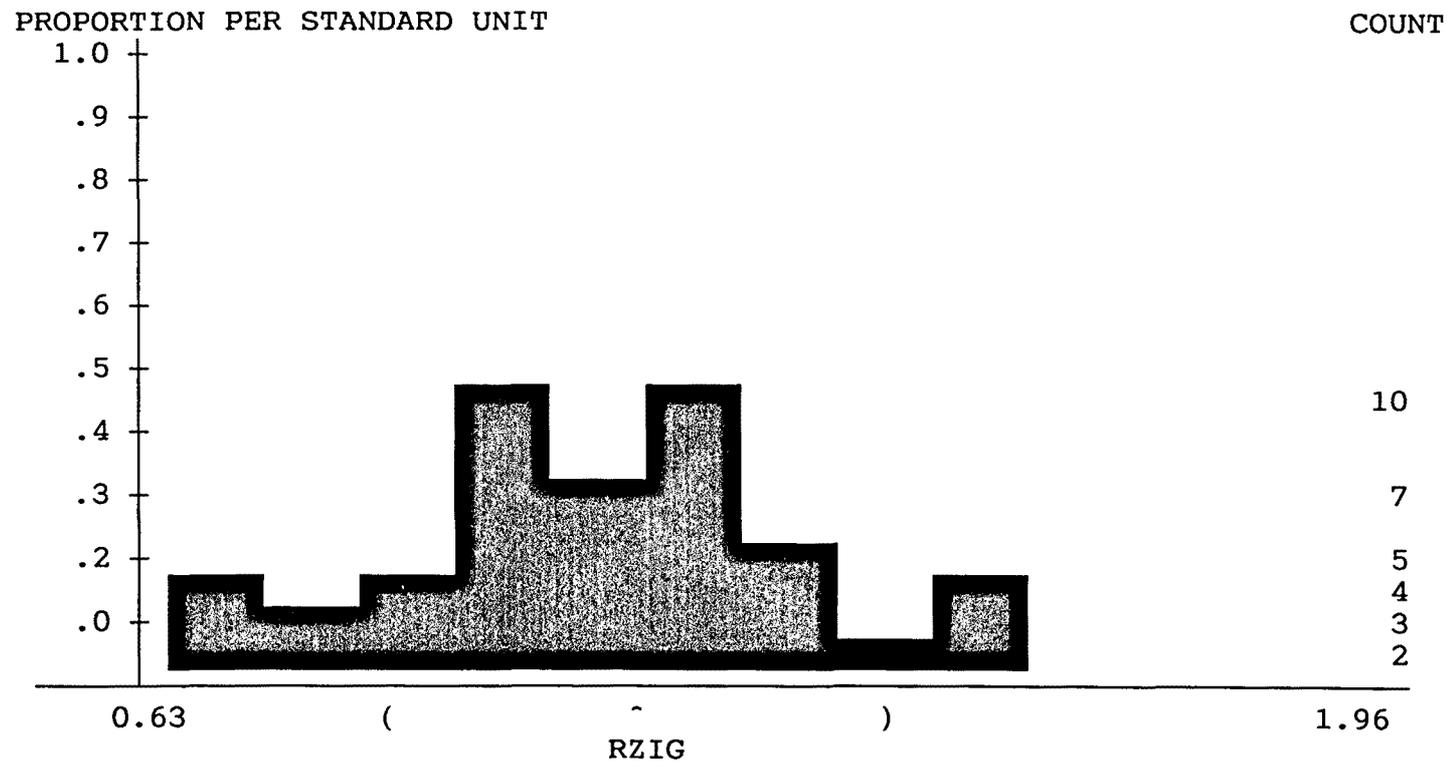


FIGURA 20

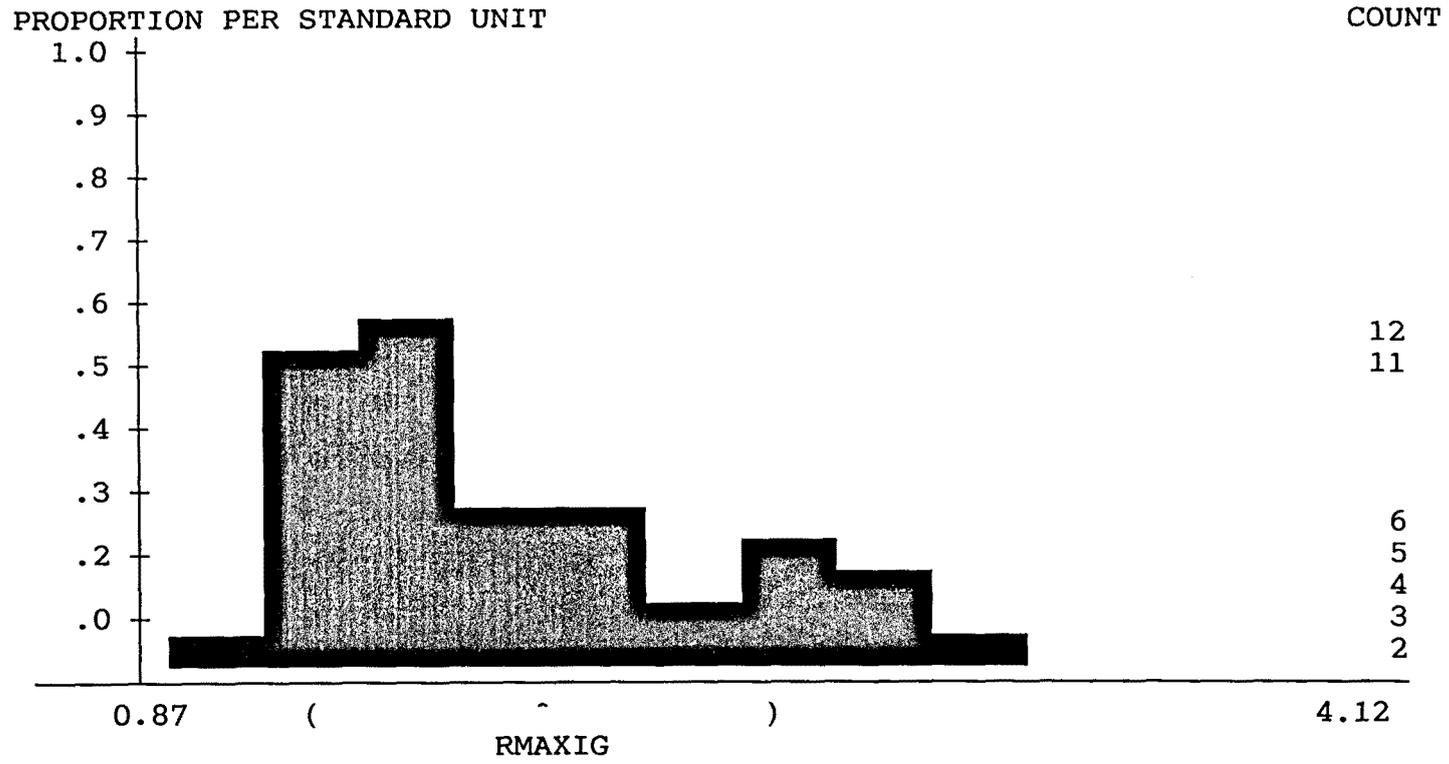


FIGURA 21

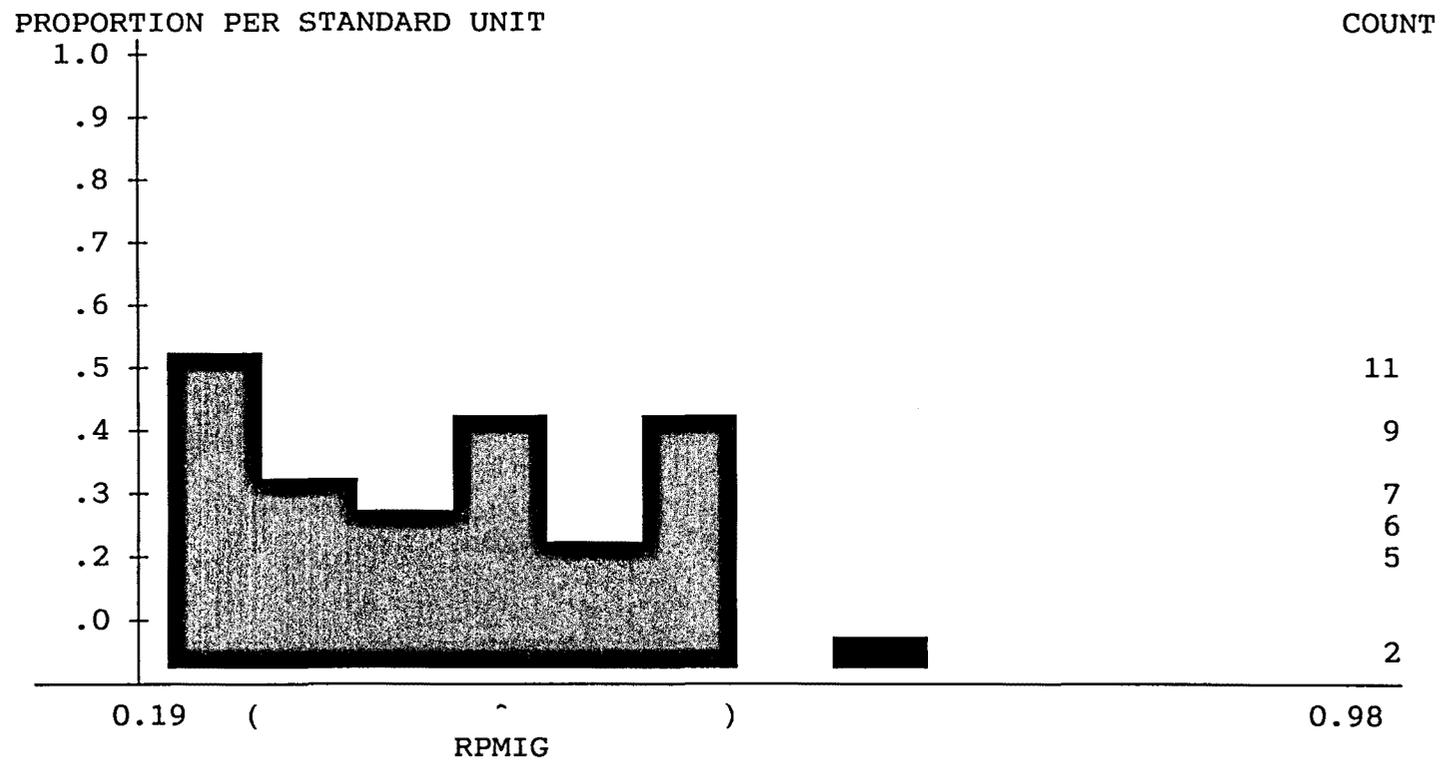


FIGURA 22

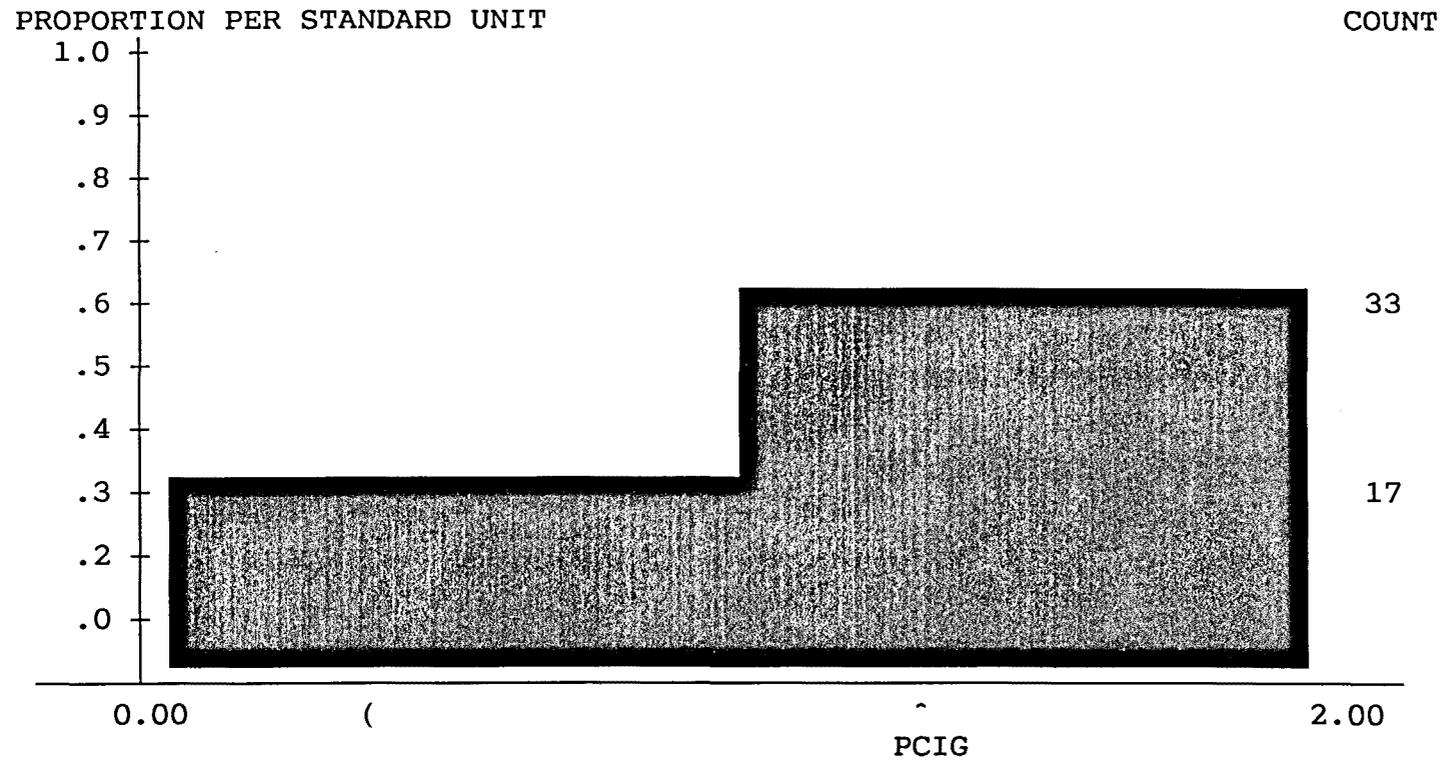


FIGURA 23

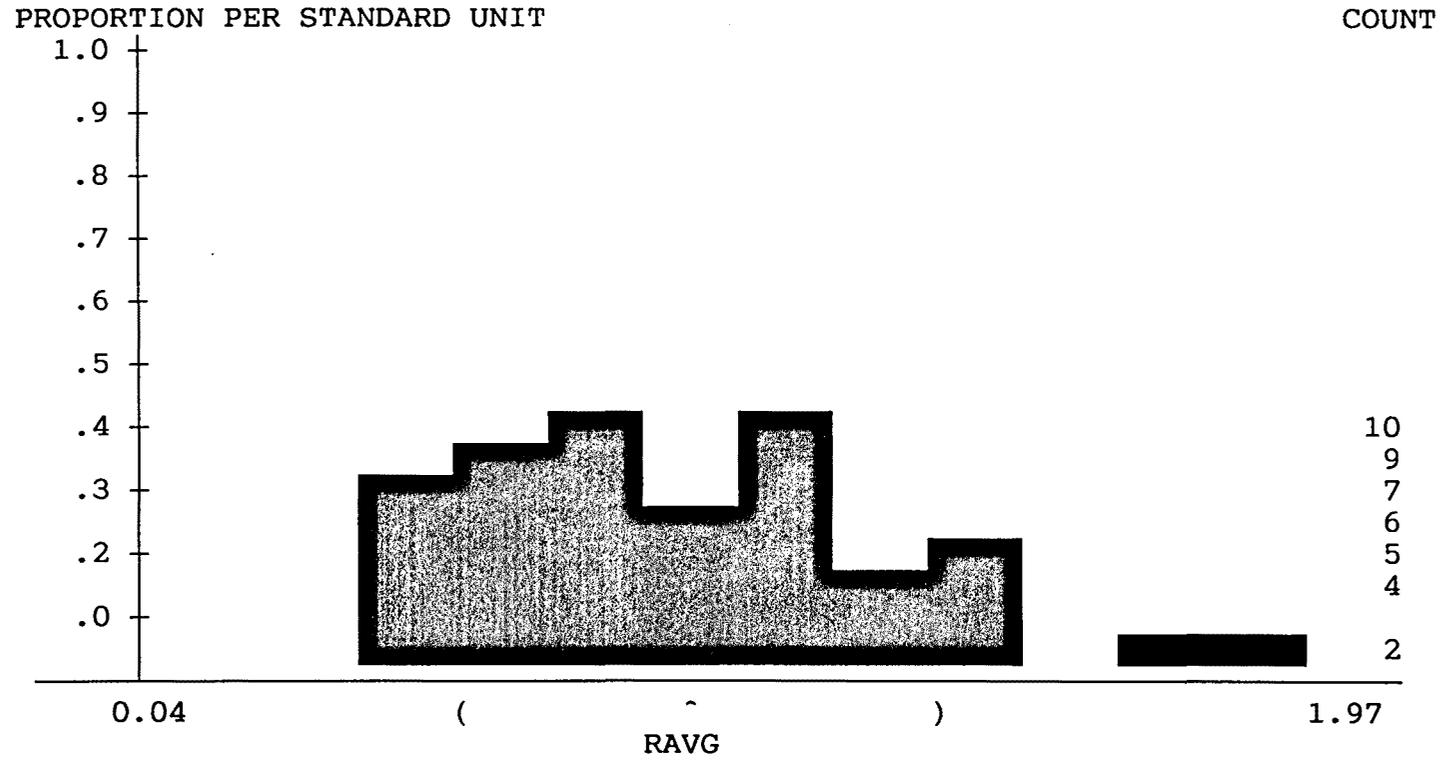


FIGURA 24

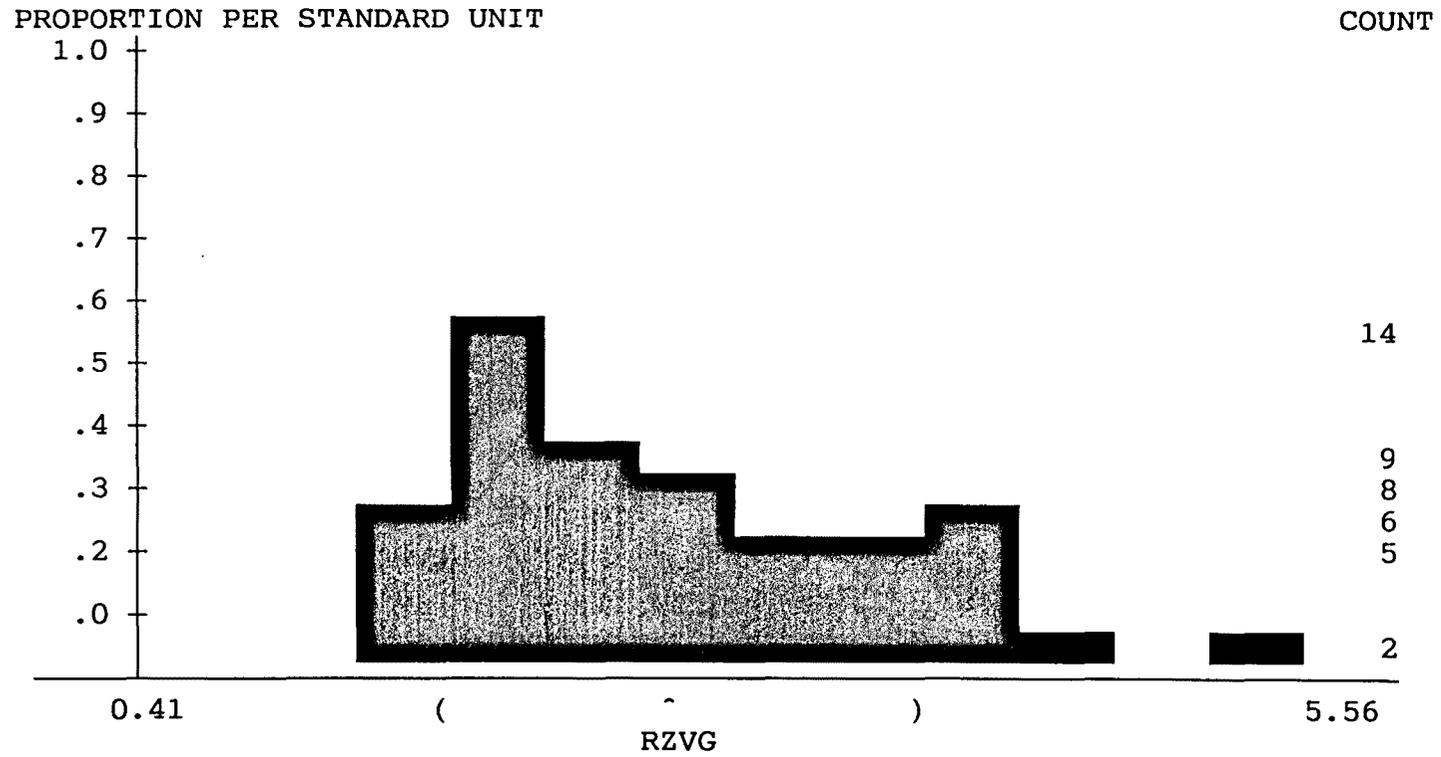


FIGURA 25

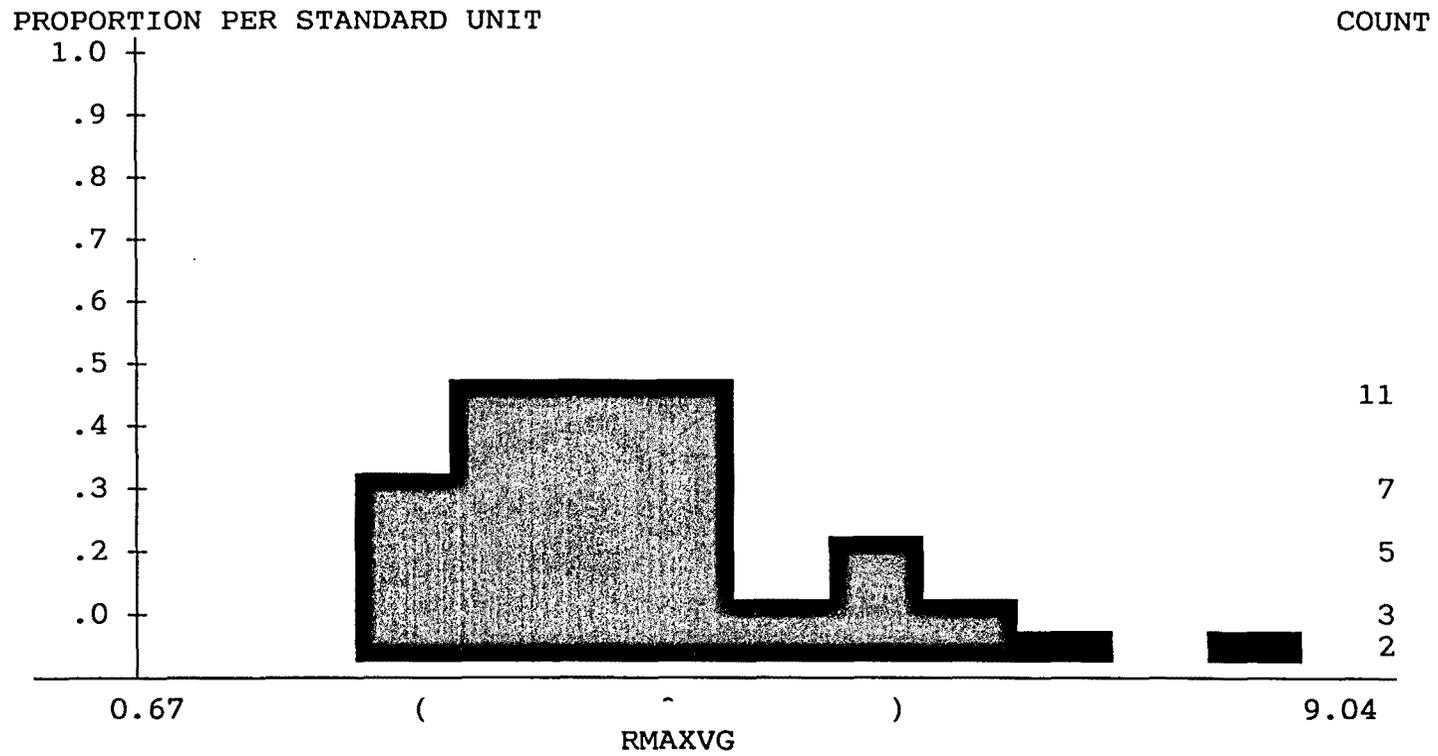


FIGURA 26

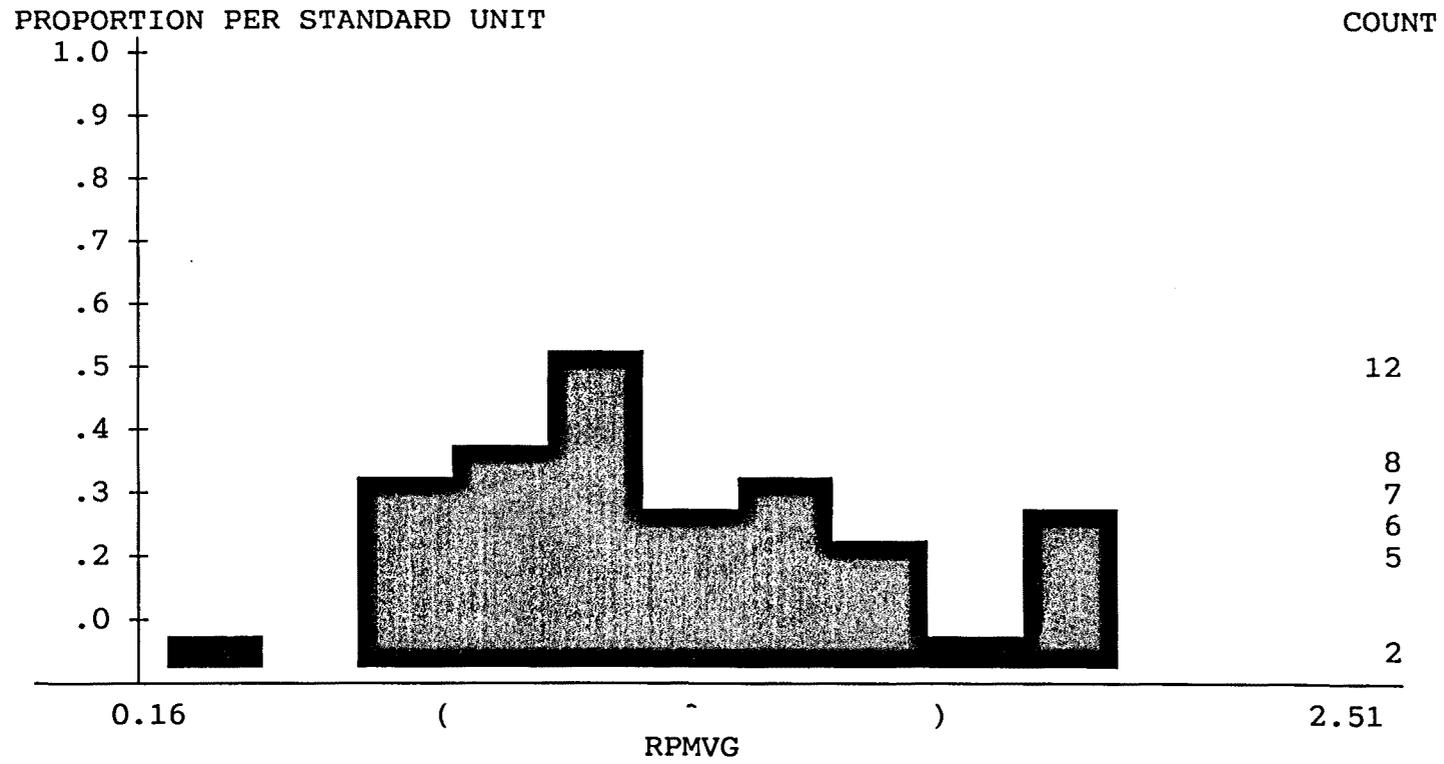


FIGURA 27

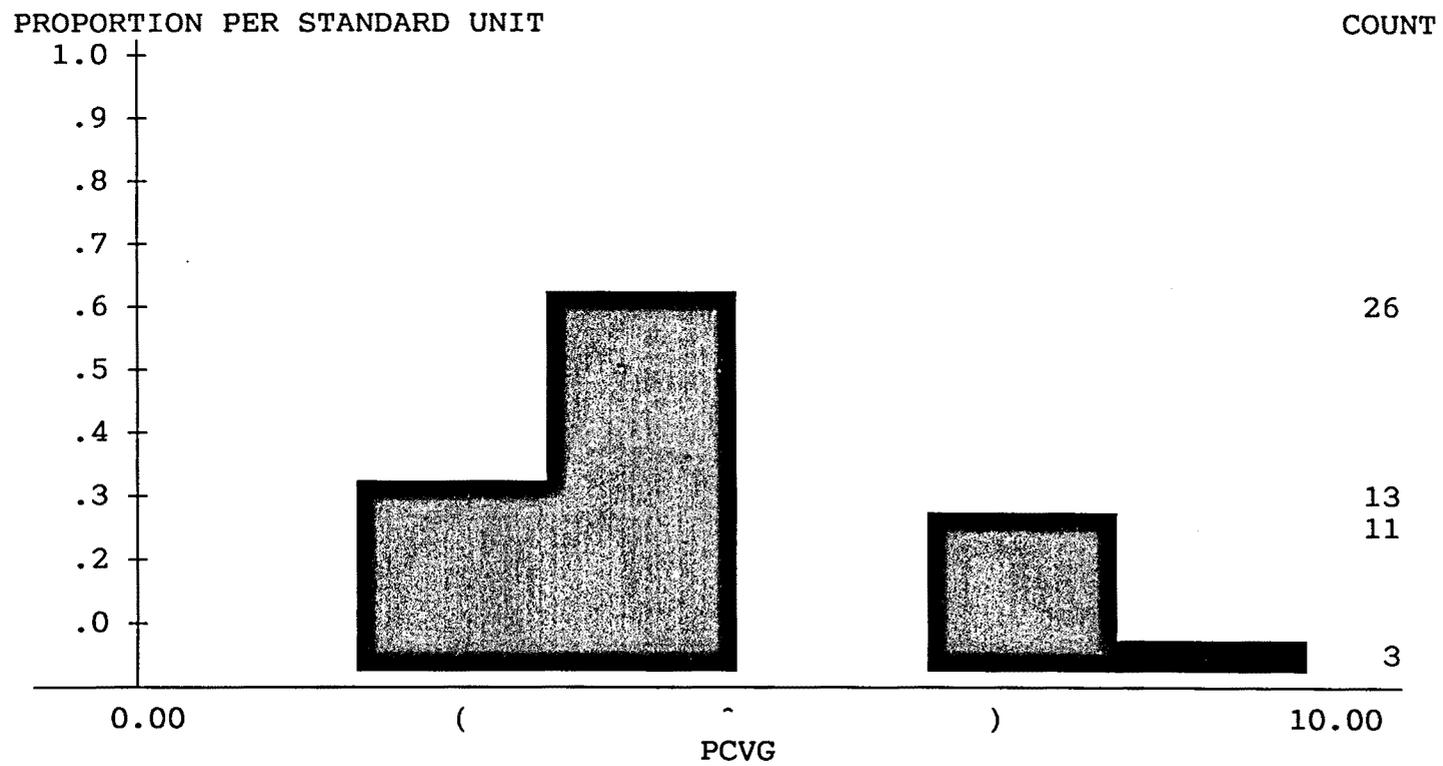


FIGURA 28

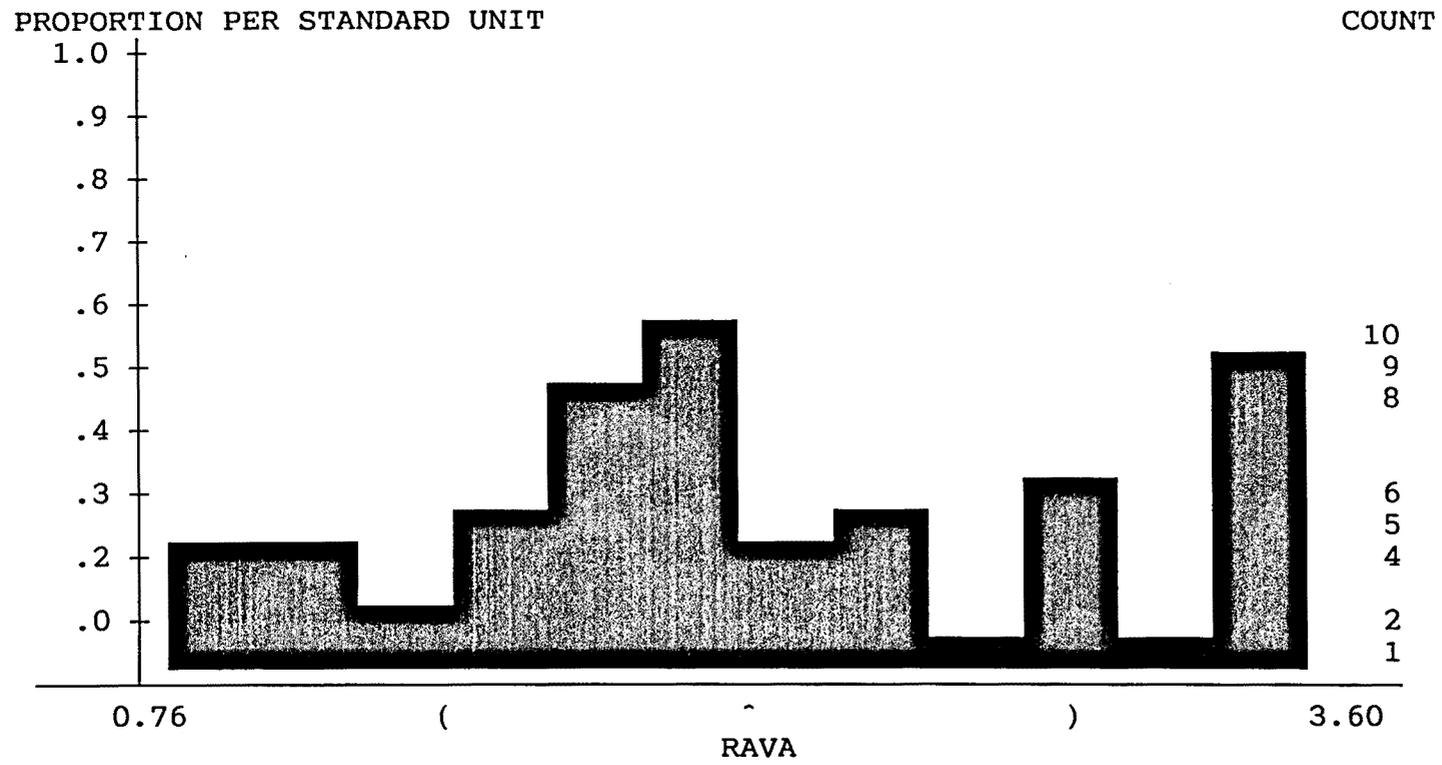


FIGURA 29

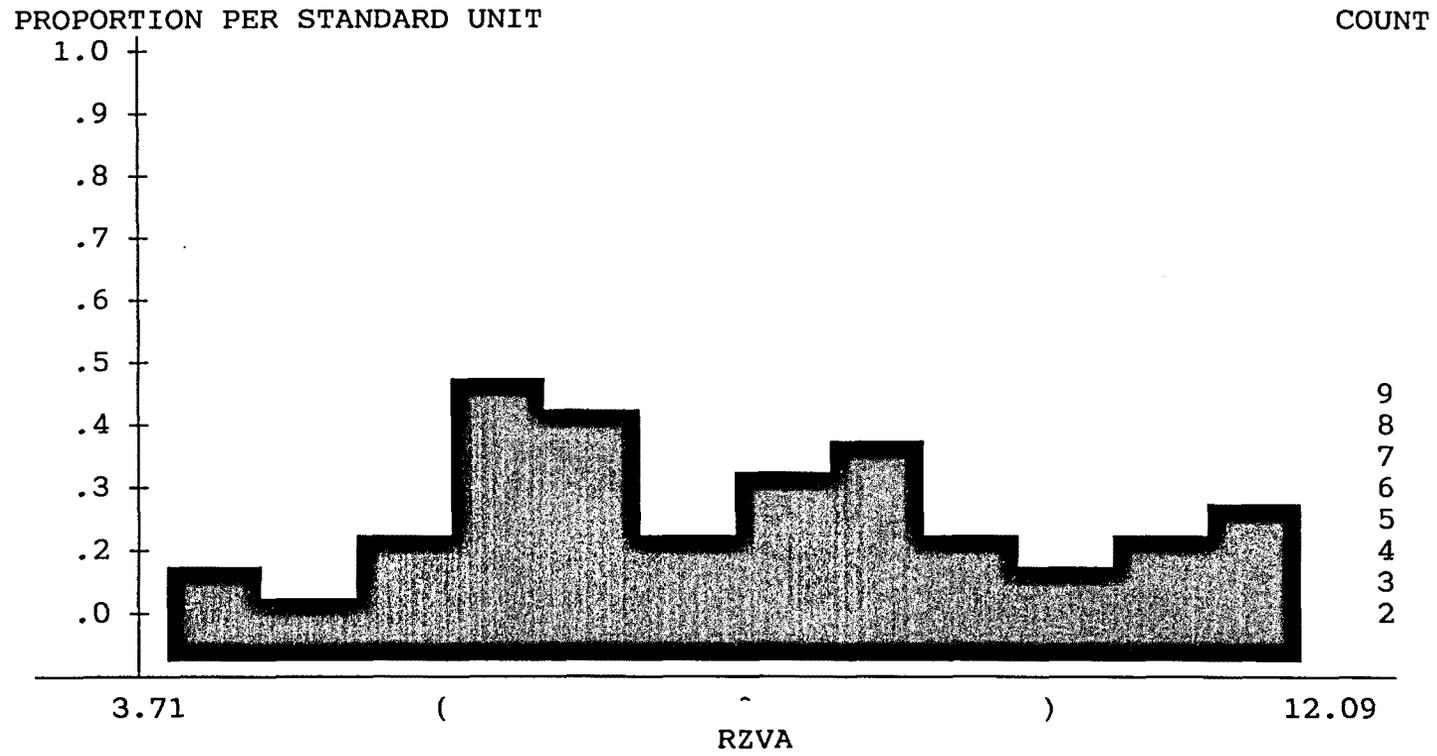


FIGURA 30

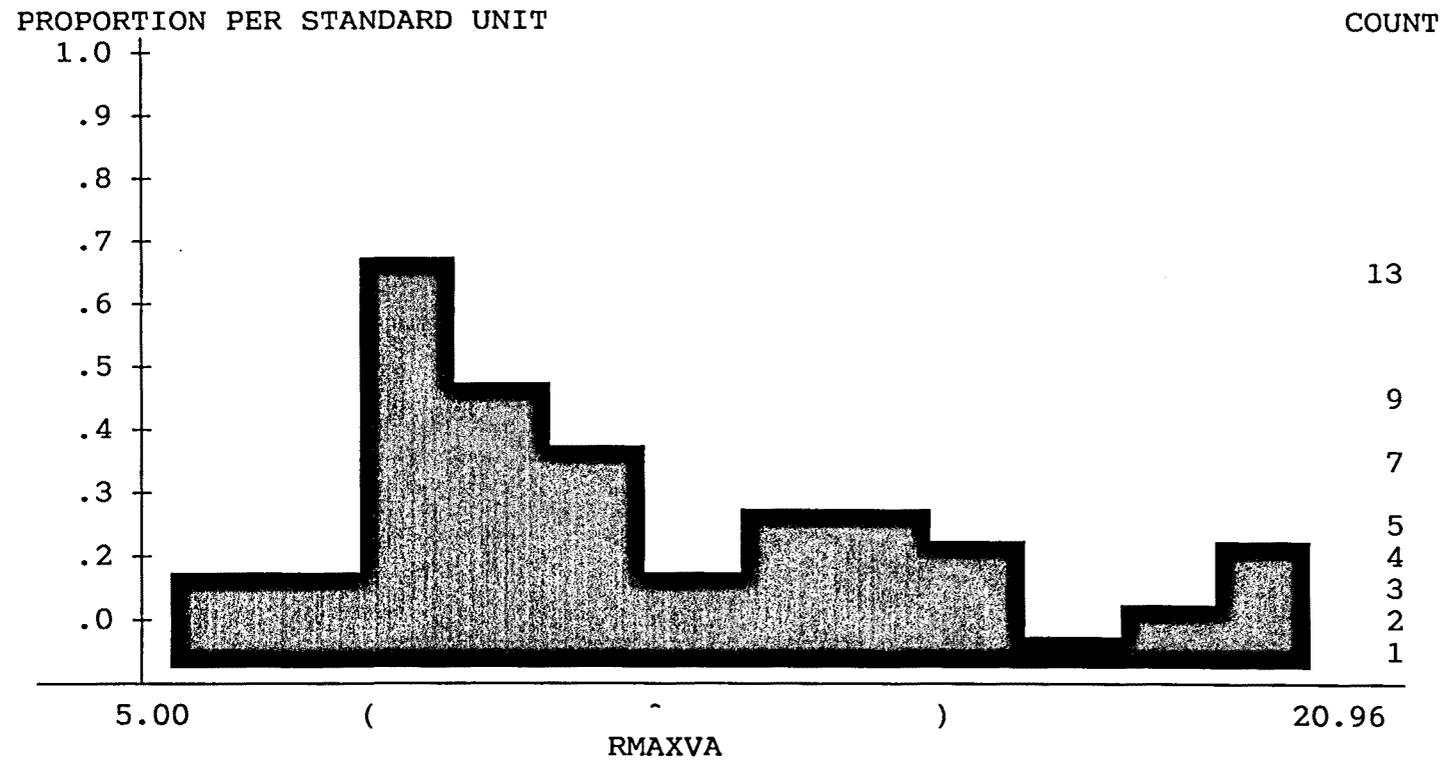


FIGURA 31

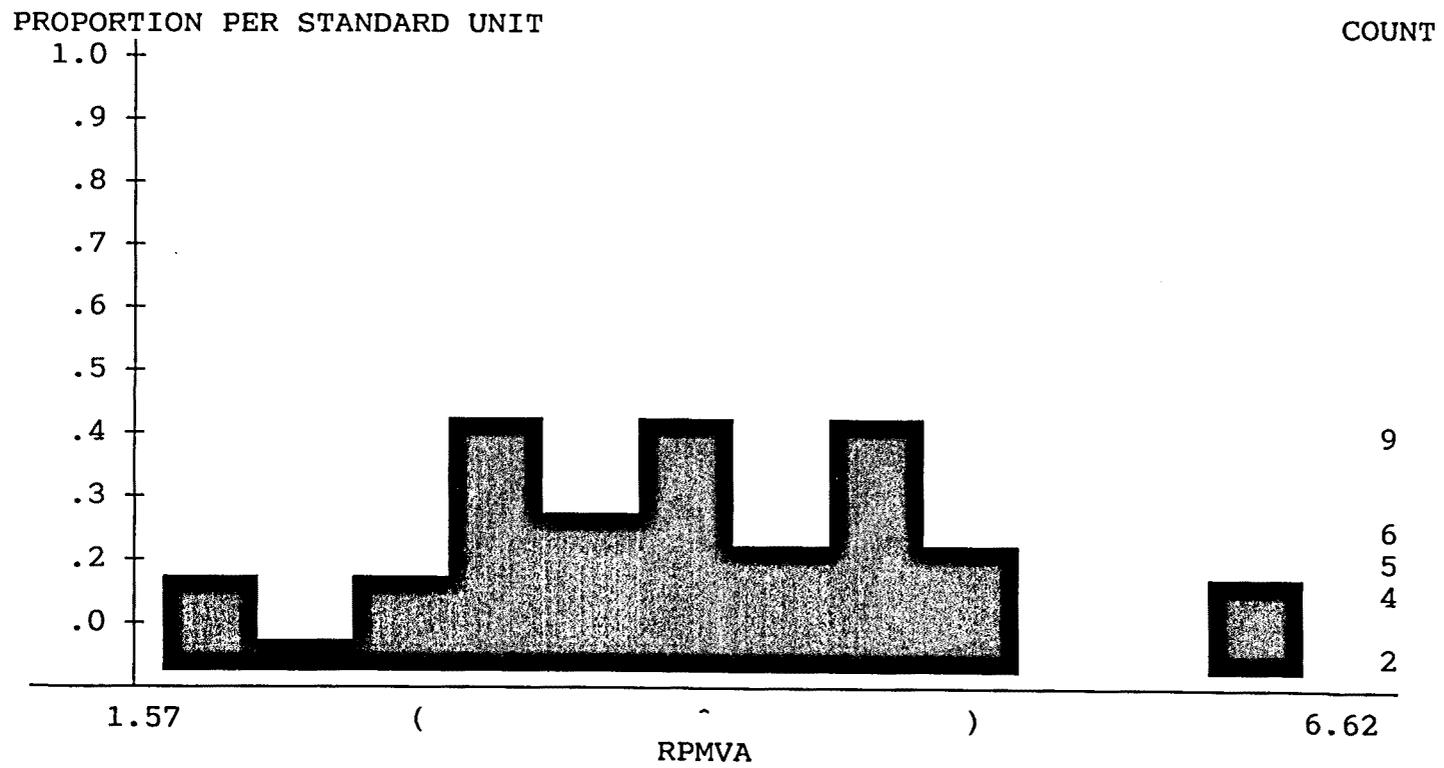


FIGURA 32

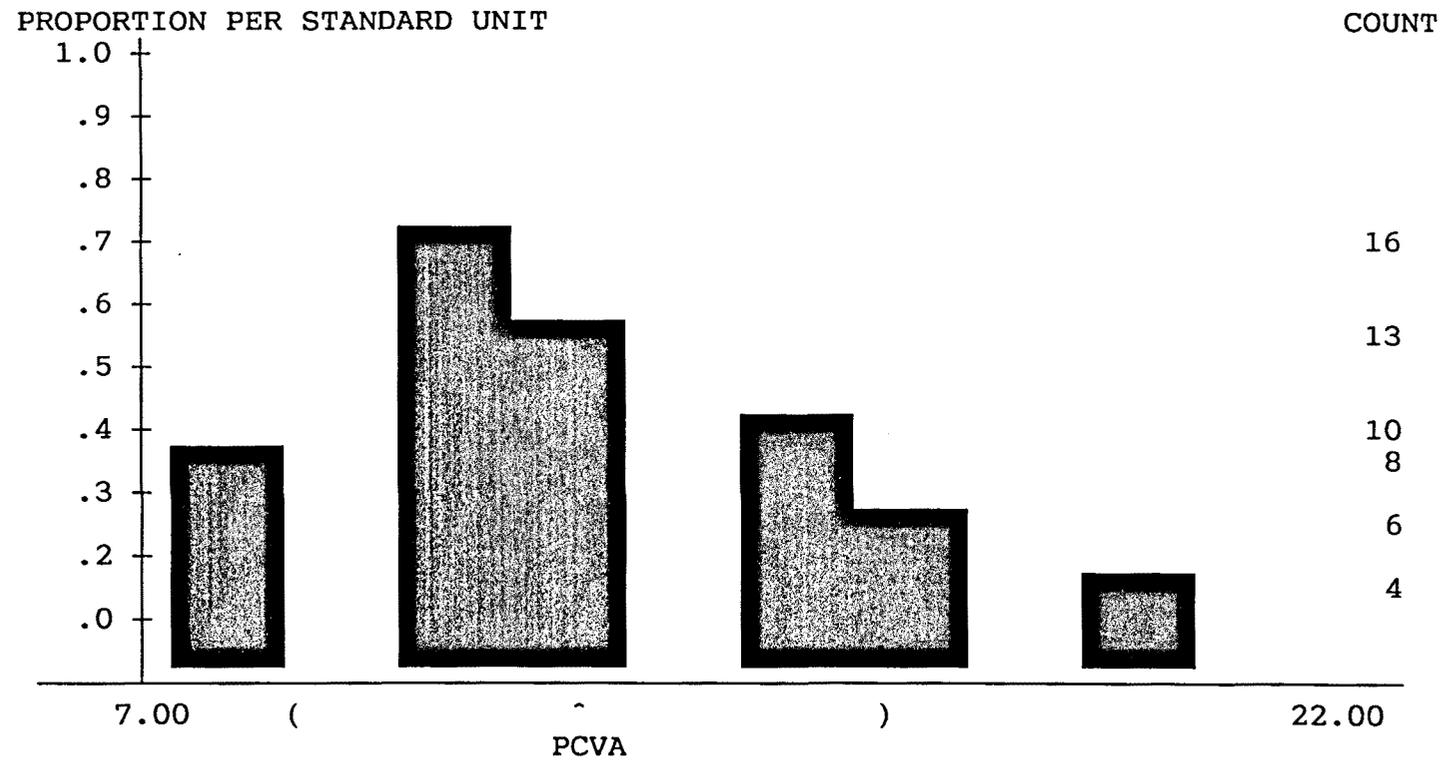


FIGURA 33

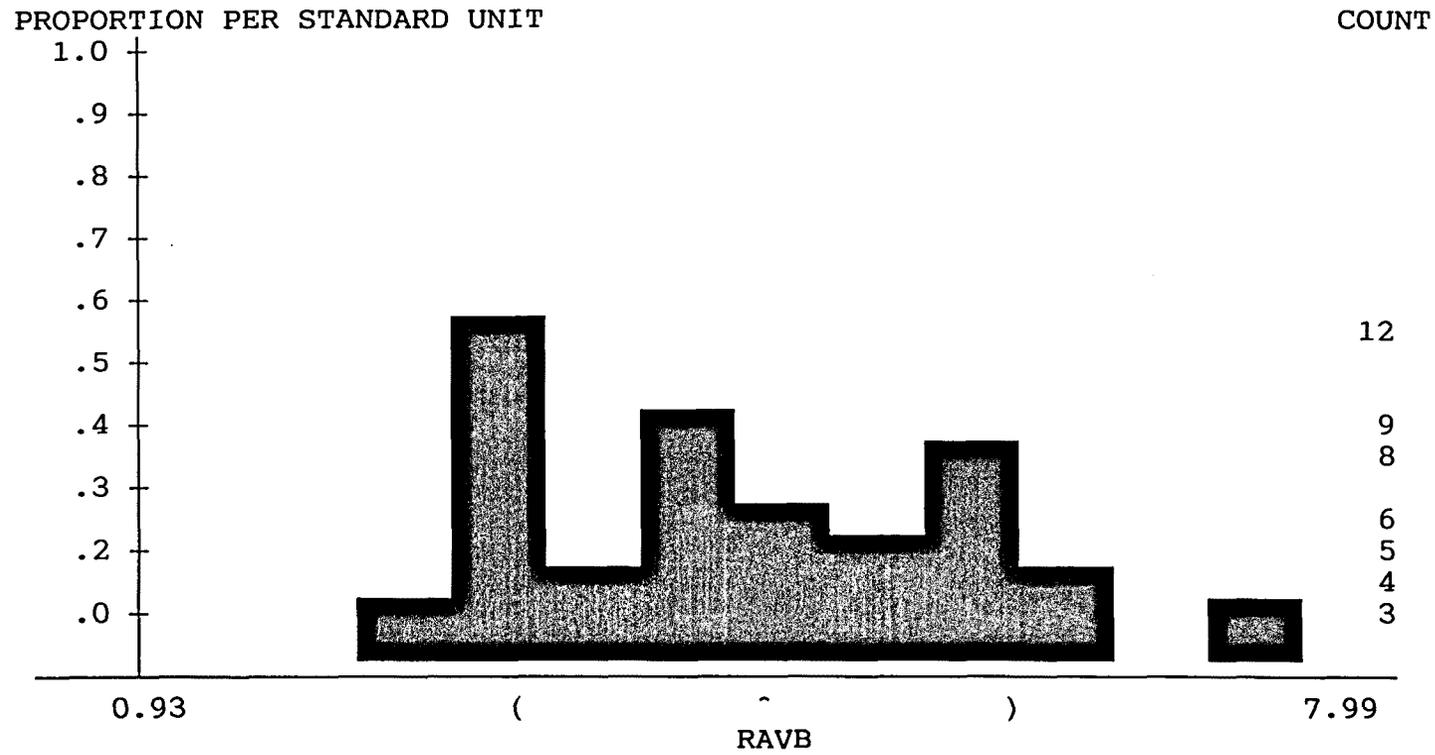


FIGURA 34

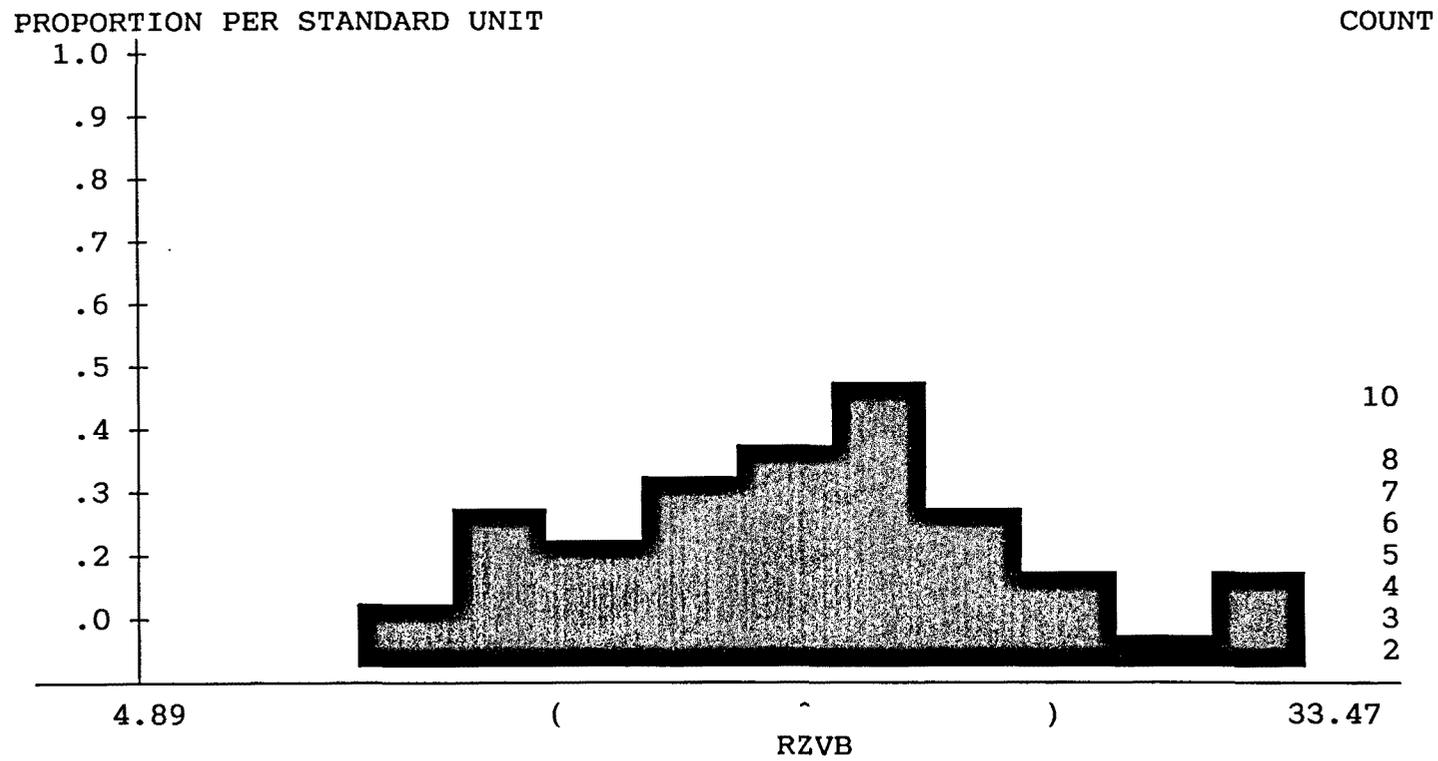


FIGURA 35

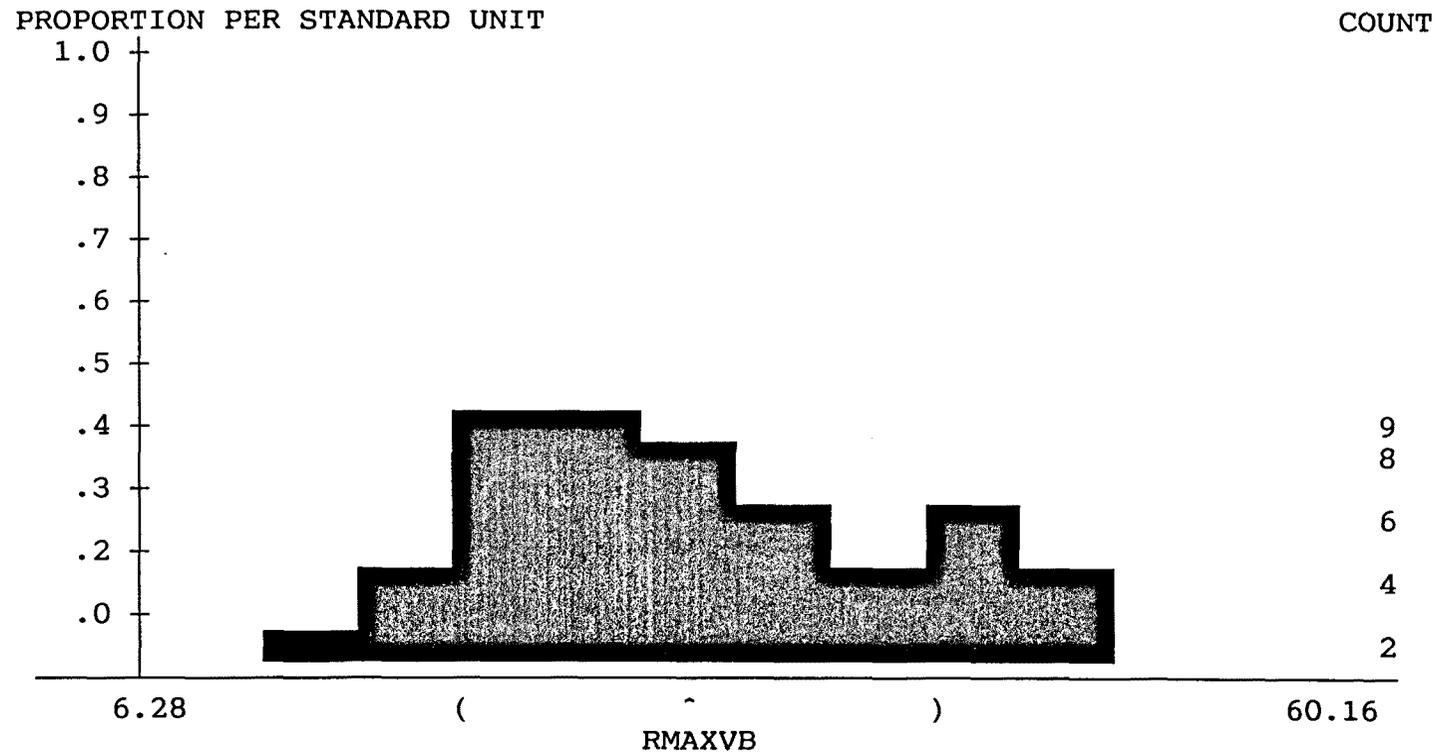


FIGURA 36

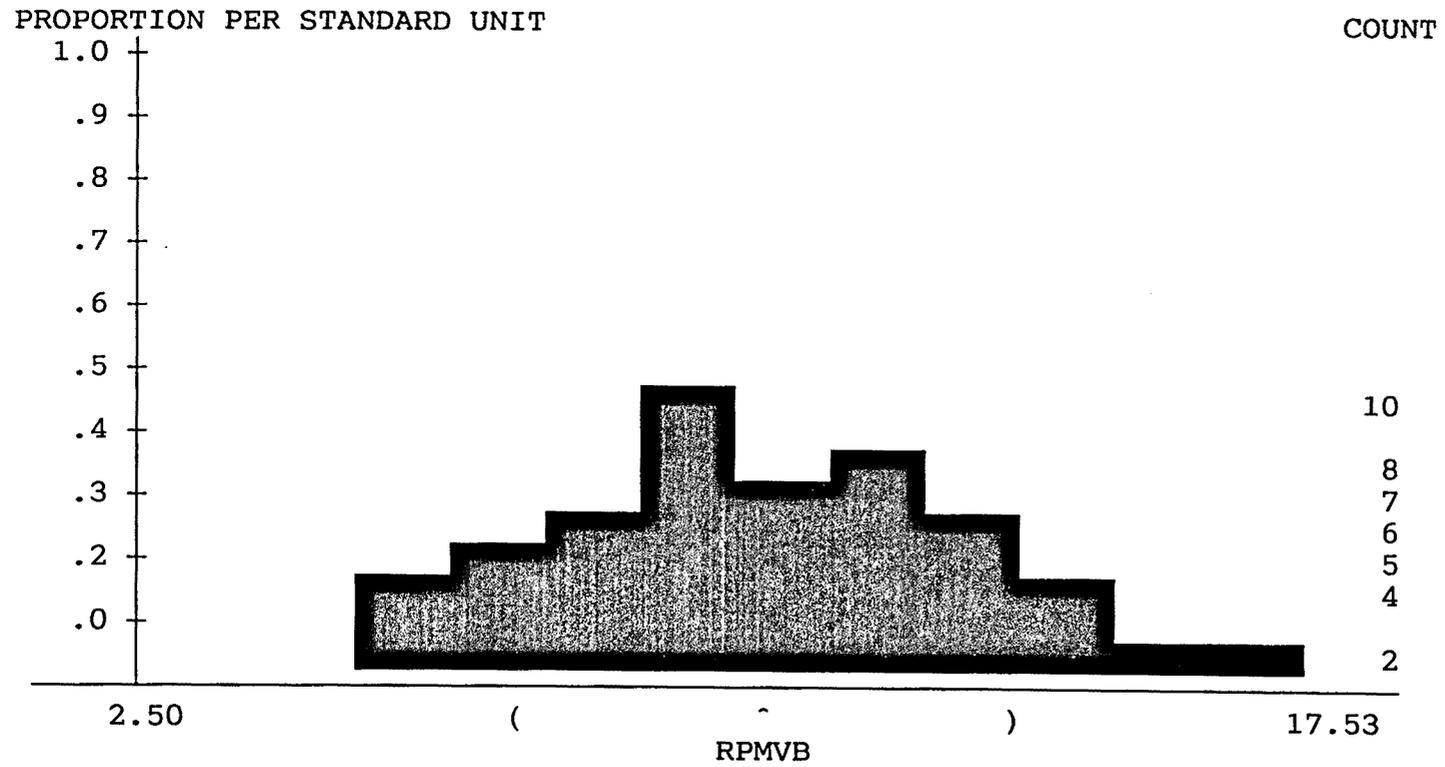


FIGURA 37

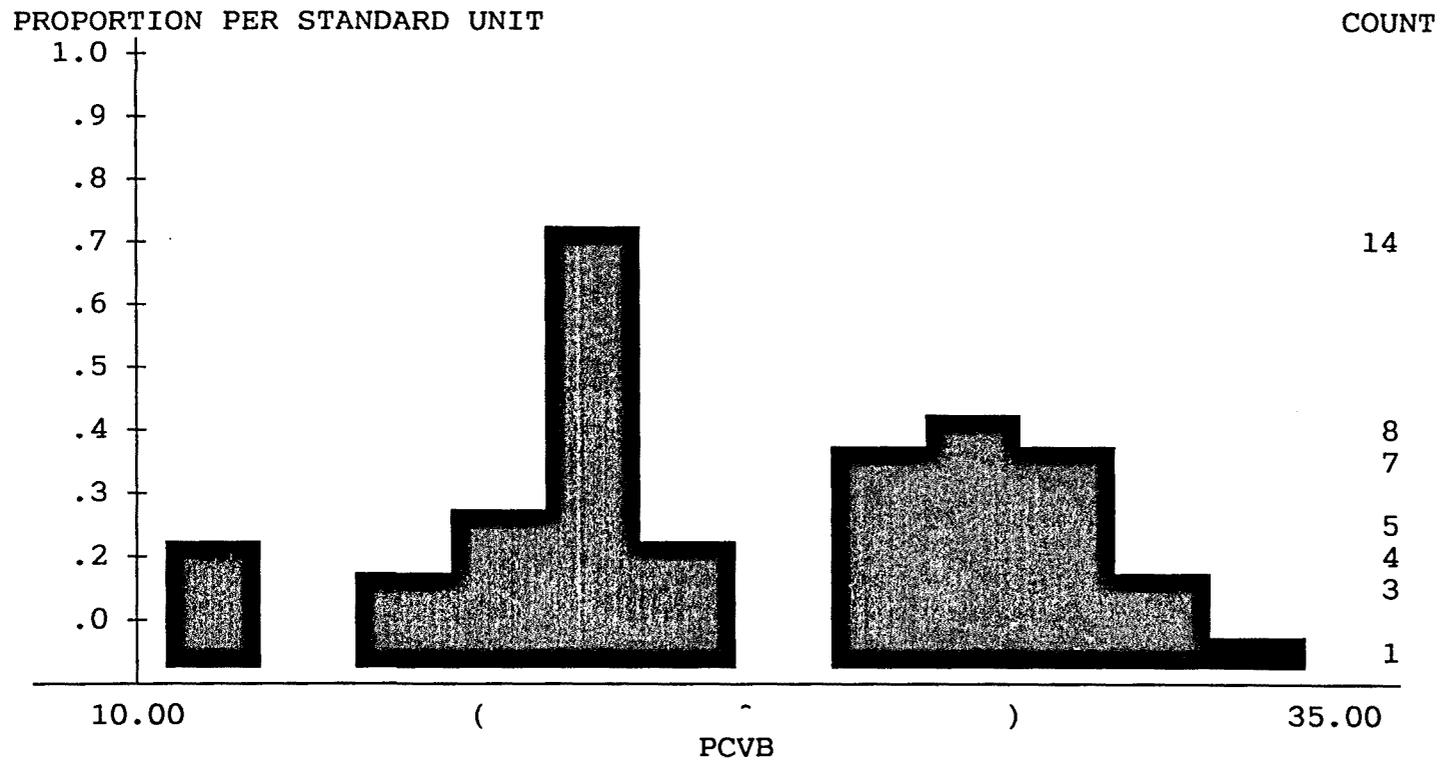


FIGURA 38

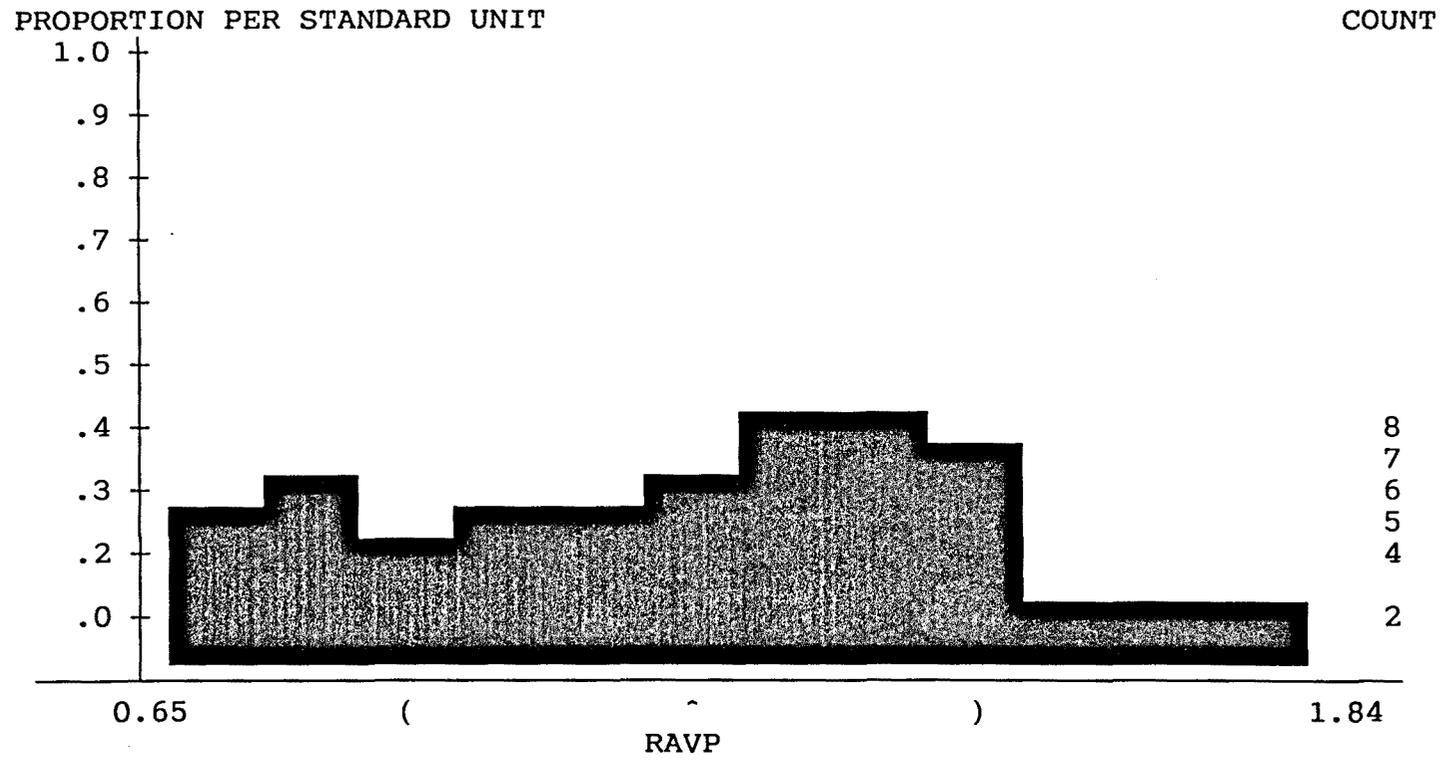


FIGURA 39

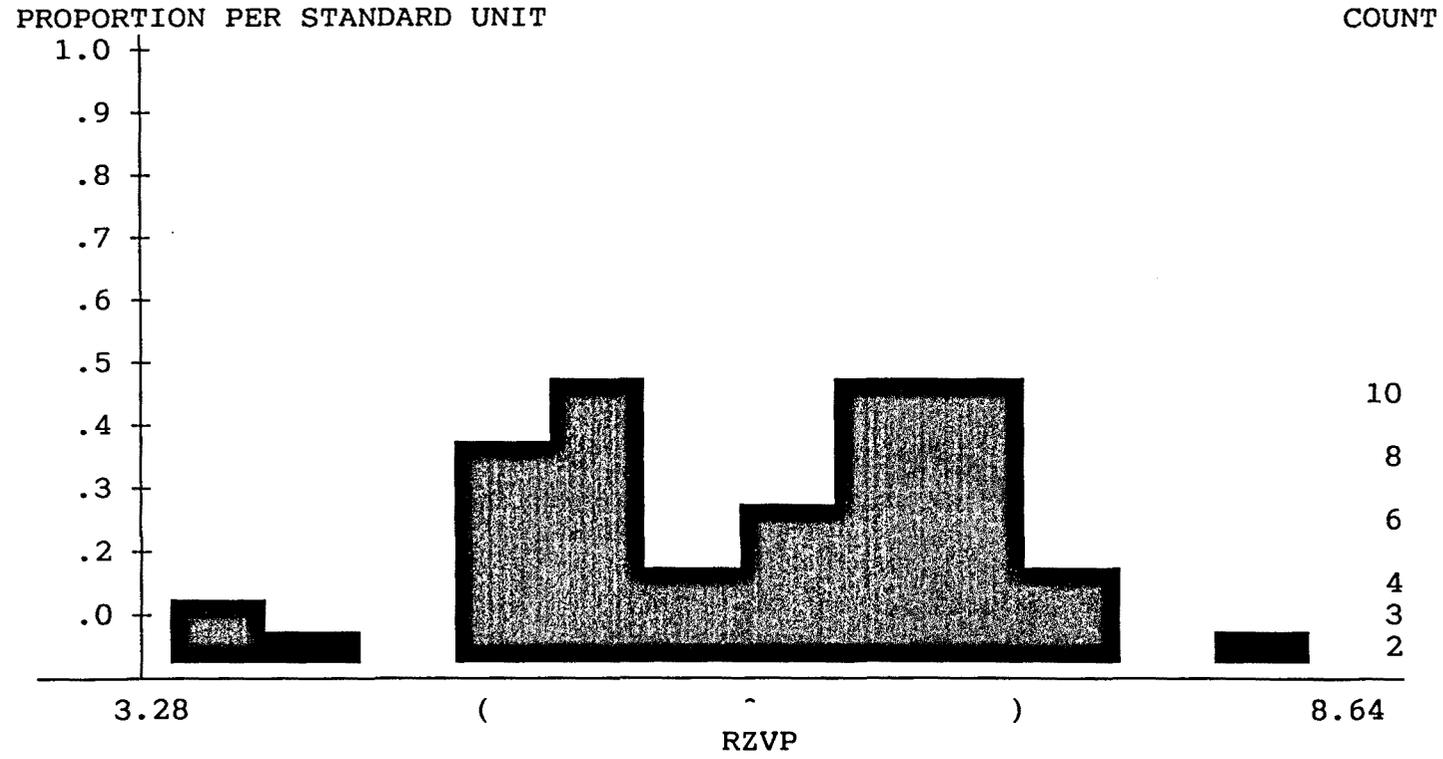


FIGURA 40

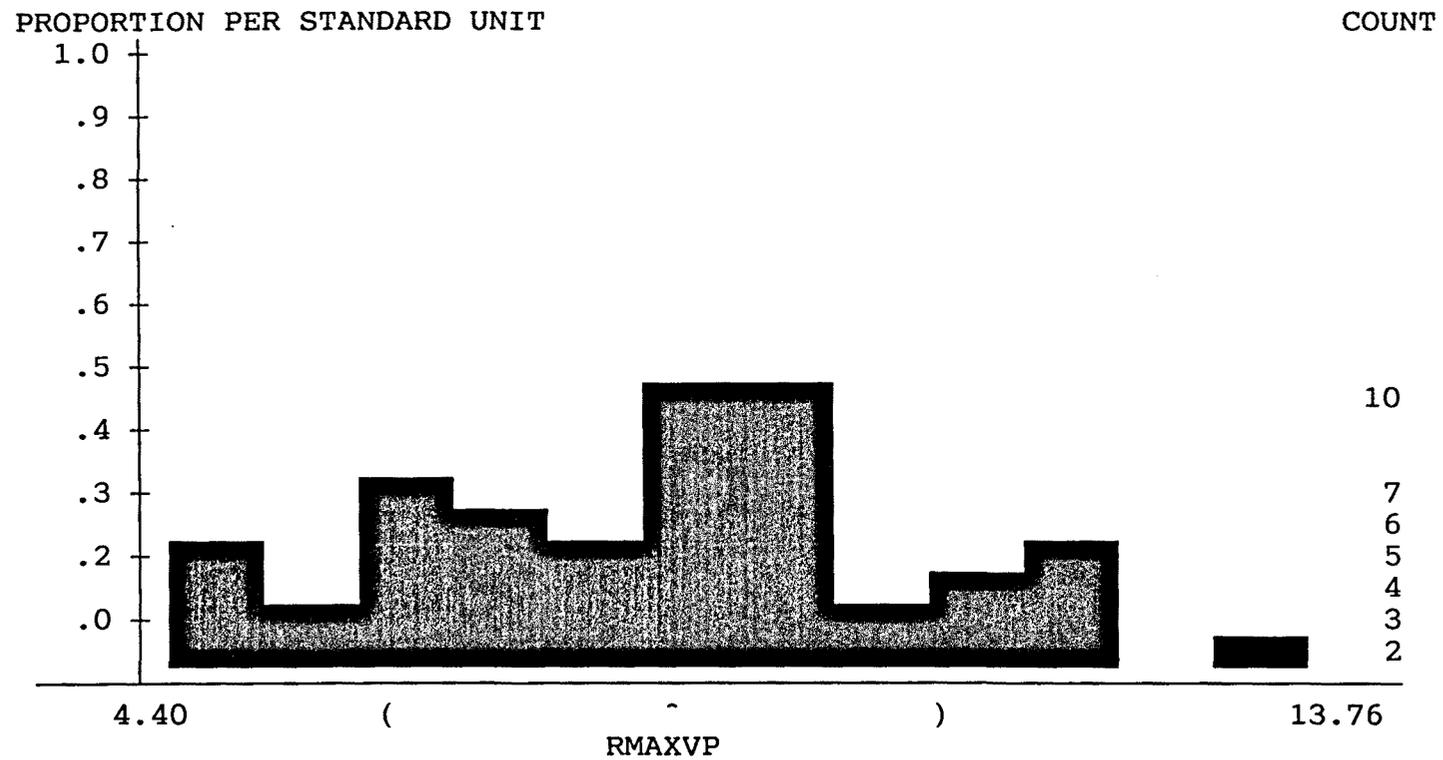


FIGURA 41

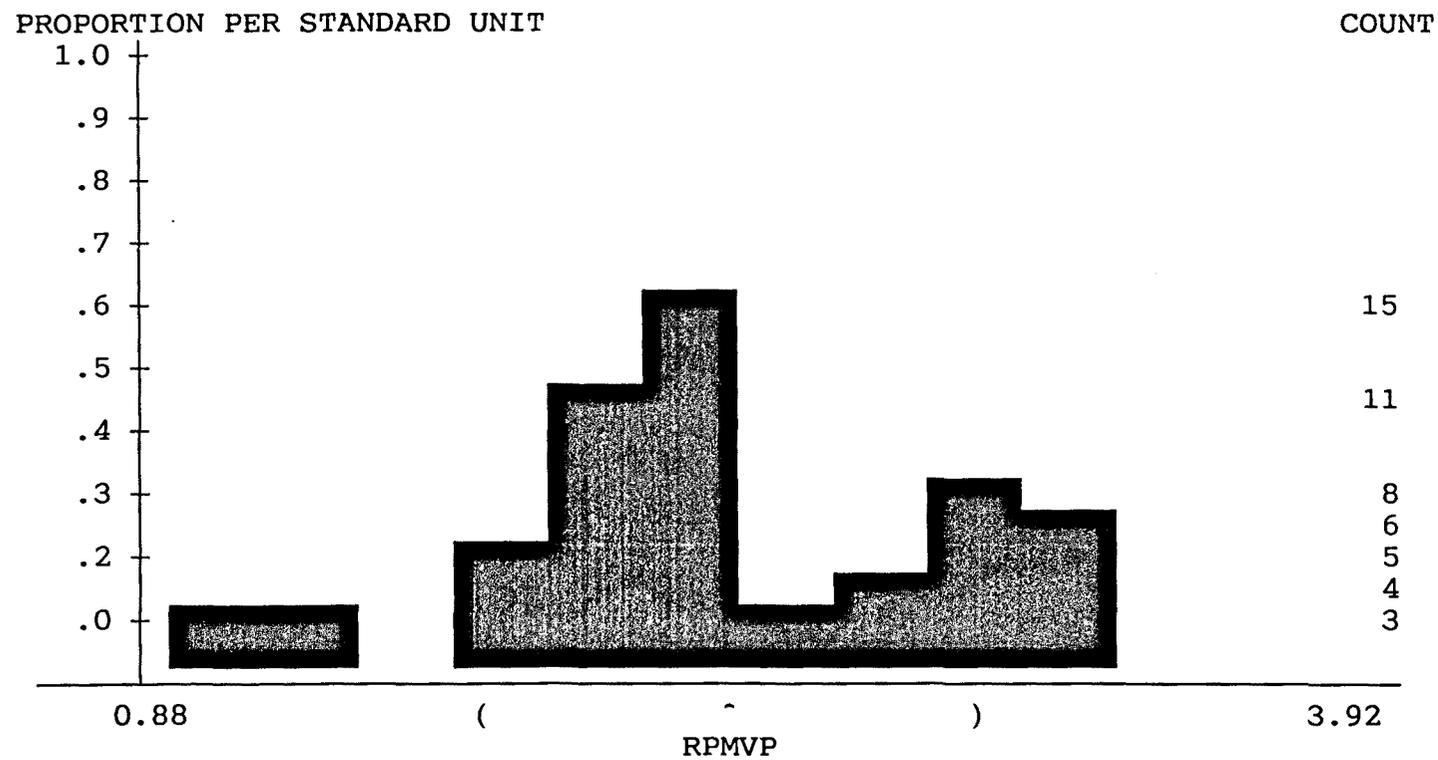


FIGURA 42

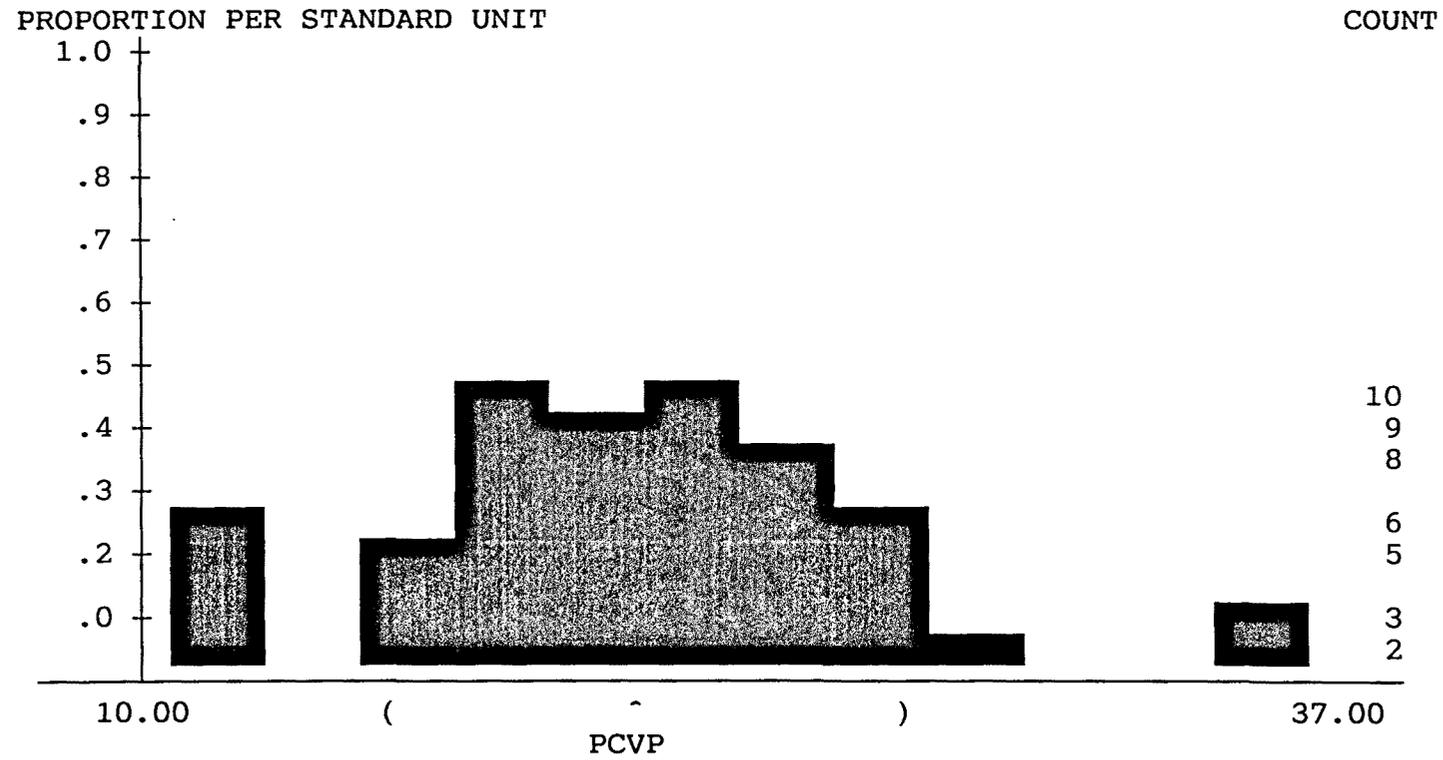


TABLA XXIII

RAIP.....	P<0.5	RAVP
RAIP.....	P<0.05	RAVG
RZIP.....	P<0.5	RZVP
RZIA.....	P<0.5	RZVA
RMAXIP.....	P<0.05	RMAXIA
RMAXIP.....	P<0.05	RMAXVP
RMAXIA.....	P<0.5	RMAXVA
PCVB.....	P<0.5	PCVP

Comparación mediante la prueba de la T de Student de las medias, en esta tabla se resaltan sólo las comparaciones que resultaron significativas para una probabilidad de al menos el 95%

TABLA XXIV

WILCOXON

SIGNO

RZIA..... $P < 0.5$ RZVA

RZIA..... $P < 0.5$RZVA

RMAXIA... $P < 0.5$ RMAXVA

RZIP..... $P < 0.5$RZVP

RPMIA.... $P < 0.05$ RPMVA

RMAXIA... $P < 0.5$...RMAXVA

PCIP..... $P < 0.05$ PCIA

RPMIA.... $P < 0.5$RPMVA

PCIP..... $P < 0.5$PCIA

Resultados significativos de comparación de dos muestras mediante las pruebas de Wilcoxon y del Signo, para una probabilidad de al menos el 95%.

TABLA XXV

RZIA.....P<0.5.....RZVA

RZIP.....P<0.5.....RZVP

RMAXIA.....P<0.5.....RMAXVA

RPMIA.....P<0.5.....RPMVA

PCIP.....P<0.25.....PCIA

PCVP.....P<0.5.....PCVB

Resultados mediante la prueba de Kolmogorov-Smirnov, sólo se presentan los resultados significativos para una probabilidad de al menos el 95%.

TABLA XXVI

RZIP.....	P<0.5.....	RZVP
RZIA.....	P<0.5.....	RZVA
RMAXIA.....	P<0.5.....	RMAXVA
RPMIA.....	P<0.05.....	RPMVA
PCIP.....	P<0.5.....	PCIA

Relación de los resultados significativos en la prueba de Friedman para comparación de varianzas, para una probabilidad de al menos un 95%.

DISCUSIÓN

El método empleado para la elaboración de los discos de cerámica, es un método que nos permite obtener piezas de tamaño similar, de superficie lisa aunque en un plano inclinado, pero este hecho no impide al rugosímetro detectar las variaciones sin verse afectado por el plano inclinado. El método empleado para la cocción de estos discos es similar a la empleada por los diversos autores, y la previa calibración del horno nos permite afirmar que las temperaturas de todos los discos fueron idénticas. Por todo ello los grupos de discos de cerámica presentaron las características iniciales de la fase de bizcocho parejas. El punto de partida era idéntico.

Las temperaturas de glaseado de la superficie por uno u otro método fueron las que indicaba el fabricante del horno para el autoglaseado y el de las masas de glasear para el glaseado habitual o extrínseco.

De los diversos autores revisados puede concluirse que el empleo de la rugosimetría o estudio del perfil, es un sistema eficaz y comparable para estudiar superficies, su ventaja con respecto al uso de microscopio electrónico de barrido reside en proporcionarnos resultados cuantitativos, en

ellos la observación subjetiva del operador no tiene ninguna influencia. En consecuencia consideramos que es preferible al estudio meramente morfológico que nos proporciona el microscopio, pues en este caso el observador cuantifica o califica de forma subjetiva la superficie que esta observando, por ello los resultados entre los diversos autores pueden resultar de comparación cuando menos compleja (**BESSING 1983**).

El método de pulido que hemos empleado es el único de entre todos los trabajos revisados que pretende lograr una homogeneidad en los resultados, los diversos autores emplean instrumental rotatorio sin entrar en discusión ni de tiempo de pulido ni de revoluciones del motor utilizado. Sin embargo las gomas Shofu ®, de grosor de grano decreciente empleadas por nosotros, si son estudiadas siendo consideradas un instrumental idóneo para el pulido de la cerámica dental (**KLAUSNER 1982, ZALKIND 1986, CAMPBELL 1989, WILEY 1989**).

De los resultados que nosotros hemos obtenido, y su posterior análisis, podemos considerar que en su conjunto concuerdan con estudios como el de Campbell que aunque estudia las nuevas cerámicas Dicor ® y Cerestore ® bajo

microscopia electrónica de barrido, concluye que la superficie más suave se obtiene mediante el glaseado habitual de la superficie, aunque el pulido ofrece una superficie suave con defectos y poros expuestos (**CAMPBELL 1989**). El estudio más interesante, de los revisados, es el de Willems, pues halla una RA de $0.64 \pm 0.25\mu\text{m}$ en la rugosimetría de las facetas de contacto de dientes naturales, con un máximo de 1.11 y un mínimo de 0.27, en nuestro estudio por debajo de este valor medio se halla la cerámica Ips classic ® glaseada por el método habitual con una RA de $0.427 \pm 0.031\mu\text{m}$, siendo también muy próxima la RA de la cerámica Vita VMK 68 ® también glaseada con una RA de $0.933 \pm 0.1058\mu\text{m}$, que son los valores más bajos obtenidos (**WILLEMS 1991**).

A diferencia de nuestro estudio, Klausner analiza la cerámica glaseada y el pulido de la misma después de tocarla con diferentes instrumentos rotatorios, pero la rugosidad media que halla en las superficies de cerámica pulida oscilan entre $0,49$ y $0.33\mu\text{m}$, lo que coinciden con los datos obtenidos por nosotros con la cerámica Ips classic ® (**KLAUSNER 1982**). De acuerdo con nuestras observaciones, en que el glaseado habitual o extrínseco proporciona resultados superiores que el autoglaseado se halla el trabajo de Barghi,

pero en este caso usa sólo el microscopio electrónico de barrido para evaluar los resultados **(BARGHI 1976)**.

Este mismo autor en un estudio comparativo de la superficie de porcelana pulida y glaseada por el método extrínseco, considera, mediante microscopio electrónico de barrido, que la porcelana glaseada es superior a la pulida, aunque el pulido minimiza la rugosidad superficial **(BARGHI 1975)**.

El mismo resultado con microscopio electrónico de barrido obtienen otros autores cuando comparan el glaseado extrínseco con el intrínseco, aunque Cook considera que la extrema lisura del glaseado habitual puede dar lugar a restauraciones poco naturales **(COOK 1984)**.

En una comparación entre el glaseado intrínseco y el pulido, después de tocar la superficie glaseada con un diamantado, da resultados similares según Sulik, este resultado es difícilmente transpolable a nuestro estudio pero también obtiene que los resultados entre el glaseado intrínseco y el pulido son similares partiendo de una misma situación de la superficie cerámica **(SULIK 1981)**.

En contraposición existen diversos trabajos publicados por técnicos en prótesis que defienden el pulido como el

método ideal de acabado de las restauraciones cerámicas, pues así logran superficies más "*naturales*", pero no atienden a la biocompatibilidad de las restauraciones sólo a su capacidad para emular la naturaleza (**GELLER 1983, UBASSY 1990, 1991**). Nuestros estudios al igual que los de otros autores obtienen resultados en favor de la cerámica glaseada, que aunque pudieran resultar en algunos momentos menos naturales, son menos retentivas para la placa bacteriana, cuyo factor de retención mayor es la rugosidad de la superficie expuesta al medio oral.

Una faceta importante de la trascendencia de la superficie de la cerámica en las restauraciones de prótesis fija, es su capacidad abrasiva. Sólo hemos hallado un estudio que analice si existen diferencias en la capacidad abrasiva de los diferentes acabados posibles de las restauraciones cerámicas, considera que cuanto más rugosa sea la superficie mayor abrasión producirá, aunque la fricción entre la porcelana y el esmalte tiende a pulirla de modo que se va reduciendo, progresivamente, la capacidad abrasiva. Se trata de un estudio con "*boca artificial*", y se trata de porcelanas de hace ya varios años, lo que no invalida en su conjunto los resultados que obtiene, pero adolece de no haber estudiado

previamente el perfil de la superficie, la rugosidad de la superficie es pues una apreciación subjetiva observada mediante microscopio electrónico de barrido (**MONASKY 1971**).

Hay autores que consideran la cerámica abrasiva de por sí, y en consecuencia consideran que nunca debe emplearse para restaurar caras oclusales, o bien en caso de que exista un contacto oclusal entre esmalte natural y cerámica, considera que está indicado el empleo de guardas nocturnos (**WILEY 1989**). Ekfeldt también halla que la porcelana es más abrasiva que las resinas o los oros tipo III y IV, sin embargo sólo analiza la abrasión entre estos materiales odontológicos, no con el esmalte natural que consideramos de gran importancia (**EKFELDT 1988**).

Los estudios que analizan la abrasión, "*in vitro*", cuando enfrentan esmalte natural y porcelana, hallan un alto índice de abrasividad para las porcelanas feldespáticas usadas en restauraciones ceramo-metálicas (**DeLONG, 1986, 1989, SEGHI 1991**). De este modo y apoyándonos en el estudio de Monasky, podemos afirmar que cuanto más rugosa sea la superficie tanto mayor será la pérdida de sustancia del diente natural antagonista, y en nuestro estudio la rugosidad menor

nos la ofrece la porcelana Ips classic ® glaseada de forma habitual, creemos que seguramente es la más conservadora con el esmalte natural del diente antagonista.

No hemos hallado entre los trabajos revisados ninguno que emule el realizado por nosotros, es por ello que resulta muy difícil de evaluar que efecto tiene la superficie en fase de bizcocho (en nuestro caso de rugosidad diferente entre ambas cerámicas), con el pulido y autoglaseado obtenido. Sin embargo por el análisis estadístico que hemos realizado no parece influir en los resultados de estos acabados por el método empleado por nosotros.

Es pues de gran trascendencia clínica la superficie que debemos dar a nuestras restauraciones, se ha considerado que el oro es el material idóneo para restaurar caras oclusales pues en todos los estudios es el material con menor capacidad abrasiva cuando se compara con las cerámicas dentales y las resinas, tanto autopolimerizables como termopolimerizables. Además el oro no es capaz de producir una abrasión del esmalte antagonista, dato de gran trascendencia en clínica, pero la elevada demanda de estética, y el hecho de que la resina no sea capaz de soportar la fricción con el esmalte dental natural, hacen de la cerámica

la alternativa de los tratamientos que requieren superficies oclusales estéticas en contacto con dientes naturales. Es más. Ekfeldt cuando compara el enfrentamiento entre cerámicas dentales, halla que la superficie aparece abrasionada de forma discreta pero con abundantes microfracturas superficiales, lo que le induce a desaconsejar esta solución cuando se deban restaurar ambas arcadas (EKFELDT 1988).

Aunque es muy importante tener presente que en nuestro estudio no se puede deducir ninguna conclusión con respecto a la capacidad abrasiva de cada una de las superficies estudiadas, sólo podemos deducir que las superficies más rugosas son las de mayor capacidad abrasiva, y en nuestro estudio la cerámica en fase de bizcocho es la de rugosidad media mayor (RAIB $6.106 \pm 0.6013\mu\text{m}$ y RAVB $4.594 \pm 0.4102\mu\text{m}$), pero si nos basamos en el estudio de Willems, y consideramos que una rugosidad media igual o inferior a la que presentan las facetas de desgaste de los dientes naturales es la ideal, consideraremos que este hecho sólo lo cumplen las cerámicas glaseadas, especialmente la cerámica Ips classic ® glaseada por el método extrínseco o habitual.

Es de destacar que son muy pocos los autores que

presentan los resultados obtenidos en forma de tablas de las variables que ofrecen los diversos rugosímetros empleados, limitándose a presentar un gráfico de un perfil. Por ello es muy limitada nuestra capacidad de comparar resultados, la inmensa mayoría de trabajos revisados que empleaban nuestro método de obtención de datos, se limitan a afirmar que una superficie es superior a otra y si esta diferencia es significativa o no, pero no nos ofrecen los valores obtenidos en los registros realizados.

A pesar de todo, si existen diversos autores que correlacionan, sin demostrarlo, la relación entre la rugosidad superficial y la capacidad abrasiva de la cerámica dental. Sólo Monasky, que no estudia la rugosimetría, es decir no ofrece datos cuantitativos comparables, deduce mediante su estudio que las superficies cerámicas de morfología más "rugosa" o irregular son más abrasivas. Esta capacidad es notable según todos los estudios de abrasión que hemos revisado.

La bibliografía comprueba la existencia de una correlación positiva entre la rugosidad superficial y el acúmulo de placa bacteriana (**EKFELDT 1988, DeLONG 1989, WILEY 1989, GOLDSTEIN 1991**). Los trabajos revisados evidencian que cuando se intenta estudiar el efecto de otros parámetros,

como puede ser la energía libre de superficie, si se comparan con la rugosidad superficial, no tienen trascendencia clínica **(BAIER 1978, JENDRESEN 1981, MORGE 1989)**. La rugosidad es un factor crucial en la retención de placa bacteriana y minimiza la trascendencia de las otras variables **(QUIRYNEN 1990)**.

En conjunto podemos afirmar que nuestros resultados coinciden con la bibliografía revisada en el sentido que la superficie más suave se obtiene mediante el glaseado habitual o extrínseco de la cerámica, aunque el pulido y el glaseado intrínseco son capaces de reducir de forma significativa el grado de rugosidad de la cerámica en fase de bizcocho, que resulta ser la más rugosa.

Las diferencias detectadas entre ambas cerámicas en fase de bizcocho pueden ser debidas a diversas variables, como pueden ser tamaño del grano o granulometría original de la cerámica, y la temperatura a la que se elaboraron los discos, pero a pesar de ello no se hallan diferencias cuando estos discos son sometidos a un glaseado intrínseco o autoglaseado o bien a un pulido.

Los resultados que hemos obtenido para las cerámicas glaseadas por método extrínseco o glaseado habitual,

muestran que son diferentes en el análisis estadístico, esto probablemente sea debido a que la masa de glasear empleada en cada caso sea diferente, pues cada fabricante presenta sus materiales para ser empleados con una cerámica en concreto. De todos modos ambos materiales revelan los mejores resultados de sus respectivos grupos de cerámica, pero a pesar de todo el glaseado habitual de la cerámica Ips classic ® resulta ser superior al de la cerámica Vita VMK68 ®.

Sin embargo es necesario considerar las dificultades que entraña diferenciar entre los picos producidos por una irregularidad superficial debida a las características físico-químicas de la cerámica, de aquellas producidas por poros o defectos superficiales que existen siempre en las cerámicas no glaseadas, tal vez esto podría superarse asociando a la perfilometría un análisis morfológico de superficie ya sea con microscopía electrónica de barrido, microscopía óptica o bien digitalización de imágenes microscópicas para poder recontar los poros por unidad de superficie. La existencia de estas porosidades es reconocida por muchos autores (**NEWITTER 1982, BESSING 1983**). En un estudio preliminar empleando microscopía electrónica de barrido hemos hallado que en la

superficie glaseada practicamente no existen porosidades, pero debajo de esta superficie abundan los poros y defectos **(ANGLADA 1991)**. La asociación de ambas técnicas para analizar la superficie de las cerámicas dentales pudiera ayudarnos a discernir entre defectos y poros inherentes a la compactación o estructura fisico-química del material y efecto del acabado superficial en sí.

No hemos podido evaluar la trascendencia que tiene sobre la capacidad abrasiva de la cerámica su perfilometría, sería interesante intentar evaluar unas muestras mediante perfilometría previa a la realización de un estudio de la capacidad abrasiva del material. Se encuentra a faltar en la literatura estudios que evalúen e intenten correlacionar ambas características, para poder terminar de comprender la trascendencia de los valores rugosimétricos que hallamos en los diferentes estudios realizados.

En conjunto podemos considerar que son interesantes, desde el punto de vista clínico, nuevos estudios que intenten relacionar la perfilometría con los defectos observados en la superficie de las cerámicas dentales y con su capacidad abrasiva.

CONCLUSIONES

1.- El método de elaboración de discos de cerámica mediante el empleo de la placa Williams, permite elaborar discos de medidas y características homogéneas y comparables.

2.- La rugosimetría o perfilometría se revela como un método eficaz para el estudio y análisis de la superficie de las restauraciones en odontología.

3.- De los diversos acabados estudiados, la superficie de la cerámica en fase de bizcocho es la más rugosa, y por tanto la menos adecuada para su uso en restauraciones odontológicas.

4.- La cerámica glaseada por el método extrínseco o habitual, ofrece, en el presente estudio, la superficie más lisa con perfil más regular.

5.- Con el método empleado por nosotros, el glaseado extrínseco o habitual de la cerámica Ips classic ®, presenta una superficie más suave y regular que la cerámica Vita VMK-68 ® con el mismo tipo de acabado.

6.- Ambas cerámicas pulidas y autoglaseadas, nos muestran unas superficies de perfil muy similar y comparable,

siendo además similar entre ambas cerámicas objeto de nuestro estudio.

7.- El glaseado extrínseco o habitual, con el método empleado por nosotros, es el más suave y por lo tanto el de menor capacidad para retener la placa bacteriana, y por ello ofrecerá el mejor pronóstico para las restauraciones ceramo-metálicas con este acabado.

8.- Aunque de nuestros resultados no podemos deducir datos acerca de la capacidad abrasiva de la cerámica, consideramos que la cerámica acabada con glaseado extrínseco o habitual, ofrece las mejores características para la conservación de las estructuras dentarias remanentes.

BIBLIOGRAFÍA

ADAIR Peter J. and GROSSMAN David G. (1984)

The castable ceramic crown.

Int. J. Periodont. Rest. Dent. 4: 33–45

ADAMCZYK E. and SPIENCHOWICZ E. (1990)

Plaque accumulation on crowns made of various materials

Int. J. Prosthodont. 3: 285–291

ANGLADA J.M., NOGUERAS J., ESCUÍN T.J., GASCÓN F.,
SALSENCH J. (1991)

Estudio morfológico de la superficie cerámica glaseada y
pulida. Estudio preliminar.

Archivos de Odonto–Estomatología 7(10): 523–526

BAIER R.E. and GLANTZ PO. (1978)

Characterization of oral in vivo films formed on different types
of solid surfaces

Acta Odontol. Scand. 36: 289–301

BANKS R.G. (1990)

Conservative posterior ceramic restorations: A literature review

J. Prosthet. Dent. 63: 619–626

BARGHI N., KING C.J. and DRAUGHN R.A. (1975)

A study of porcelain surfaces as utilized in fixed prosthodontics

J. Prosthet. Dent. 34: 314–319

BARGHI N., ALEXANDER L. and DRAUGHN R.A. (1976)

When to glaze– An electron microscope study

J. Prosthet. Dent. 35: 648–653

BARREIRO M.M., RIESGO O. and VICENTE E.E. (1989)

Phase identification in dental porcelains for ceramo–metallic restorations.

Dent. Mater. 5: 51–57

BESSING C. and WIKTORSSON (1983)

Comparison of two different methods of polishing porcelain

Scand. J. Dent. Res. 91:482–487

BOURRELLY G. et PRASAD A. (1989)

Le procédé Optec hsp concepts et mise en oeuvre au laboratoire.

Cah. Prothèse 68: 93-103

BRACKETT S.E. and DUCANSON M.G. (1989)

Current status and research activity of selected oral biomaterials.

Mat. Res. Soc. Symp. Proc. 110: 579-588

BRACKETT S.E., LEARY J.M., TURNER K.A. and JORDAN R.D. (1990)

An evaluation of porcelain strength and the effect of surface treatment.

J. Prosthet. Dent. 61: 446-451

BREUERM. M. and COSGROVE R. S. (1989)

The relationship between gingivitis and plaque levels.

J. Periodontol. 60: 172-175.

BUSSCHER H.J., UYEN H.M.W., STOKROOS I. y cols.
(1989)

A transmission electron microscopy study of the adsorption patterns of early developing artificial pellicles on human enamel.

Archs. Oral Biol. 34: 803–810

CAMPBELL S. D. (1989)

Evaluation of surface roughness and polishing techniques for new ceramic materials.

J. Prosthet. Dent. 61: 563–568

CAMPBELL S.D. (1989)

A comparative strength study of metal ceramic and all–ceramic esthetic materials: Modulus of rupture.

J. Prosthet. Dent. 62: 476–479

CAMPBELL S.D. (1990)

Esthetic modification of cast dental–ceramic restorations

Int. J. Prosthodont. 3: 123–129

CAPON W.A. (1891)

Porcelain Dental Art.

Dent. Cosmos 33: 268–270

CASTELLANI D. (1990)

Differential treatment planning for the single anterior crown

Int. J. Periodont. Rest. Dent. 10: 231–241

CHAN C. and WEBER H. (1986)

Plaque retention on teeth restored with full-ceramic crowns:

A comparative study

J. Prosthet. Dent. 56: 666–671

CLAUS H. (1987)

Das Hi-Ceram-Verfahren Metallfreie Kronen auf einem
Keramikgerüst.

DENTAL-LABOR XXXV(4): 479–482

CLAUS H. (1990)

Vita In-Ceram, un nuevo procedimiento para la fabricación de
armazones óxido-cerámicos para coronas y puentes.

Quintessence técnica (Ed. Española). 1(1): 21–32

COFFEY J.P., GOODKIND R.J., DeLONG R., DOUGLAS
W.H. (1985)

In vitro study of the wear characteristics of natural and artificial
teeth.

J. Prosthet. Dent. 54(2): 273–280

COOK P.A., GRISWOLD W.H. and POST A.C. (1984)

The effect of superficial colorant glaze on the surface texture
of vacuum-fired porcelain

J. Prosthet. Dent. 51: 476–484

DeLONG R., DOUGLAS W.H., SAKAGUCHI R.L. and
PINTADO M.R. (1986)

The Wear of Dental Porcelain in an Artificial Mouth.

Dent. Mater. 2: 214–219

DeLONG, SASIK, PINTADO y DOUGLAS. (1989)

The wear of enamel when opposed by ceramic systems.

Dent. Mater. 5:266–271

DeVREUGD R.T. y EISSMANN H.F. (1988)

Coronas estéticas de Recubrimiento total.

Procedimientos en el Laboratorio Dental.

Tomo II. Ed. Salvat. 1ª Edición. Barcelona. Capitulo 11.

DERAND T. (1980)

Reinforcement of porcelain crowns with silicon carbide fibers.

J. Prosthet. Dent. 43: 40-41

DONG J.K., LUTHY H., WOHLWEND A., SCHÄRER P. (1992)

Heat-Pressed Ceramics: Technology and Strength

Int. J. Prosthodont. 5(1): 9-16

EKFELDT A. and ØILO G. (1988)

Occlusal contact wear of prosthodontics materials. An in vivo study

Acta Odontol. Scand. 46: 159-169

ERICSON G., NILSON H. and BERGMAN B. (1990)

Cross-sectional study of patients fitted with fixed partial dentures with special reference to caries situation.

Scand. J. Dent. Res. 98: 8-16

EVANS D.B., BARGHI N., MALLOY C.M. and WINDELER
A.S. (1990)

The influence of condensation method on porosity and shade
of body porcelain.

J. Prosthet. Dent. 63: 380–389

FAN P.L. and STANFORD J.W. (1987)

Ceramics: their place in dentistry.

Int. Dent. J. 37: 197–200

FELTON D.A., KANOY B.E., BAYNE S.C., WIRTHMAN G.P.
(1991)

Effect of in vivo crown margin discrepancies on periodontal
health.

J. Prosthet. Dent. 65(3): 357–364

FINGER W., THIEMANN J. (1987)

Correlation between in vitro and in vivo wear of posterior
restorative materials.

Dent. Mater. 3: 280–286

FONS A., GASCON F., MALABIA J. TORRELLA F. Y GIL J.
(1988)

Evaluación de una nueva cerámica de alta resistencia y su sistema de fabricación. Un estudio preliminar.

Acta Estomatológica Valenciana 1: 3-12

FUZZI M., BONFIGLIOLI R., Di FEBO G. y cols. (1989)

Posterior porcelain inlay: Clinical procedures and laboratory technique.

Int. J. Periodont. Rest. Dent. 9: 275-287

GASCÓN F. y TORRELLA F. (1986a)

Cerámica a inyección (sistema Cerestore): Revisión de casos clínicos.

Acta Estomatológica Valenciana 1: 61-70

GASCÓN F., TORRELLA F. FONS A. (1986b)

Clasificación de las actuales cerámicas dentales utilizadas en prótesis estomatológica fija: un estudio preliminar.

Acta Estomatológica Valenciana 2: 113-120

GASCÓN F, TORRELLA F, FONS A, y cols. (1986c)
Dicor (Una nueva cerámica colada): bases de laboratorio.
Soproden 3: 141–146

GASCÓN F., FONS A., TEBAR J. y cols. (1987)
Estudio de un caso clínico tratado con un sistema de coronas
cerámicas coladas.
Acta Estomatológica Valenciana 2: 55–70

GELLER W. (1983)
Polishing porcelain makes a crown smoother, more translucent
and improves the color, says Willi Geller.
Quint. Dent. Technol. 7: 384–87

GOIRENA DE GANDARIAS F.J., SANTAMARIA ZUAZUA J.,
SOLER RUIZ J.I. y cols. (1989).
Vacunas contra la caries dental.
Revista de Actualidad Estomatológica Española 382: 27–29

GOLDSTEIN G.R., BARNHARD B.R., PENUGONDA B. (1991)
Profilometer, SEM, and visual assessment of porcelain
polishing methods.

J. Prosthet. Dent. 65(5); 627-634

GROSSMAN D.G. and WALTERS H.W. (1984)

The chemical durability of dental ceramics.

J. Dent. Res. 63: 234. Abstract nº 574

GROSSMAN David E. (1985)

Cerámicas de vidrio para vaciado.

Clinicas Odontológicas de Norte América

vol. 4. Ed. Interamericana-McGraw-Hill. Madrid. Pág 757-772

HARRIS Chapin A., AUSTEN PH.H. (1874)

L'Art du Dentiste.

Librairie J. B. Bailliére et Fils. 1ª Ed. Paris. Pág 562-566

HARSTER NADAL P. (1985)

Tecnología de la cerámica.

Rev. Española de Estomatol. 33: 387-394

HAYWOOD V.B., HEYMANN H.O., KUSY R.P., WHITLEY
J.Q. and ANDREAUS S.B. (1988)

Polishing porcelain veneers: an SEM and specular reflectance
analysis

Dent. Mater. 4: 116–121

HAYWOOD V.B., HEYMANN H.O. and SCURRIA M.S. (1989)

Effects of water, speed, and experimental instrumentation on
finishing and polishing porcelain intra-orally.

Dent. Mater. 5:185–188

HENNIES H. (1988)

Vita Hi-Ceram: un avance en el desarrollo de masas
cerámicas.

Quintessence Ed. Española 1: 597–603

HOBO S. (1982)

Distortion of occlusal porcelain during glazing

J. Prosthet. Dent. 47: 154–156

HOBO S. and IWATA T. (1985a).

Castable apatite ceramics as a new biocompatible restorative material. I. Theoretical considerations.

Quint. Int. 16: 135–141

HOBO S. and IWATA T. (1985b).

Castable apatite ceramics as a new biocompatible restorative material. II. fabrication of the restoration.

Quint. Int. 16: 207–216

HULLAH W.R. and WILLIAMS J.D. (1987)

A moulding technique for the construction of porcelain crowns.

Restorative Dentistry 3: 52–59

JACOBI R., SHILLINGBURG H.T., DUNCANSON M.G. (1991)

A comparison of the abrasiveness of six ceramic surfaces and gold.

J. Prosthet. Dent. 66(3): 303–309

JENDRESEN M.D. and GLANTZ PO. (1981)

Clinical adhesiveness of selected dental materials. An in vivo study

Acta Odontol. Scand. 39: 39–45

JONES D. and WILSON H.J. (1975)

Porosity in dental ceramics.

Brit. Dent. J. 138: 16–21

JONES D. W. (1985)

Desarrollo de la Cerámica dental. Una perspectiva histórica.

Clinicas Odontológicas de Norte América

vol. 4. Ed. Interamericana–McGraw–Hill. Madrid. Pág 647–671

KELLY J.R., CAMPBELL S.D. and BOWEN H.K. (1989)

Fracture analysis of dental ceramics.

J. Prosthet. Dent. 62: 536–541

KINZER R. L. (1964)

Porcelain inlays fabricated with a new high heat refractory investment.

J. Prosthet. Dent. 14: 980–989

KLAUSNER L.H., CARTWRIGHT C.B. and CHARBENEAU
G.T. (1982)

Polished versus autoglazed porcelain surfaces

J. Prosthet. Dent. 47: 157-162

KOIDIS P.T., SCHROEDER K., JOHNSTON W., CAMPAGNI
W. (1991)

Color consistency, plaque accumulation, and external margin
surface characteristics of the collarless metal-ceramic
restoration.

J. Prosthet. Dent. 65(3): 391-400

LAMBRECHTS P., BRAEM M., VUYLSTEKE-WAUTERS M.,
VANHERLE G. (1989)

Quantitative in vivo Wear of Human Enamel.

J. Dent. Res. 68: 1752-1759

LAND C. H. (1903a)

Porcelain Dental Art.

Dental Cosmos 45(6): 437-444

LAND C. H. (1903b)
Porcelain Dental Art. No. II.
Dental Cosmos 45: 615-620

LINDHE Jan. (1986)
Periodontología Clínica.
Ed. Panamericana. 1ª Ed., Buenos Aires, Argentina. Pág.
76-106

LOPEZ ALVAREZ J. L. (1987)
Técnicas de Laboratorio en Prótesis Fija.
1ª Ed. Madrid. Editado por el autor. Pág. 297-321 (Cap. 18).

LLISTOSELLA R. (1983a)
Evolución histórica de la cerámica.
Rev. Española de Estomatol. 31: 27-30

LLISTOSELLA R. (1983b)
Análisis de las fracturas en las restauraciones de metal-
cerámica
Estomodeo nº 1: 24-29

MACKERT JR, BUTTS MB and FAIRHURST CW. (1986)

The effect of the leucite transformation on dental porcelain expansion.

Dent. Mater. 2:32–36

MAHALICK J.A., KNAP F.J. WEITER E.J. (1971)

Occlusal Wear in prosthodontics

J. Am. Dent. Assoc. 82: 154–159

MAIR L.H. (1990)

The measurement and analysis of clinical abrasion a modified approach.

Dent. Mater. 6: 271–275

MALVA ALONSO A. y RIOBOO GARCIA R. (1981)

Epidemiología y prevención de la enfermedad periodontal.

Prevención específica. 2ª Parte.

Rev. Española de Estomatol. 29: 209–218

MARTINEZ CASTRILLO, J. M. (1915)

Diccionario general de Odontología y Arte Dental.

1ª Ed. Casa Editorial Bailly–Bailliere. Madrid. Pág. 116–117

MARTINIER P. (1898)

Manuel du Chirurgien Dentiste. Clinique de Prothese.

1^a Ed. Librairie J.-B. Bailliere et Fils. Paris. Pág. 88-90

McCULLOCH W.T. (1968)

Advances in dental ceramics.

Br. Dent. J. 124: 361-365

McINNES P.M., WENDT S.L., RETIEL D.H., WEINBERG R.

(1990)

Effect of dentin surface roughness on shear bond strength.

Dent. Mater. 6: 204-207

McLAUGHLIN G. and MORRISON J.E. (1988)

Porcelain fused to tooth-The state of the art

Restorative Dentistry. November: 90-94

McLEAN J. and HUGHES T.H. (1965)

The reinforcement of dental porcelain with metallic oxides.

Br. Dent. J. 119:251-267

McLEAN J. W. (1967)

The alumina reinforced porcelain jacket crown.

J. Am. Dent. Assoc. 75:621–628

McLEAN J. W. and SCED I.R. (1976)

The bonded alumina crown. 1. The bonding of platinum to aluminous dental porcelain using tin oxide coatings.

Aust. Dent. J. 21: 119–127

McLEAN J.W., KEDGE M.I. and HUBBARD J.R. (1976)

The bonded alumina crown. 2. Construction using the twin foil technique.

Aust. Dent. J. 21: 262–268

McLEAN J. W. (1988)

Ceramics in clinical dentistry.

Br. Dent. J. 164: 187–194

MOFFA J.P. (1988)

Porcelain Materials.

Adv. Dent. Res. 2: 3–6

MOLNAR S., McKEE J.K., MOLNAR I.M., PRZYBECK T.R.
(1983)

Tooth Wear Rates among Contemporary Australian
Aborigines.

J. Dent. Res. 62: 562–565

MONASKY G.E. and TAYLOR D.F. (1971)

Studies on the wear of porcelain, enamel and gold

J. Prosthet. Dent. 25: 299–306

MORENA R., LOCKWOOD P.E., EVANS A.L. y cols (1986)

Toughening of dental porcelain by tetragonal ZrO₂ additions.

J. Am. Ceram. Soc. 69: C 75–C 77

MORGE S., ADAMCZAK E. and LINDEN L.A. (1989)

Variation in human salivary pellicle formation on biomaterials
during the day.

Archs. Oral Biol. 34: 669–674

MORIN F., DANIEL X. et VALENTIN C.-M. (1990)

Le Slip Casting: Conception et mise en oeuvre

Cah. Prothèse 70: 19–30

MÖRMANN W.H., BRANDESTINI M., LUTZ F. y BARBAKOV

F. (1990)

Fabricación asistida por ordenador de inlays cerámicos
directos en consulta

Quint. Int. (Ed. Española) 3(3): 171-181

MORROW R.M., BROWN C.E., LARKIN J.D., BERNUI R. and

RUDD K.D. (1973)

Evaluation of methods for polishing porcelain denture teeth

J. Prosthet. Dent. 30: 222-226

NADAL VALLDAURA A. (1987)

Patología dentaria.

1ª Ed. Ed. Rondas. Barcelona. Pág. 181-206

NEWBURN Ernest. (1984)

Cariología.

Ed. Limunsa. 1ª Ed. México. Pág. 191-238

NEWITTER D.A., SCHLISSEL E.R. and WOLFF M.S. (1982)
An evaluation of adjustment and postadjustment finishing
techniques on the surface of porcelain-bonded-to-metal
crowns
J. Prosthet. Dent. 48:388-395

NEWMAN H.N. (1990)
Plaque and chronic inflammatory periodontal disease. A
question of ecology.
J. Clin. Periodontol. 17: 533-541

NORMAN R.L. (1964)
Frictional Resistance and Dental Prosthetics.
J. Prosthet. Dent. 14: 45-51

NYMAN S., LINDHE J. and JANSON J.C. (1972)
The effect of a bacterial dextranase on human dental plaque
formation and gingivitis development.
Odont. Revy 23:243-252

O'BRIEN W. J. (1985)

High Expansion Feldspar Porcelain and Magnesia Core Materials.

Ceramic Engineering and Science Proceedings 6:10–18

ØILO G. (1988)

Flexural strength and internal defects of some dental porcelains.

Acta Odontol. Scand. 46: 313–322

OLIVAR DAYDI M. (1952)

La porcelana en Europa.

Ed Seix Barral S.A. 1ª Ed. Barcelona. Pág 11, 18, 24, 27–34

PALMER D.S., BARCO M.T., PELLEU G.B., McKINNEY J.E.
(1991)

Wear of human enamel against a commercial castable ceramic restorative material.

J. Prosthet. Dent. 65(2): 192–195

PIDDOCK V., MARQUIS P.M. and WILSON H.J. (1985)

The influence of modeling fluids on the condensation and sintering of aluminous porcelain.

Quint. Dent. Technol. 9: 507-510

PIDDOCK V. and QUALTROUGH J.E. (1990)

Dental Ceramics—an update

J. Dent. 18: 227-235

QUIRYNEN M., MARECHAL M., BUSSCHER H.J.,

WEERKAMP A.H., DARIUS P.L. and VAN STEENBERGHE

D. (1990)

The influence of surface free energy and roughness on early plaque formation. An in vivo study in man.

J. Clin. Periodontol. 17: 138-144

RAIMONDO R.L., RICHARDSON J.T., WIEDNER B. (1990)

Polished versus autoglazed dental porcelain.

J. Prosthet. Dent. 64(5): 553-557



RILEY E. J., SOZIO R. B., CASTHELY F. y cols.(1975)
Precision porcelain jacket crown technique.
J. Prosthet. Dent. 34: 346–351

RIOBOO GARCIA R. (1982)
Quimioterapia de la placa bacteriana.
Rev. Española de Estomatol. 30: 335–352

RIOBOO GARCIA R., TRAVESI GOMEZ M. A., GONZALEZ
BENITEZ I. y cols (1985).
Control de la placa bacteriana y clorhexidina.
Rev. Española de Estomatol. 33: 79–92

ROSENTIEL S.F. and PORTER S.S. (1989)
Apparent fracture toughness of metal–ceramic restorations
with different manipulative variables
J. Prosthet. Dent. 61: 185–191

ROSENTIEL S.F., BAIKER M.A. and JOHNSTON W.M. (1989)
A comparison of glazed and polished dental porcelain
Int. J. Prosthodont. 2: 524–529

SCHLISSEL E.R., NEWITTER D.A., RENNER R.R. and
GWINNETT A.J. (1980)

An evaluation of postadjustment polishing techniques for
porcelain denture teeth

J. Prosthet. Dent. 43: 258–265

SCHWARTZ J.R. (1940)

Modern methods of tooth replacement.

Dent. Items Interest. 62: 649–659, 860–865, 958–967,
1054–1059

SEGHI R.R., ROSENTIEL S.F., BAUER P. (1991)

Abrasion of Human enamel by Different Dental Ceramics in
vitro.

J. Dent. Res. 70(3): 221–225

SHAVELL H.M. (1990)

The bioesthetics of complete porcelain occlusal rehabilitation
using the Sunrise ceramic system: A case report

Int. J. Periodont. Res. Dent. 10: 257–279

SIMON J., FEUILLERAT B., RIVOIRE G. et KRAFT JL. (1987)

Le polissage: Technique de finition des éléments céramiques

Cah. Prothese 15: 119–129

SMITH G.A. and WILSON N.H.F. (1981)

The surface finish of trimmed porcelain

Br. Dent. J. 151: 222–224

SORENSEN J. A. and TORRES T. J. (1988)

Improved color matching of metal–ceramic restorations. Part

III: Innovations in porcelain application.

J. Prosthet. Dent. 59: 1–7

SORENSEN J.A. (1989)

A rationale for comparison of plaque retaining properties of crown systems.

J. Prosthet. Dent. 62: 264–269.

SOUTHAN D. E. and JORGENSEN K. D. (1972a).

Precise porcelain jacket crowns.

Aust. Dent. J. 17: 268–273

SOUTHAN D. E. and JORGENSEN K. D. (1972b).

Faulty porcelain jacket crowns.

Aust. Dent. J. 17: 436–440

SOUTHAN D. E. and JORGENSEN K. D. (1973).

An explanation for the internal faults in porcelain jacket crowns.

Aust. Dent. J. 18: 152–156

SOUTHAN D. E.(1987a)

Factors affecting the translucency of dental porcelain.

Quint. Int. 18: 197–202

SOUTHAN D. E.(1987b)

The previous refractory die technique for fabricating porcelain crowns and fixed partial dentures.

Quint. Int. 18: 643–644

SOZIO R. B. and RILEY E. J. (1983)

The shrink-free ceramic crown.

J. Prosthet. Dent. 49: 182–187

SOZIO R. B. and RILEY E. J. (1985)

Cerámica sin contracción (no contráctil).

Clinicas Odontológicas de Norte América

vol. 4. Ed. Interamericana–McGraw–Hill. Madrid. Pág 737–749

STEIN RS. (1984)

Normas periodontales para la construcción de coronas
ceramometálicas.

Archivos de Odonto–Estomatología 4:285–293

STRAUSSBERG G., KATZ G. and KUWATA M. (1966)

Design of gold supporting structures for fused porcelain
restorations.

J. Prosthet. Dent. 16: 928–936

STRUB J.R., STIFFLER S. and SCHÄRER P. (1988)

Causes of failure following oral rehabilitation: biological versus
technical factors

Quint. Int. 19: 215–222

SUCKERT R. (1988)

Cerámica total para la elaboración de prótesis estéticamente exigentes. El sistema Optec HSP biocompatible, práctico y natural.

Soprodén 4: 201–205

SULIK W.D. and PLEKAVICH E.J. (1981)

Surface finishing of dental porcelain

J. Prosthet. Dent. 46: 217–221

SWARTZ M.L. and PHILLIPS R.W. (1957)

Comparison of bacterial accumulations on rough and smooth enamel surfaces

J. Periodontol. 28: 304–307

TAIRA M., WAKASA K., YAMAKI M. and MATSUI A. (1990)

Dental cutting behavior of mica-based and apatite-based machinable glass-ceramics

J. Oral Rehabilitation 17: 461–472

TEAFORD M.F., TYLEND A.C.A. (1991)

A New Approach to the Study of Tooth Wear

J. Dent. Res. 70(3): 204-207

TRIPODAKIS A.P. and CONSTANTINIDES A.Q. (1990)

Tissue response under hyperpressure from convex pontics

Int. J. Periodont. Res. Dent. 10: 408-414

UBASSY G. (1990)

Características de las estructuras naturales de la superficie dental. Pulido mecánico en lugar de glaseado (I).

Quintessence técnica 1(2): 104-113

UBASSY G. (1991)

Características de las estructuras naturales de la superficie dental. Pulido mecánico en lugar de esmaltado (II).

Quintessence técnica 2(1): 34-44

UCEDA M. y RODRIGUEZ J.P. (1984)

¿Desde cuándo la cerámica dental?

Estomodeo 7: 33-41

VAN DER ZEL J. (1989)

Aspectos materiales para la técnica de inlays y onlays de porcelana.

Soprodén vol. V pág: 47–53

VICKERY R.C., BADINELLI L.A. and WALTKE R.W. (1969)

The direct fabrication of restorations without foil on a refractory die.

J. Prosthet. Dent. 21: 227–234

WAERHAUG J. (1956)

Effect of rough surfaces upon gingival tissue

J. Dent. Res. 35: 323–325

WILEY M.G. (1989)

Effects of Porcelain on Occluding Surfaces of Restored Teeth

J. Prosthet. Dent. 61: 133–136

WILLEMS G., LAMBRECHTS P., BRAEM M. y COLS. (1991)

The surface of Enamel-to-Enamel Contact Areas Compared with the Intrinsic Roughness of Dental Resin Composites.

J. Dent. Res. 70(9): 1299–1305

WILSON F., HEATH J.R., WATTS D.C. (1990)

Finishing composite restorative materials.

J. Oral Rehabil. 17: 79–87

WISE M.D. and DYKEMA R.W. (1975)

The plaque-retaining capacity of four dental materials

J. Prosthet. Dent. 33: 178–190

WOHLWEND A., SCHÄRER P. (1991)

La técnica Empress. Un nuevo procedimiento para la confección de coronas, incrustaciones y carillas totalmente cerámicas.

Quintessence técnica 2(5): 325–336

WUNDERLICH R.C. y CAFFESSE R.G. (1985)

Clinicas Odontológicas de Norte América

vol. 4. Ed. Interamericana–McGraw–Hill. Madrid. Pág 725–735

XHONGA F.A., WOLCOTT R.B., SOGNAES R.F. (1972)

Dental Erosion. II. Clinical Measurements of Dental Erosion Progress.

J. Am. Dent. Assoc. 84: 577–582

ZALKIND M., LAUER S. and STERN N. (1986)

Porcelain surface texture after reduction and natural glazing.

J. Prosthet. Dent. 55: 30-33