

UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA
Departamento de Estomatología I



**AJUSTE DE ESTRUCTURAS
COLADAS PARA PRÓTESIS FIJA
SOBRE PILARES PREFABRICADOS
DE IMPLANTES DENTALES**

**MEMORIA PRESENTADA PARA OPTAR AL GRADO DE
DOCTOR POR**

Raquel Castillo de Oyagüe

Bajo la dirección del Doctor:

Andrés Sánchez Turrión

Madrid, 2004

ISBN: 84-669-2619-4



UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

DEPARTAMENTO DE ESTOMATOLOGÍA I

(PRÓTESIS BUCOFACIAL)

**AJUSTE DE ESTRUCTURAS
COLADAS PARA PRÓTESIS FIJA
SOBRE PILARES PREFABRICADOS
DE IMPLANTES DENTALES**

TESIS DOCTORAL

RAQUEL CASTILLO DE OYAGÜE

2004

**AJUSTE DE ESTRUCTURAS
COLADAS PARA PRÓTESIS FIJA
SOBRE PILARES PREFABRICADOS
DE IMPLANTES DENTALES**

Trabajo de investigación para optar al Grado de Doctora en
Odontología por la Universidad Complutense de Madrid que presenta:

Raquel Castillo de Oyagüe

Director:

Prof. Dr. D. Andrés Sánchez Turrión
Profesor Titular del Departamento de Estomatología I
(Prótesis Bucofacial)
Facultad de Odontología
Universidad Complutense de Madrid

Madrid, 2004

AGRADECIMIENTOS

En primer lugar a mi tutor, el Prof. Sánchez Turrión, director del presente trabajo de investigación, por su inestimable contribución en la elaboración del mismo, sus enseñanzas, su amistad y su apoyo demostrado durante estos años tanto en lo académico como en lo humano.

A todos mis compañeros, profesores y alumnos del Departamento de Prótesis Bucofacial de la Facultad de Odontología de la U.C.M. por la oportunidad que me brindan de poder formarme y colaborar con ellos cada día.

Al Dr. Serrano Madrigal por sus buenos consejos, tanto en este proyecto como en el trabajo diario.

A D. Ángel Molina de Ivoclarvivadent ® que nos ha proporcionado desinteresadamente la aleación de cobalto-cromo para el colado de las estructuras.

A Dña. Marcela y Dña. Dunia Gil Ridau y a D. Joaquín Portella de Microdent System Implant ®, que de igual forma nos han cedido pilares, análogos, calcinables y todos los componentes implantológico-protésicos que hemos utilizado.

A D. Lorenzo Del Río, protésico del Departamento de Estomatología I de la Facultad de Odontología de la U.C.M., por su paciencia, asesoramiento y cuidadoso trabajo en la parte técnica de este proyecto.

A D. Roberto Teruel, Jefe de Laboratorio de la Unidad de Metalotecnia y Microscopía Electrónica de la Fundación Tekniker ®, por haber aportado a nuestro estudio su amplio conocimiento y experiencia en el campo de la microscopía electrónica.

A D. Ricardo García del Centro de Proceso de Datos, Servicio de Apoyo a la Investigación del Área de Informática y Comunicaciones de la U.C.M., por su ayuda en la parte estadística.

A Jesús Celada, Juan Diego Martínez, Javier Fabián, Lara Rodríguez y Marian Morancho por sus ideas, aportaciones y amistad demostrada; así como a todas aquellas personas que de alguna forma han contribuido a la realización de este estudio.

DEDICATORIA

*A mis padres, Isidro y Aurora, a mis hermanos
Daniel y Eduardo, y a Jorge; porque con
vuestro amor y vuestro apoyo constante hacéis
que nunca me sienta sola.*

- ÍNDICE -

ÍNDICE

<i>CONTENIDOS</i>	<i>PÁGINAS</i>
1. INTRODUCCIÓN	10
1.1. BIOMECÁNICA EN PRÓTESIS SOBRE IMPLANTES.....	14
1.1.1. PRÓTESIS ATORNILLADAS SOBRE IMPLANTES.....	17
1.2.1. PRÓTESIS CEMENTADAS SOBRE IMPLANTES.....	18
1.2. SITUACIÓN ACTUAL RESPECTO AL AJUSTE PASIVO	19
1.2.1. INFLUENCIA DEL CEMENTADO EN EL AJUSTE.....	21
1.2.2. SISTEMAS DE VALORACIÓN DEL AJUSTE	24
1.3. ALEACIONES EN IMPLANTOPRÓTESIS	25
1.3.1. CONCEPTO DE ALEACIÓN	25
1.3.2. CLASIFICACIÓN DE LAS ALEACIONES DENTALES	26
1.3.3. PROPIEDADES DE LAS ALEACIONES DENTALES.....	27
1.4. ALEACIONES DE Co-Cr, Ti Y Pd-Au	28
1.4.1. ALEACIONES DE COBALTO-CROMO	28
1.4.2. ALEACIONES DE TITANIO	32
1.4.3. ALEACIONES DE PALADIO-ORO	37
2. ANTECEDENTES Y JUSTIFICACIÓN	40
3. OBJETIVOS	42
4. REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA	44

5. MATERIAL Y MÉTODO	48
5.1. CONFECCIÓN DE LOS COLADOS	49
5.1.1. SOPORTE METÁLICO Y PILARES	49
5.1.2. OBTENCIÓN DE COLADOS DE CO-CR	52
5.1.3. OBTENCIÓN DE COLADOS DE TITANIO	61
5.1.4. OBTENCIÓN DE COLADOS DE PALADIO-ORO	71
5.2. NUMERACIÓN-CLASIFICACIÓN DE LOS COLADOS	75
5.3. CEMENTADO DE LOS COLADOS	76
5.4. MEDICIÓN DEL DESAJUSTE VERTICAL	83
5.4.1. EQUIPO DE MEDICIÓN	84
5.4.2. PREPARACIÓN DE LAS PROBETAS	89
5.4.3. ANÁLISIS DE IMAGEN	89
5.5. TRATAMIENTO ESTADÍSTICO DE LOS DATOS	102
6. RESULTADOS	103
6.1. DISTRIBUCIÓN DE LOS DATOS OBTENIDOS	104
6.2. ESTADÍSTICA DESCRIPTIVA	105
6.2.1. RESULTADOS DEL ANÁLISIS UNIVARIADO	105
6.2.2. ESTUDIO DESCRIPTIVO POR ALEACIÓN	107
6.2.3. ESTUDIO DESCRIPTIVO POR DISEÑO	107
6.2.4. ESTUDIO DESCRIPTIVO POR ALEACIÓN Y DISEÑO	108

6.3. ESTADÍSTICA INFERENCIAL	109
6.3.1. ANÁLISIS INFERENCIAL POR ALEACIÓN	109
6.3.2. ANÁLISIS INFERENCIAL POR DISEÑO	112
6.3.3. ANÁLISIS INFERENCIAL POR ALEACIÓN Y DISEÑO	116
7. DISCUSIÓN	123
7.1. ALEACIÓN	125
7.2. DISEÑO	132
7.3. ALEACIÓN Y DISEÑO	134
8. CONCLUSIONES	135
9. BIBLIOGRAFÍA	137
10. APÉNDICE	158
10.1. PLANOS DE LAS MORDAZAS	159
10.2. PRUEBAS ESTADÍSTICAS	163

1. INTRODUCCIÓN

1. INTRODUCCIÓN

Quizá la mutilación más frecuente que ha venido sufriendo la humanidad a lo largo de la historia sea la edentación total o parcial, con la consecuencia doble de alterar no sólo la estética dentofacial, sino además funciones tan esenciales como la masticación, la deglución y la fonación. Desde los tiempos más antiguos, el hombre ha procurado reponer las ausencias dentarias, empleando gran variedad de materiales y procedimientos, que se han visto modificados en las últimas décadas ¹.

No podemos obviar que el acontecimiento odontológico más importante en este sentido, de nuestro siglo, es sin lugar a dudas, la sustitución de piezas dentarias perdidas por otras artificiales implantadas en los huesos maxilares. Este hecho está sustentado en la osteointegración o “fenómeno consistente en la conexión directa, estructural y fisiológica entre el hueso vivo ordenado y la superficie de un implante sometido a carga funcional” ², término acuñado por Branemark hacia el año 1.952. Este proceso fue fruto de un hallazgo casual, al no poder extraer sin fracturar el hueso, un microscopio de titanio que había introducido en la diáfisis de un animal de experimentación para estudiar su vascularización, ya que las láminas de titanio de la microcámara se habían integrado en el hueso mediante uniones desmosómicas ¹.

Cuando comienza la utilización clínica de los implantes hacia 1.965 como una modalidad terapéutica en odontología para la rehabilitación protética del edentulismo, en principio se consideraba limitada a los casos de ausencias dentarias completas mandibulares. De este modo, los implantes planteaban una alternativa protésica en aquellas situaciones difíciles de desdentados totales con acusada reabsorción del reborde residual mediante sobredentaduras. A medida que se fueron realizando estudios clínicos, las indicaciones fueron ampliándose a sobredentaduras superiores, rehabilitaciones fijas

totales tanto inferiores como superiores, siguiendo con casos de edentulismo parcial ³ hasta llegar a las reposiciones unitarias, técnica empleada por Jemt ⁴ en torno a 1.985.

La prótesis sobre implantes se ha desarrollado tanto durante los últimos años que hoy resulta tan predecible como cualquier otro procedimiento protésico convencional a la hora de reemplazar dientes ausentes. Misch defiende que cuando un puente fijo de tres piezas sobre dientes naturales se confecciona con una planificación, diseño y sistemática correctas, a los diez años tendría un índice de supervivencia del 70 al 75%. El fracaso se debería a caries, descementado de la prótesis o fractura del material de recubrimiento; sin olvidar que cada vez que se repite un puente, los pilares se encuentran más deteriorados y las posibilidades de éxito son menores. Mientras que un implante unitario bien colocado, a los diez años ofrecería un índice de éxito del 90 al 95%. En estos casos los fracasos estarían ocasionados por la fractura de la prótesis o sus componentes, junto a la pérdida ósea periimplantaria. Teniendo en cuenta lo anterior podríamos afirmar que las prótesis parciales fijas sobre implantes cuentan con unos índices de supervivencia a los diez años iguales o superiores a los de las prótesis parciales fijas convencionales ³. Por tanto, tal y como se ha venido constatando a lo largo de varias décadas, las prótesis sobre fijaciones de titanio proporcionan un éxito clínico mantenido ⁵⁻⁹.

Es necesario considerar que una rehabilitación sobre implantes no sólo repone coronas clínicas, sino que además, entre otros aspectos, restaura el proceso alveolar reabsorbido, el soporte de labios y mejillas y la dimensión vertical; abre el istmo de las fauces para facilitar la deglución; proporciona la longitud adecuada a la musculatura facial y posiciona la mandíbula en una articulación fisiológica ¹⁰.

Es importante conocer claramente cuál es la misión última del implante, de forma que no sea entendido como un simple sustituto del diente perdido, sino como elemento retenedor de una restauración o supraestructura protésica. Garber y Belser ¹¹ han descrito

este concepto como “colocación del implante por la restauración” y “desarrollo de la localización guiada de la restauración”. La prótesis no debe entenderse como una extensión del implante, sino que es el implante el que se extiende como una prolongación de la supraestructura ubicada en forma óptima¹². De este modo los implantes ofrecen una nueva vía de anclaje para las prótesis, por lo que será el prostodoncista quien deberá diseñar y orientar el tratamiento en todas sus fases, consensuando sus opiniones con el cirujano y el técnico del laboratorio para un correcto trabajo en equipo. Debido a que el prostodoncista se responsabiliza desde un principio en adquirir un compromiso con el paciente; es muy importante que seleccione adecuadamente el caso y dirija una correcta planificación del tratamiento, puesto que él será el profesional a quien el paciente atribuirá en última instancia el éxito o fallo futuro de la rehabilitación. Teniendo en cuenta que la mayoría de los fracasos que se producen en este tipo de tratamientos están causados por una mala planificación, tras realizar un exhaustivo estudio del caso y antes de que el paciente se someta a la cirugía, el prostodoncista debe decidir, en función de las pruebas diagnósticas: el tipo de supraestructura protésica, la clase, número y situación de los implantes y el modelo oclusal que le dará a la prótesis para una adecuada rehabilitación del paciente^{13, 14}.

Todo lo expuesto revela que nos encontramos en un momento importante en el desarrollo de la prótesis sobre implantes, en el que se está produciendo una concentración en el estudio de los componentes de anclaje y aditamentos protésicos. Dado el creciente número de pacientes que solicitan prótesis bucales retenidas por implantes, es necesaria una visión crítica y extensa de las posibilidades terapéuticas disponibles en el presente¹⁵. El incremento del bienestar social y de la esperanza de vida; los avances de la medicina que permiten controlar enfermedades endocrinas y cardiovasculares (posibilitando procedimientos quirúrgicos antes impensables), así como los elevados índices de éxito que

proporcionan las prótesis sobre implantes, hacen pensar que esta ciencia continuará perfeccionándose y ofreciendo soluciones a una amplia demanda de pacientes.

Sin embargo, para conseguir una rehabilitación implantológica duradera han de tenerse en cuenta muchos factores tanto de forma aislada como global ¹⁶. Precisamente uno de los objetivos importantes en este sentido es la consecución de un ajuste pasivo de la estructura colada, que a su vez favorece un comportamiento biomecánico apropiado de la restauración. La durabilidad de una implantoprótesis está relacionada en gran medida con el ajuste de los elementos que la integran y las propiedades biomecánicas asociadas al conjunto que forman sus componentes, es decir; su capacidad de responder como un todo frente a las fuerzas a las que la rehabilitación va a ser sometida.

Dado que el presente trabajo de investigación se centra en el estudio del ajuste de estructuras coladas sobre pilares prefabricados de implantes para cementado, y una vez subrayada la repercusión del ajuste pasivo sobre la biomecánica de la implantoprótesis, consideramos oportuno sintetizar en este apartado el concepto de biomecánica y los principios sobre los que se fundamenta para comprender en qué grado y de qué forma el ajuste puede influir en la misma.

1.1. BIOMECÁNICA EN PRÓTESIS FIJA SOBRE IMPLANTES

La biomecánica se basa en la aplicación de los principios y métodos físicos a los sistemas biológicos y determina las cargas y deformaciones que tienen lugar en el complejo estomatognático como resultado de la actuación de fuerzas funcionales y parafuncionales.

Cuando se inserta un implante se crean unas relaciones definitivas de emplazamiento, eje y profundidad de la fijación. De este modo, y a pesar de que el nivel de carga tolerable del lecho óseo periimplantario no se conoce con exactitud, todas las

restauraciones protésicas implantosoportadas se rigen por un mismo principio: para obtener una supraestructura con funcionamiento biomecánico óptimo, es imprescindible situar los implantes en la arcada de un modo estático y favorable desde el punto de vista técnico y protésico, lo que evidencia una vez más la importancia de la planificación ¹⁷.

Aunque la probabilidad de una respuesta adaptativa de la interfase oseointimplantaria frente a las cargas oclusales todavía resulte un tanto desconocida (sobre todo en los estadíos iniciales), en el momento actual podemos constatar que la osteointegración es un hecho cierto y unánimemente aceptado; pero no debemos olvidar, como señaló el Prof. Albrektsson en 1.995 (citado por Hobo) ¹⁸, que depende de una serie de características como: biocompatibilidad de la fijación, diseño, superficie del implante, estado del lecho óseo, técnica quirúrgica y cargas a las que va a ser sometido el implante.

Está demostrado que el mayor porcentaje de pérdida de implantes se registra en el primer año de vida después de ser descubiertos, concretamente entre el segundo y el noveno mes, es decir, cuando se cargan los implantes o cuando se les transmiten fuerzas a los mismos ², lo que justifica la trascendencia de la confección de una prótesis correcta. Por tanto, la biomecánica clínica guarda una importante relación con la viabilidad a largo plazo de los implantes dentales y los componentes protésicos de la restauración.

Se puede considerar que la biomecánica de las supraestructuras protésicas consiste en el comportamiento físico de las prótesis fundamentado en tres principios ^{3, 13}: retención, soporte y estabilidad. A continuación se describe cada uno de ellos para el caso de las prótesis fijas implantosoportadas.

a/ Retención, definida como la capacidad que deben poseer las prótesis para que no se produzca su extrusión, y por tanto su desestabilización en el sentido de inserción. Entre los principales aspectos que influyen en la retención, resistencia y asentamiento de las prótesis fijas sobre los pilares de implantes, destacan los siguientes ¹⁵:

- Resistencia de los pilares, que se opone al desprendimiento de las prótesis bajo las fuerzas ejercidas en dirección apical, oblicua y horizontal. Las causas que con mayor frecuencia provocan el aflojamiento de las prótesis con relación a la resistencia, suelen ser la presencia de espacios muy separados y extremos libres o cantiléver, la unión de pilares naturales móviles a implantes, las cargas de desviación, las cargas horizontales resultantes del diseño oclusal y los hábitos parafuncionales, sobre todo el bruxismo.

- Convergencia de las paredes del pilar, para la cuál se establece un valor óptimo de entre 6 y 8 grados. Una convergencia inferior a 6 grados plantea problemas en el asentamiento, mientras que cuando supera 8 grados determina una pérdida de retención.

- Superficie, altura y rugosidad, siendo mayor la retención en la medida que aumentan la superficie y la altura del pilar. Un pilar de implante para cemento suele tener un diámetro de 4 mm (lo que supone un grosor mínimo, ya que equivale a un incisivo inferior preparado), y una altura de 5 a 7 mm. Un incremento de dos milímetros en la altura, supone un aumento del 40% en la retención. En rehabilitaciones cementadas, la rugosidad superficial es otro factor que potencia la retención de la supraestructura. (Se estima que la rugosidad adecuada es de aproximadamente 0,2 μm). Algunos pilares para cemento vienen preparados con unas rieleras separadas un milímetro entre sí, lo que además de favorecer la retención, ayuda a determinar la altura correcta de los pilares.

- Vía de inserción, que se hace más compleja cuanto mayor es el número de pilares, puesto que difícilmente todos ellos presentarán un paralelismo absoluto.

b/ Soporte o capacidad que tienen las prótesis para resistir las fuerzas de intrusión que actúan sobre ellas. En el caso de las prótesis fijas sobre implantes, el soporte viene dado por los implantes y por la densidad ósea del maxilar en que se han colocado las fijaciones. Es importante subrayar que la necesidad de lograr un soporte adecuado para las restauraciones posteriores puede requerir el uso de fijaciones anchas o de implantes

angostos unidos con el fin de incrementar la superficie de contacto hueso-implante. La decisión que se tome dependerá de ciertos condicionantes; entre ellos el espesor del reborde alveolar, la altura del hueso disponible para el implante, y la longitud clínica de la corona ^{3, 13}.

c/ Estabilidad o capacidad de las prótesis de oponerse a fuerzas horizontales o de cizallamiento y rotación. En las prótesis fijas la estabilidad disminuye cuando aparecen extensiones en voladizo, ménsulas o cantiléver, que generan tracción y torque en las fijaciones, de modo que en las atornilladas aumenta la probabilidad de fractura del tornillo de retención protésico ¹⁹. El modelo oclusal mutuamente protegido con el que suelen realizarse las rehabilitaciones fijas sobre implantes contribuye en buena medida a la estabilidad ²⁰.

Las prótesis fijas sobre implantes presentan un comportamiento biomecánico distinto en función del propio sistema de unión de la supraestructura a los pilares, ya sean tornillos o cemento, lo que justifica el hecho de que ambos tipos de rehabilitación presenten diferentes ventajas e inconvenientes en cuanto a su respuesta a las cargas.

1.1.1. PRÓTESIS ATORNILLADAS SOBRE IMPLANTES

Por el tipo de diseño de la supraestructura, el sistema atornillado presenta una serie de inconvenientes en cuanto a su funcionamiento biomecánico. La mayor desventaja de las prótesis atornilladas es la dificultad para lograr un ajuste totalmente pasivo sobre los pilares, especialmente en restauraciones extensas ^{15, 21}. La falta de ajuste completamente pasivo en las implantoprótesis atornilladas, crea tensiones y puntos de fulcro que originan fracturas o pérdida de tornillos y transmiten estrés a la supraestructura protésica o a la propia interfase hueso-implante ²². Según Misch ³, cuanto mayor es el número de pilares, más difícil es obtener una estructura atornillada pasiva.

En las prótesis atornilladas sobre implantes, la oclusión puede verse interferida por las chimeneas de salida de los tornillos de fijación^{3, 15}, ya que interrumpen la cara oclusal y son obturadas con un material de propiedades mecánicas diferentes en cuanto a resistencia y desgaste de las del resto de la supraestructura. Estas prótesis requieren un continuo seguimiento desde el punto de vista biomecánico, para controlar la fractura de los tornillos, el desajuste de los componentes de la rehabilitación y otros factores que puedan desestabilizar su equilibrio biodinámico. Cada vez que un tornillo vibra debido a una holgura, el resto de los pilares sufren una fuerza extra, que consiste en un aumento del momento y de las cargas de desviación y en fuerzas adicionales sobre los restantes contrafuertes. Entre un 20 y un 50% de las prótesis atornilladas experimentan fracasos durante los seis primeros meses de funcionamiento, sin embargo los resultados procedentes de pruebas clínicas señalan que no llegan a un 5% las prótesis cementadas que sufren estos movimientos²².

1.1.2. PRÓTESIS CEMENTADAS SOBRE IMPLANTES

Las prótesis cementadas implantosoportadas ofrecen importantes ventajas desde el punto de vista biomecánico respecto de las atornilladas. La supraestructura de las prótesis fijas cementadas es inmóvil y pasiva, gracias a que el cementado favorece su pasividad²³⁻²⁶. Estas prótesis, en virtud de su diseño, facilitan la carga axial de los implantes y la estabilidad oclusal de la rehabilitación, ya que la superficie masticatoria de las piezas posteriores de la supraestructura reproduce la anatomía de los dientes naturales^{3, 13-15}.

1.2. SITUACIÓN ACTUAL RESPECTO AL AJUSTE PASIVO

La rehabilitación con implantes dentales, pese a ser una práctica programada y reglada no está exenta de complicaciones, que pueden presentarse en cualquier estadio del tratamiento. En la fase quirúrgica, los principales problemas son el fallo o no consecución de la osteointegración, la pérdida ósea periimplantaria y la posición y eje de inserción inadecuados del implante. Por otra parte, las razones más frecuentes de los fracasos de origen prostodóncico son la carga oclusal poco favorable y no axializada en la dirección del eje del implante, y la falta de ajuste pasivo de las estructuras sobre los pilares ²⁷⁻²⁹.

Es conveniente subrayar la importancia de los problemas que presentan las estructuras metálicas empleadas en este tipo de rehabilitaciones.

Uno de ellos son las deformaciones plásticas o permanentes de las supraestructuras, dado que éstas no son capaces de soportar adecuadamente las cargas a las que son sometidas. Como consecuencia se produce una indeseable transmisión de fuerzas a los implantes, lo que puede provocar aflojamiento de tornillos, y fractura de las restauraciones por estrés o sobrecarga. Para impedirlo, se seleccionarán aleaciones de elevado módulo y límite elástico que eviten la deformación plástica y elástica, ante las fuerzas del complejo estomatognático. El segundo problema importante, es la falta de ajuste pasivo de la estructura sobre los pilares. El concepto de ajuste pasivo en implantoprótesis cementada se ha definido como “el contacto circunferencial y simultáneo de todos los pilares sobre sus respectivos implantes y de la prótesis sobre sus respectivos pilares ³⁰”.

Tras la aparición de la implantoprótesis, Weinberg ³¹ postuló que el ajuste inexacto de las piezas coladas podría conllevar fallos mecánicos de la restauración (tanto del armazón metálico ³² como del material de recubrimiento estético), de los componentes o de los propios implantes, además de inducir pérdida ósea periimplantaria debido a la incorrecta disipación de las tensiones ³³.

No obstante, otros autores como Jemt y Book ³⁴ no encontraron correlación significativa entre la falta de ajuste en las prótesis sobre implantes y la pérdida ósea, si bien evidenciaron la fatiga a la que se veían sometidas las rehabilitaciones desajustadas. Algunos estudios incluso han revelado una cierta capacidad de adaptación o tolerancia del hueso al desajuste de las supraestructuras de implantes ³⁵.

Aún falta por determinar en qué medida el desajuste puede llegar a provocar un fallo de la osteointegración, así como el nivel concreto de discrepancia tolerada en prótesis fija convencional e implantosoportada, ya que los valores establecidos por los distintos autores han sido enunciados siempre de forma empírica.

Por otra parte, en prótesis sobre implantes, dichos rangos de desajuste, suelen referirse a supraestructuras atornilladas, cuyos principios de confección, inserción en boca y comportamiento biomecánico difieren absolutamente de los relacionados con las implantoprótesis fijas cementadas.

A continuación, y con carácter meramente ilustrativo se citan algunos de estos trabajos, siempre subrayando la inconveniencia de extrapolar los intervalos de desajuste que consideran aceptables como criterios de inclusión en sus estudios; al ámbito de las implantoprótesis fijas cementadas, las cuáles se asemejan más a las prótesis convencionales dentosoportadas en cuanto a su elaboración, instauración y funcionamiento. Así, en los tratamientos con *implantoprótesis fijas atornilladas*, se han admitido clásicamente los siguientes rangos de desajuste para considerar que una supraestructura tiene un ajuste pasivo sobre su respectivo pilar:

-*Branemark (citado por Kan* ³⁶), que en 1.983 fue el primer autor que definió el concepto de asentamiento pasivo, consideró en 10 micras el máximo desajuste que permitía la maduración y remodelación ósea adecuada para responder a las cargas oclusales.

- *Klineberg y Murray*³⁷ en 1.985, definieron sus propios criterios, en función de los cuáles admitían una discrepancia vertical máxima de 30 micras entre el borde superior del margen del pilar y el inferior de la estructura al menos en el 90% de la longitud de la circunferencia. Este principio ha sido considerado como baremo de desajuste por la mayoría de autores, como *Cañada*³⁸ o *Blázquez*³⁹ en sus trabajos experimentales³⁸⁻⁴⁰.

- *Millington y Leung*⁴¹ además de demostrar mediante estudios in vitro que discrepancias de tan sólo 6 micras determinaban la aparición de tensiones en el margen de la rehabilitación; comprobaron que con desajustes superiores a 50 micras los tornillos transoclusales de las prótesis atornilladas no pueden hacer contactar los cilindros del armazón metálico con los pilares a nivel del hombro^{41,42}.

1.2.1. INFLUENCIA DEL CEMENTADO EN EL AJUSTE

*Taylor*²⁵, en su artículo de revisión sobre el ajuste pasivo de las prótesis fijas implantosoportadas, concluía que las prótesis cementadas tienen el potencial de garantizar el ajuste pasivo dado que la ausencia de tornillos de conexión de las prótesis a los pilares elimina el estrés introducido en el sistema al atornillar la estructura. Añadía que si el procedimiento de cementado se realizaba meticulosamente, el agente cementante no sólo no debería empeorar el ajuste, sino que además contribuiría a compensar las ligeras discrepancias inevitablemente generadas durante el colado^{25,26}. Por su parte, *Guichet*²⁴ en otro estudio de similares características, no encontró diferencias significativas en cuanto a la apertura marginal en ambos tipos de estructuras de forma previa a su fijación, si bien observó que el 80% de las prótesis cementadas presentaban respecto de las atornilladas, niveles menores de estrés frente a la aplicación de cargas y una distribución mejor y más uniforme de las fuerzas a lo largo del sistema implante-prótesis.

En la actualidad, podemos afirmar que aún no se ha encontrado un sistema de unión ideal entre prótesis e implantes, ya sean tornillos o cemento, por lo que el campo de investigación está abierto en este sentido ¹⁵.

El cementado, tanto en prótesis fija convencional como en prótesis implantosoportada, constituye la última fase del tratamiento rehabilitador que termina con la inserción de las restauraciones en boca. Su importancia radica en la íntima relación que guarda con la retención, la resistencia, el sellado marginal y el éxito final de las rehabilitaciones ⁴³⁻⁴⁵. No obstante, hoy sabemos que el cemento ejerce más influencia sobre la resistencia que sobre la retención, ya que su papel es incrementar la fricción entre la superficie de la restauración y el pilar; mientras que la retención parece depender en mayor medida de la geometría y dimensiones del propio pilar ^{15, 46, 47}.

La mayor complicación consustancial al proceso de cementado es el asiento incompleto de las estructuras sobre sus respectivos pilares. Este factor determina una disminución de la retención y un incremento de la discrepancia marginal, que a su vez favorecen la disolución del propio cemento, la aparición de alteraciones oclusales y periodontales y, en última instancia, pueden desencadenar el fracaso de la restauración ^{43-45, 48}.

Es conocido que el asentamiento incompleto de las prótesis cementadas con frecuencia está originado no sólo por las alteraciones del colado, sino además por la concatenación de variables como la cantidad, viscosidad y espesor del agente cementante, el lugar de aplicación del mismo, la uniformidad en su distribución, la fuerza ejercida, la duración del procedimiento e incluso las condiciones medioambientales de humedad y temperatura ^{43, 44, 48-55}. Si el método de cementado no es correcto, el resultado suele traducirse en un aumento de la presión hidráulica en la superficie oclusal del pilar que imposibilita la inserción correcta de la prótesis ^{43, 44}. Para evitar o al menos minimizar el

efecto indeseable de la presión hidráulica, se han ido modificando los procedimientos^{49, 52, 56}. Actualmente la mayoría de los autores abogan por realizar el cementado con una capa fina de material aplicada sobre las paredes axiales del pilar respetando una cierta distancia al margen, ya que según trabajos publicados, como los de Suárez⁴³ y Salido⁴⁴, parecen obtenerse así mejores valores de retención y sellado de las estructuras una vez cementadas^{43, 53}. En cuanto al tipo de cemento ideal, actualmente no existe unanimidad de criterio. A este respecto se han publicado datos contradictorios sobre discrepancias marginales obtenidas con diferentes cementos^{45, 57-61}. Dado que no contamos con un agente cementante que reúna las condiciones ideales, la selección del mismo deberá llevarse a cabo en función del caso y los objetivos de la rehabilitación. En el campo de la prótesis fija hay autores que recomiendan el empleo de cementos temporales ya que proporcionan una retención satisfactoria de las supraestructuras, al tiempo que facilitan la retirabilidad de las restauraciones evitando la necesidad de emplear sistemas traumáticos de extracción^{15, 26, 62}. Aunque la retención uniaxial propiciada por los cementos permanentes (fosfato de zinc) resulta entre 2.5 y 4.7 veces superior a la del cemento temporal (óxido de zinc-eugenol)⁶³; no se ha encontrado correlación significativa entre el ajuste marginal y la retención que proporciona un cemento⁵⁰.

A su vez, la comunidad científica parece coincidir en el hallazgo de diferencias significativas entre el desajuste de las estructuras una vez cementadas respecto a las discrepancias que presentan al ser posicionadas sobre los correspondientes pilares previamente a su cementado, siendo mayor el desajuste cuando interviene el cemento^{49, 57, 64-70}. En este sentido, Sorensen⁶⁸ opina que para evaluar la adaptación marginal de un determinado sistema en prótesis fija, es conveniente cementar las estructuras y hacerlo con procedimientos que simulen la situación clínica, para poder extrapolar los resultados de los trabajos de investigación a la práctica diaria.

1.2.2. SISTEMAS DE VALORACIÓN DEL AJUSTE

La evaluación de la exactitud y validez clínica del ajuste pasivo puede verse comprometida por factores como el número y distribución de los implantes dentales, la rigidez de la estructura metálica, y/o la localización del margen de la restauración. Considerando que la fidelidad de las mediciones clínicas se ve condicionada por la limitación de la agudeza visual humana que se sitúa en torno a las 60 micras⁷¹, para obtener una precisión mayor es necesario seleccionar un medio de magnificación de imagen o un microscopio adecuado^{57, 64, 65, 72}.

Jemt y cols.⁷³ describieron cuatro sistemas que cuantificaban el desajuste de la estructura metálica en tres dimensiones: el procedimiento denominado Mylab, el sistema de la Universidad de Washington, la fotogrametría tridimensional, y el sistema de la Universidad de Michigan. Todos ellos permiten detectar discrepancias de hasta 10 micras. Sin embargo estos procedimientos resultan especialmente sensibles a la técnica, son caros y requieren un equipamiento especial.

May y cols.⁷⁴ sugieren que mediante el Periotest se pueden identificar desajustes iguales o superiores a 100 micras. Esto implica que debería existir una correlación positiva entre los valores proporcionados por el Periotest y el nivel de desajuste realmente existente. Aunque los resultados inicialmente se muestren prometedores, se requiere más investigación al respecto para demostrar la objetividad potencial de este método^{74, 75}.

Las mediciones in vitro del desajuste vertical entre dos estructuras pueden realizarse con un microscopio electrónico de barrido, que es el instrumento empleado en el presente trabajo de investigación. Para que las distintas medidas obtenidas sean comparables es necesario que se cumplan unas condiciones específicas⁷⁶, como la estandarización de la fuerza aplicada para el asentamiento de la restauración sobre el pilar;

la disposición única y específica de las estructuras sobre sus correspondientes pilares; la claridad de los márgenes cervicales y las líneas de terminación y su situación en un plano focal común; la reproducción sistemática de la posición tridimensional en la que se toman las medidas; y la determinación de los puntos entre los que se efectuarán las mediciones de forma previa al barrido del microscopio.

1.3. ALEACIONES EN IMPLANTOPRÓTESIS

Como hemos mencionado, uno de los factores que pueden influir en el asentamiento pasivo de la supraestructura sobre sus respectivos pilares de implantes es el tipo de aleación empleada para el colado del armazón metálico ⁷⁶.

1.3.1. CONCEPTO DE ALEACIÓN

Las propiedades mecánicas de un metal puro resultan generalmente insuficientes para su aplicación odontológica, lo que fundamentalmente se debe a dos hechos principales. El primero es que la adición de impurezas a un metal puro lo endurece, mientras que el segundo se refiere a la facilidad que presentan los metales para formar entre ellos soluciones líquidas y sólidas de concentración más o menos conocida.

De este modo, si por medio de la fusión dos o más metales forman una fase líquida (en la que la parte homogénea de un sistema está separada físicamente de las otras), obtendremos posteriormente por la solidificación de dicha fase líquida, una “aleación”; es decir, un metal macroscópicamente homogéneo que, por analogía con las soluciones líquidas, denominamos “solución sólida” y además mejora las propiedades de los metales puros que combinados originan dicha aleación ⁷⁷.

1.3.2. CLASIFICACIÓN DE LAS ALEACIONES DENTALES

Con anterioridad a la década de los setenta y dado que en aquella época la mayoría de las aleaciones de uso odontológico contenían oro en su composición, dichas aleaciones de oro se denominaban “preciosas” y las constituidas por metales base, “no preciosas”.

A raíz de la revalorización del oro a comienzos de los años ochenta (de 35 dólares por onza a más de 400 dólares por onza), se despertó el interés por desarrollar otras aleaciones alternativas con objeto de reducir el precio de las aleaciones dentales coladas, comenzando a utilizarse aleaciones a base de paladio. Con ello se introdujo una tercera categoría: la de las “aleaciones semipreciosas”.

En la actualidad el uso de los términos “precioso”, “semiprecioso” y “no precioso” está rechazado por dos razones: la primera es que no describen el comportamiento electroquímico de la aleación; y la segunda, que suponen una identificación de las aleaciones con su precio, y teniendo en cuenta que estos valores pueden variar ampliamente, su empleo resulta impreciso ⁷⁸. Por ello, deben usarse preferentemente los términos noble alto, noble y con predominio de metales base; aunque los laboratorios siguen utilizando la acepción de “semipreciosas” para referirse a las aleaciones compuestas principalmente de paladio o de plata, e incluso a algunas con contenido en oro. A partir de este momento se utilizarán los términos de aleación noble o seminoble para hacer referencia a las aleaciones “semipreciosas”. Las aleaciones, por tanto, pueden clasificarse atendiendo a varios criterios. Si se clasifican por su composición, los elementos que contienen dichas aleaciones se registran en orden decreciente de su presencia porcentual en la aleación ⁷⁹. En 1.984 la Asociación Dental Americana (ADA) establece en su especificación nº 5, la siguiente clasificación de las aleaciones en función de su composición ^{78, 80}:

- Aleaciones nobles altas, con un porcentaje en peso de metales nobles igual o superior al 60% y de oro igual o superior al 40%. Dentro de este grupo se enmarcan las aleaciones de oro puro (tipos I-IV), oro-platino-paladio, oro-platino, oro-paladio-plata, y oro-paladio ⁸¹⁻⁸⁵.
- Aleaciones nobles: con un contenido en metal noble igual o superior al 25%. A este grupo pertenecen las aleaciones de base paladio (como la empleada en nuestro estudio), además de otras aleaciones como las de plata-paladio, paladio-cobre, paladio-cobalto, paladio-galio-plata, paladio-galio-plata-oro, paladio-cobre-galio, oro-cobre-plata-paladio y oro-cobre-paladio-indio ^{79, 80}.
- Aleaciones con predominio de metal base, cuyo contenido de metal noble es inferior al 25%. Dentro de ellas se incluyen las aleaciones de titanio, níquel-cromo y cobalto-cromo.

Los metales considerados nobles son el oro, platino, paladio, iridio, rodio, osmio y rutenio ⁷⁹.

1.3.3. CARACTERÍSTICAS Y PROPIEDADES GENERALES DE LAS ALEACIONES DE USO ODONTOLÓGICO

Las propiedades y características de las aleaciones vienen establecidas por diferentes normas internacionales (ISO) ⁸⁶. En todos los casos deberán ser biocompatibles en la triple vertiente de no tóxicas, no alergénicas y no carcinogénicas. Serán susceptibles de un correcto acabado y pulido para aportar cualidades estéticas y evitar la corrosión; tendrán una resistencia elevada, tanto a la compresión como a la tracción; intervalo de fusión no demasiado amplio, alto límite elástico, rigidez adecuada a cada caso, moderada ductilidad y gran dureza ⁸⁷.

Las aleaciones contienen dos o más elementos base a los que se incorporan otros metales en proporciones variables para mejorar sus propiedades. Así se utilizan para mejorar la facilidad del colado aumentando la fluidez, modificar el punto de fusión, la dureza, la rigidez, la tenacidad y el coeficiente de expansión térmica; además de optimizar el tamaño del grano durante el enfriamiento y aumentar la resistencia y el poder anticorrosivo de la aleación en estado sólido. Estos elementos modificadores se añaden en cantidades muy pequeñas y varían de unas aleaciones a otras, pero conviene conocerlos para seleccionar el tipo de aleación adecuada al trabajo a realizar ^{49, 88}.

De forma general, las aleaciones suelen presentar puntos de fusión más bajos que algunos de sus componentes, lo que permite un ahorro energético y de tiempo importante. Son preferibles, por ello, las aleaciones con temperaturas de fusión en torno a los 1.000°C, que a ser posible no superen los 1.400°C. Se cuegan con mayor facilidad y resultan más resistentes y duras que sus metales puros componentes, pero como contrapartida tienden a perder maleabilidad y ductilidad. El excelente brillo y aspecto estético que presentan, asemeja las aleaciones a los metales nobles, así como su conductividad termo-eléctrica es inferior a la de los metales en estado puro, lo que supone una gran ventaja en el medio bucal ⁸⁷.

1.4. ALEACIONES DE COBALTO-CROMO, TITANIO Y PALADIO-ORO

1.4.1. ALEACIONES DE COBALTO-CROMO

En 1.932, se introdujo la primera aleación a base de cobalto y cromo utilizada en odontología, que fue conocida con el nombre de *Vitallium* ⁷⁷. Las aleaciones de cobalto-cromo también se denominan impropriamente con el nombre comercial registrado de *Stellites* (por su brillo) ³⁹. Estas aleaciones se componen básicamente de cobalto, entre un 35 y 65%; y cromo, en proporciones que oscilan entre un 20 y un 35%. Además contienen

cantidades variables de otros elementos que modulan las propiedades de la aleación final, siendo los más frecuentes el molibdeno, carbono, tungsteno, berilio, silicio, hierro y manganeso ³⁹.

A/ PROPIEDADES FÍSICAS

Su ligereza se debe a su pequeña masa volumétrica, que en la aleación seleccionada para el experimento es de 7.8 g/cc ⁸⁹, e implica la previsión de una cantidad de aleación mayor de la necesaria para obtener, durante la centrifugación, una presión de inyección suficiente y una mejor colabilidad ⁷⁷; así como el requerimiento de una fuerza centrífuga extra ^{90,91}.

El módulo de elasticidad, el límite elástico y la resistencia a la ruptura del cobalto-cromo son los más elevados de todas las aleaciones utilizadas en odontología. Su gran límite elástico permite prácticamente evitar toda deformación plástica de las estructuras de prótesis ⁷⁷. Su alto módulo de elasticidad, cuyo valor duplica al del oro, hace posible conseguir la misma rigidez que con este metal, pero a espesores mucho más finos, permitiendo un menor volumen de las prótesis ⁸⁷. Por otra parte, si bien es cierto que la ruptura dúctil resulta prácticamente imposible durante su empleo, la ruptura frágil por tracción es relativamente frecuente debido a su bajo porcentaje de alargamiento ⁷⁷. En este sentido, su resistencia a la tracción es ligeramente inferior a la correspondiente a las aleaciones de oro endurecidas utilizadas con los mismos fines ⁸⁷.

Como consecuencia de su elevado límite elástico, las aleaciones de cobalto-cromo presentan gran resistencia a la fatiga, lo que las hace ideales para soportar fuerzas en boca durante mucho tiempo ^{90, 91}. Por el mismo motivo, las estructuras confeccionadas en aleación de cobalto-cromo, presentan la mayor rigidez de todas las aleaciones dentales, incluso por encima de la rigidez del titanio ⁹² de forma que a su vez, ambos metales superan en este aspecto a las aleaciones de oro y otros metales nobles, que son mucho más

elásticos^{93, 94}. La dureza global de las aleaciones de cobalto-cromo suele oscilar entre 280 y 365 V.H.N., mientras que la dureza de la dentina es de 70 V.H.N. y la del esmalte de 320 V.H.N.⁷⁷. La aleación seleccionada para nuestro estudio presenta una dureza aún mayor, que alcanza el valor de 375 V.H.N. en la escala Vickers⁸⁹. Por ser aleaciones duras, su superficie resulta difícil de acabar y pulir⁸⁷.

Las aleaciones de cobalto-cromo tienen un elevado intervalo de fusión (muy superior al de las aleaciones nobles⁹⁵); tanto mayor cuanto más alto es el contenido en cobalto, de manera que la fusión comienza alrededor de los 1.250°C y termina sobre los 1.450°C. Concretamente el rango de fusión de nuestra aleación, según un informe del fabricante, se sitúa entre 1.145 y 1.165°C⁸⁹.

El coeficiente medio de dilatación lineal del cobalto-cromo es de $13 \times 10^{-6} / ^\circ\text{C}$ a 20°C, mientras que el del diente se sitúa en $11.4 \times 10^{-6} / ^\circ\text{C}$ a nivel de la corona.

El coeficiente de conductividad térmica entre 0 y 100°C es del orden de 7.95 W/mK (0.019 calcm/cm²/s/°C en C.G.S.), casi nueve veces más bajo que el del cobalto aislado en el mismo intervalo de temperatura⁷⁷. Esta baja conductividad térmica, obliga a un precalentamiento previo al colado de la aleación^{90, 91}. La contracción total teórica que se produce en el paso de líquido a sólido y de sólido a temperatura ambiente, está comprendida entre 2.13 y 2.25 % para la mayoría de estas aleaciones⁷⁷.

B/ PROPIEDADES QUÍMICAS

El eutéctico o sistema de dos fases íntimamente unidas originadas por la cristalización independiente del cobalto y el cromo al alcanzar el estado sólido, da lugar a granos cristalinos que son diferentes para cada metal y aparecen mezclados⁸⁷ a la temperatura de 1.400°C, correspondiendo al 42% en peso de cromo o 45 átomos %. La solubilidad del cromo en el cobalto en estado sólido alcanza un máximo de 41 átomos % de cromo a 1.310°C y disminuye para alcanzar alrededor de 38 átomos % de cromo a

960°C.⁷⁷ Unos de los principales fenómenos que determinan la durabilidad de un material utilizado en la boca es su estabilidad química⁹⁶. La corrosión conlleva un empeoramiento de la estética, una disminución de las propiedades físicas del metal en cuestión y desde el punto de vista biológico, posibles procesos de toxicidad o alergia con la consiguiente irritación de los tejidos bucales⁹⁷. La propiedad que se refiere a la capacidad de un material para disolverse o no en un determinado medio, es precisamente, la corrosión. En este sentido, el entorno oral es idóneo para que en él se produzca una corrosión acuosa, ya que en la saliva existen aniones agresivos como el cloruro. Además, los metales en el entorno bucal están expuestos a cambios bruscos de tensión, niveles de oxígeno, salinidad, ph y temperatura^{96, 98, 99}. Cuando dos metales distintos (con diferente potencial de oxidación) se encuentran inmersos en el mismo electrolito, su propia diferencia de potencial genera un fenómeno de pila galvánica con un flujo de corriente dirigido desde el metal menos noble (ánodo) hacia el más noble de ambos (cátodo), que determina la corrosión del ánodo¹⁰⁰. Para prevenir la corrosión en los procedimientos de laboratorio; durante el colado del metal es preferible que la fusión tenga lugar al abrigo de toda oxidación y de cualquier aporte de elementos extraños; tales como el carbono suministrado por un arco eléctrico o el oxígeno procedente de la llama de un soplete mal regulado. En realidad, la película protectora que se forma en la superficie de la aleación cuando ésta se funde, la aísla del aire circundante. El papel del cromo es, a este respecto, fundamental en la resistencia a la oxidación en caliente. La resistencia a la corrosión electroquímica de estas aleaciones se ha manifestado muy satisfactoria en soluciones salivares artificiales, incluso en presencia de ácido láctico. Las fracturas producidas en estructuras de cobalto-cromo, parecen más bien ser debidas a defectos en los colados, como han confirmado los exámenes radiográficos; que a fenómenos de corrosión derivados de la fatiga⁷⁷.

C/ PROPIEDADES BIOLÓGICAS

En Odontología, a pesar de la coexistencia eventual de metales diferentes capaces de crear pares galvánicos, estos fenómenos sólo parecen tener una importancia relativa. Las aleaciones de cobalto-cromo son biocompatibles. Al no poseer níquel en su composición, la aleación seleccionada no es alergénica; al tiempo que tampoco resulta tóxica ni carcinogénica, especialmente cuando el berilio, al que se le han atribuido estas propiedades, no está presente en su composición ⁷⁷.

1.4.2. ALEACIONES DE TITANIO

El titanio es un metal reactivo que se extrae a partir de minerales como la menachanita (descubierto en el siglo XVIII por W. Gregor); el rutilo de titanio (forma natural del bióxido de titanio o TiO₂); o de la ilmenita (titanio de hierro). Los más utilizados actualmente son el rutilo y la ilmenita ¹⁰¹. El titanio comercialmente puro, que es el empleado con mayor frecuencia para la confección de prótesis ¹⁰², incorpora además cantidades mínimas de oxígeno, nitrógeno, hidrógeno, hierro y carbono durante los procedimientos de purificación. Estas pequeñas adiciones modifican las propiedades físico-químicas del titanio, lo que justifica la existencia de cuatro tipos o grados de este metal (según la clasificación propuesta por la A.S.T.M. o American Society of Testing and Materials ¹⁰³). No existen indicaciones exclusivas de cada uno de estos grupos para determinados tipos de prótesis, aunque debido a la diferencia de sus propiedades puede haber ciertas preferencias a la hora de seleccionar un grado u otro de titanio en la confección de ciertos diseños. El titanio puro de grado I se emplea en barras sobre implantes ¹⁰⁴; el titanio puro de mercado grado II (Ti CP 2) se aconseja para las restauraciones fijas sometidas a pequeños esfuerzos mecánicos ¹⁰⁵, así como para la fabricación de cofias en coronas individuales y puentes de pequeña extensión mecanizados y diseñados mediante el sistema ProCera ^{49, 106}. Por sus propiedades, ha sido el tipo de

titanio seleccionado en la confección de los colados de nuestro estudio. El titanio de grado IV (Ti CP 4) se utiliza para la elaboración de prótesis parciales removibles sometidas a mayores cargas. Además del titanio puro se pueden emplear alguna de sus aleaciones como: Ti-6Al-4V, Ti-15V, Ti-20Cu, Ti-30Pd ^{49, 107}, fundamentalmente la primera.

Límites máximos de impureza (peso %) y propiedades mecánicas mínimas de los grupos de titanio puro más utilizados en prótesis (Datos basados en clasificación de la A. S. T. M.) ¹⁰²

Tipo	N (máx.)	Fe (máx.)	O (máx.)	C (máx.)	H (máx.)	Resistencia (Mpa)	Resistencia (0,2%)	Elongación (%)
ASTM grado I	0.03	0.20	0.18	0.10	0.015	240	170	24
ASTM grado II	0.03	0.30	0.25	0.10	0.015	340	280	20
ASTM grado IV	0.05	0.50	0.40	0.10	0.015	550	480	15

Actualmente disponemos de dos técnicas diferentes para procesar el titanio: la técnica del mecanizado, desarrollada por el Dr. Matts Andersson en 1.983 con el sistema Procera ^{49, 108} que combina la tecnología CAD/CAM con la electroerosión; y la técnica del colado a la cera perdida ^{49, 102}. A su vez, el colado puede realizarse mediante dos procedimientos, bien por centrifugado ^{49, 102, 109, 110}, que emplea fuentes de fusión más potentes que las habituales para colar metales convencionales; o en otros casos con sistemas de presión-vacío o “skull-melting” ^{49, 102, 111-113}, que actualmente son los de elección porque garantizan la consecución de una atmósfera sin contaminación para proporcionar colados correctos. Tras analizar los resultados del estudio de diferentes máquinas de colado del tipo presión-vacío de las casas Morita ® ^{49, 114}, Schütz ® ^{49, 111, 115} y Dentaurum ® ^{49, 114, 116}, se concluye que la fuente de fusión Cyclarc ® de la casa Morita ® es la que proporciona colados más exactos ^{49, 114}. Para la obtención de las estructuras de titanio en el presente trabajo hemos empleado el colado por presión-vacío con el sistema Cyclarc II ®.

A/ PROPIEDADES FÍSICAS

En general, las propiedades físicas del titanio son similares a las de las aleaciones de oro, pero inferiores a las de las restantes aleaciones metálicas convencionales ^{103, 117, 118}.

La densidad del titanio es menor que la de otras aleaciones como el oro, el níquel-cromo o el cobalto-cromo ¹¹⁹⁻¹²¹. El peso específico del titanio empleado en nuestros colados es de 4.5 g/cc. Esta característica permite realizar prótesis más ligeras y cómodas ^{16, 122}.

El titanio tiene un bajo módulo de elasticidad ^{101, 123, 124}, por lo que las estructuras coladas con este metal son menos rígidas que las de cobalto-cromo. En prótesis fija, dicho módulo de elasticidad (110G N/m²), que se aproxima al de las aleaciones de oro tipo IV, representa una ventaja en el proceso de ajuste oclusal o si fuera necesario levantar una prótesis cementada por algún motivo ¹¹⁷. Concretamente el titanio que hemos seleccionado para el presente trabajo de investigación puede alcanzar un estiramiento del 23 % ¹²⁵.

Las aleaciones de titanio presentan gran resistencia a la fatiga ¹²⁴; a la tensión ¹²³ y deformación ¹⁰³; y gran ductilidad. La resistencia a la fatiga del titanio de nuestros colados es de 364 MPa. La resistencia a la tensión es de 464 MPa y la resistencia a la tracción oscila entre 340 MN/m² y 510 MN/m² ¹²⁵, valores muy similares a los de las aleaciones nobles (495 MPa de resistencia a la tensión para nuestra aleación de base paladio). Sin embargo, el titanio posee una baja resistencia a la torsión en comparación con las aleaciones de metales base. La rigidez del material es baja, al igual que sucede con las aleaciones de oro, ya que el módulo de elasticidad de Young es la mitad del correspondiente a las aleaciones de metales no preciosos como el cobalto-cromo o el níquel-cromo. Por ello, para evitar la deformación de las prótesis se debe sobredimensionar el tamaño de las piezas que las componen ^{126, 127}.

El titanio muestra una microdureza favorable ^{16, 120} de 210 V.H.N. en la escala Vickers (frente a los 600 V.H.N. de la porcelana). Según otros autores la dureza Vickers del titanio se sitúa entre 60 y 130 V.H.N., valores comparables con los de las aleaciones de oro o de níquel-cromo, pero menores que los de cobalto-cromo ¹²⁷. La dureza del titanio del presente estudio es de 110 V.H.N. ¹²⁵. Este parámetro es importante ya que refleja la facilidad con la que se puede pulir el metal y la medida en que resistirá dicho pulido ¹²⁸.

El punto de fusión del titanio puro es de 1.668°C, valor que se sitúa muy por encima de las aleaciones dentales convencionales. Sin embargo, dicho punto de fusión puede ser modificado por los diferentes metales que intervienen en las aleaciones de este material. Así, el intervalo de fusión del titanio empleado en nuestro estudio es de 1.650-1.700°C ¹²⁵.

En cuanto a la dilatometría térmica del titanio, su bajo coeficiente de expansión térmica (α), se traduce en menos cambios dimensionales durante las oscilaciones de temperatura, es decir, mayor exactitud y precisión dimensional o ajuste durante los diferentes requerimientos clínicos. Para el titanio, α (coeficiente medio de dilatación lineal) = $8.4 - 10.8 \times 10^{-6} \text{ } ^\circ\text{C}$. Por ello, es necesario recordar que deben utilizarse porcelanas cuyo α sea menor de $8.5 \times 10^{-6} \text{ } ^\circ\text{C}$ sobre estructuras de titanio ^{101, 103, 126, 129}. Dada la incompatibilidad de la fusión del titanio con las porcelanas dentales convencionales, se han desarrollado porcelanas de baja fusión para que el titanio se una a la porcelana a menos de 800°C. Si dicha unión se realizara a mayor temperatura se formaría una gruesa capa de óxido de titanio. Con una micra de grosor la capa de óxido se desprende espontáneamente de la superficie debido al estrés inducido por la diferencia de volúmenes entre el titanio y su capa oxidada ¹³⁰.

Finalmente, el titanio posee una baja conductividad térmica (21.4 W/mK¹²⁵). Si se toma en consideración que la capacidad de conducción del calor de las aleaciones nobles altas se encuentra en un rango entre 120 y 300 W/mK, mientras que el mismo valor para el esmalte intacto se sitúa en torno a 0.88 W/mK; es evidente que el titanio puede considerarse un metal de características significativamente más fisiológicas, ya que conduce las agresiones térmicas en menor medida. En caso extremo, una pieza de oro dental puede conducir el calor hasta 14 veces más intensamente que el titanio. Por ello es preciso tomar precauciones al trabajar con instrumentos rotatorios evitando las temperaturas elevadas y el exceso de presión, ya que la baja difusión del calor que genera la fricción puede generar incrementos térmicos concentrados en áreas puntuales, que alteren las propiedades metálicas del titanio¹⁰¹.

B/ PROPIEDADES QUÍMICAS

La propiedad química más importante del titanio es su excelente resistencia a la corrosión¹³¹. En su superficie, el titanio forma una capa de óxido de titanio (mayoritariamente compuesta de rutilo), que actúa como pasivante y reduce la liberación de iones al medio salivar¹²⁶. La pasividad, que resulta muy adecuada a bajas temperaturas, aumenta progresivamente con el calor; lo que plantea un problema técnico de colado, dado que el titanio a temperaturas elevadas es capaz de absorber grandes volúmenes de oxígeno y nitrógeno, con lo que mejora su dureza pero también se hace más frágil.

La interacción galvánica entre el titanio y las aleaciones de las obturaciones es pequeña. Las amalgamas ricas en cobre sufren una pequeña corrosión galvánica en contacto con el titanio. Para las obturaciones ricas en plata la interacción galvánica puede ser más perjudicial debido a una menor resistencia a la corrosión inherente a la plata. Con relación a los metales nobles el titanio se comporta anódicamente mientras que lo hace catódicamente con metales como el hierro y las aleaciones basadas en níquel pasivadas¹³².

C/ PROPIEDADES BIOLÓGICAS

En principio no se conocen fenómenos de intolerancia al titanio, ya que este metal se caracteriza por su excelente biocompatibilidad ¹³¹. Gil y cols. ¹³³ observaron que el titanio colado presenta una menor tendencia a la corrosión que el titanio mecanizado, ya que forma una capa de óxido superficial más homogénea y adherida que protege mejor al metal. En cualquier caso, y gracias a su gran resistencia a la corrosión, el titanio se comporta como un material no tóxico, antialérgico y muy biocompatible. Por todo ello, constituye una excelente alternativa a las aleaciones convencionales para aquellos pacientes con hipersensibilidad a alguno sus componentes ¹⁰¹.

1.4.3. ALEACIONES DE PALADIO-ORO

La clasificación noble se refiere por lo general a todas las aleaciones con paladio como base que contienen entre un 54 y 88 % en peso de paladio, pero también describe las aleaciones de plata-paladio para restauraciones metálicas que contienen sólo un 25 % en peso de paladio. Las aleaciones que, como la empleada en el estudio contienen paladio, oro, galio y plata, son compatibles en su coeficiente térmico con las porcelanas de expansión baja. Dado que su contenido en plata es bajo (3 % en peso), no causa color verdoso de la porcelana. Precisamente, una de las ventajas que proporcionan estas aleaciones, es que el color de su óxido es más claro que el de otras aleaciones a base de paladio-cobre y paladio-cobalto, razón por la cuál comenzaron a introducirse en prótesis dental ¹⁰⁶. El uso de las aleaciones nobles se ha extendido gracias a sus óptimas propiedades mecánicas y a su buena adherencia a la porcelana, ya que la antigua ventaja de su menor precio ha desaparecido con la elevación del precio del paladio.

A/ PROPIEDADES FÍSICAS

Las propiedades físicas de la mayoría de estas aleaciones se sitúan entre las de las aleaciones nobles altas y las de metales-base ¹³⁴.

Esto ocurre con la densidad ⁷⁹. Concretamente, el peso específico de la aleación de paladio utilizada es de 11.3 g/cc, valor que resulta muy favorable para la aceleración de dicha aleación fundida durante el proceso de colado.

La aleación seleccionada cuenta con un porcentaje de elongación o módulo de elasticidad moderado-elevado, de 117 MPa ¹³⁵, lo que permite bruñir el colado para mejorar su adaptación sin peligro de fractura ⁸⁰.

La resistencia a la tensión de las aleaciones nobles oscila entre 320 y 1.145 MPa, por lo que en general se trata de aleaciones bastante fuertes. Concretamente la resistencia de nuestra aleación es de 495 MPa ¹³⁵.

La mayor parte de las aleaciones nobles coladas suelen tener una dureza cercana a los 200 kg/mm² (la dureza de la aleación empleada tras la cocción de la cerámica alcanzaría los 295 kg/mm²) ¹³⁵, inferior, por tanto, a la del esmalte (320 kg/mm²) y generalmente menor que la de las aleaciones de metales-base ^{79, 80}.

El intervalo de fusión de la aleación seleccionada para nuestro experimento in vitro es de 1.140-1.335°C ¹³⁵, lo cuál es muy favorable durante el colado, por ser un intervalo reducido.

B/ PROPIEDADES QUÍMICAS

Los metales nobles son elementos que poseen una buena superficie metálica y la conservan al quedar expuestos al aire seco. Reaccionan fácilmente con el azufre formando sulfuros, pero son muy resistentes a la oxidación, el deslustre y la corrosión durante el calentamiento, el colado, la soldadura o su funcionamiento en boca ⁷⁹. En un estudio in vitro desarrollado por Sun y cols. ¹³⁶ en el que valoraban la corrosión experimentada por

tres aleaciones ricas en paladio en comparación con una aleación de oro-paladio en un ambiente oral simulado, obtuvieron que la resistencia a la corrosión de las tres aleaciones ricas en paladio era similar a la de la aleación de oro-paladio. Éste fenómeno lo atribuyeron al gran contenido en paladio de estas aleaciones y a su microestructura estable desde un punto de vista teórico. La corrosión de las aleaciones ricas en paladio se produciría por la disolución de los elementos menos nobles debido a sus menores potenciales de corrosión comparados con los del paladio puro. Esto determinaría la formación de una capa enriquecida en paladio en la superficie de la aleación, que a largo plazo supondría un freno a la corrosión general de la misma.

C/ PROPIEDADES BIOLÓGICAS

Existe una controversia en cuanto al uso clínico de las aleaciones con alto contenido en paladio debido a que se han descrito problemas ocasionales de inflamación en la piel y otras reacciones adversas del sistema inmune aparentemente desencadenadas por el potencial alérgico del ión paladio liberado como consecuencia de la corrosión. Sin embargo, diversos estudios han demostrado la excelente resistencia a la corrosión de las aleaciones ricas en paladio ^{136, 137}.

**2. ANTECEDENTES
Y
JUSTIFICACIÓN**

2. ANTECEDENTES Y JUSTIFICACIÓN

Como anticipamos en el capítulo anterior, una de las causas frecuentes de fracaso de las prótesis sobre implantes es la falta de ajuste pasivo^{17, 18, 24} de las estructuras sobre los pilares. En este sentido, se sabe que el desajuste compromete el funcionamiento biomecánico de las restauraciones originando complicaciones biológicas en los tejidos de soporte circundantes a los implantes²⁹ y fallos mecánicos³⁶ derivados de la incorrecta transmisión de cargas al no poder comportarse la rehabilitación como una entidad única y rígida ante las fuerzas que inciden sobre ella. En el caso concreto de las prótesis cementadas sobre implantes, de las cuales se ocupa el presente trabajo, el concepto de ajuste perfecto o pasivo implica que todas las superficies de ajuste coincidan íntimamente antes del cementado de la supraestructura sobre los pilares implantológicos. En estas rehabilitaciones, al igual que ocurre con las prótesis convencionales dentosoportadas, la distorsión puede deberse a uno o más de los factores siguientes: falta de alineación de los implantes, materiales y técnicas de impresión y vaciado, contracción de las ceras, composición de la aleación seleccionada, tipo de revestimiento y colado de las estructuras metálicas, diseño y configuración de dichos armazones metálicos¹³⁸⁻¹⁴⁰, características del cemento, procedimiento de cementado^{43, 44, 48-55} y experiencia clínica y técnica.

Teniendo en cuenta que resulta prácticamente imposible conseguir una adaptación completamente pasiva con las tecnologías actuales de colado^{15, 141, 142}, consideramos de interés realizar un estudio para evaluar el desajuste vertical de estructuras coladas sobre pilares prefabricados en prótesis fija cementada implantosoportada en función de la aleación a emplear, ya que además son escasos los trabajos publicados al respecto en este tipo de restauraciones, a pesar de que en prótesis atornilladas este tema haya sido objeto de numerosos trabajos de investigación.

3. OBJETIVOS

3. OBJETIVOS

La finalidad del presente trabajo de investigación “in vitro” es cuantificar el desajuste vertical de estructuras coladas cementadas sobre sus respectivos pilares prefabricados de implantes dentales y evaluar:

1. Si las distintas aleaciones de colados metálicos comparados (cobalto-cromo, titanio y paladio-oro), proporcionan diferencias en cuanto al ajuste vertical de las estructuras confeccionadas con ellas, tanto en lo que se refiere a los colados unitarios como a los colados para puentes de tres piezas.
2. Si se observan diferencias de ajuste vertical al comparar las estructuras coladas unitarias con las estructuras coladas para puentes.
3. Si existen diferencias de ajuste vertical al comparar los colados para coronas individuales con los colados para puentes dentro de cada aleación.
4. Si los valores de desajuste obtenidos en nuestro estudio son equiparables a los de otros experimentos in vitro realizados para prótesis fija cementada sobre implantes o en su caso para prótesis fija convencional (dada la escasez de estudios publicados sobre el ajuste de estructuras cementadas implantoportadas).

Con estos objetivos pretendemos, en resumen, extrapolar nuestros hallazgos experimentales al campo clínico, para poder indicar a los profesionales cuáles son los materiales colados y diseños que ofrecen los mejores resultados en cuanto al ajuste vertical de las estructuras cementadas sobre pilares prefabricados de implantes.

4. REVISIÓN

BIBLIOGRÁFICA

4. REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA

Para la recopilación de datos e información sobre el tema cuyo estudio ocupa el presente trabajo, hemos realizado una revisión bibliográfica de libros de texto, atlas, revistas, y ediciones electrónicas, seleccionando los artículos publicados al respecto durante los últimos años, y pertenecientes a las áreas de implantología, materiales dentales, prótesis y bioestadística. La información que consideramos útil para la revisión bibliográfica de apoyo a la presente investigación fue previamente agrupada y organizada en los bloques temáticos que tratamos. A continuación elaboramos fichas de cada uno de los artículos, en las que incluimos su referencia bibliográfica completa, y un resumen dividido en apartados según el protocolo de la propia publicación en cada caso. Para las referencias bibliográficas hemos seguido el Método de Vancouver ¹⁴³.

A/ REVISTAS

Obtuvimos los artículos a través del sistema Medline, la consulta directa en las colecciones de la hemeroteca de la Facultad de Odontología de la U.C.M., y la navegación en internet. El Medline es un sistema informático de análisis y recuperación de literatura biomédica que permite buscar artículos mediante palabras clave o por datos de suficiente entidad como pueden ser: el año de publicación, el nombre de la revista, el nombre del autor o autores, etc. Las palabras clave que hemos utilizado para la búsqueda son:

- *Base-metal dental alloys (aleaciones dentales metal-base)*
- *Cobalt-chromium dental alloys (aleaciones dentales de cromo-cobalto)*
- *Palladium dental alloys (aleaciones dentales de paladio)*
- *Palladium-gold dental alloys (aleaciones dentales de paladio-oro)*
- *Titanium (titanio)*

- *Semiprecious dental alloys (aleaciones dentales semipreciosas)*
- *Nonprecious dental alloys (aleaciones dentales no preciosas)*
- *Dental castings (colados dentales)*
- *Dental frameworks (estructuras, armazones)*
- *Dental crowns (coronas dentales)*
- *Dental bridges (puentes dentales)*
- *Fixed implant-supported prostheses (implantoprótesis fijas)*
- *Cemented implant-supported prostheses (implantoprótesis cementadas)*
- *Marginal fit (ajuste marginal)*
- *Marginal misfit (desajuste marginal)*
- *Marginal opening (apertura marginal)*
- *Passivity fit of implant-prosthesis (ajuste pasivo de prótesis sobre implantes)*
- *Measurements of misfit (medición del desajuste)*

Principalmente, las publicaciones que hemos consultado son las siguientes:

- Acta Odontológica Scandinávica
- Archivos de Odontoestomatología
- Avances en Odontoestomatología
- Avances en Periodoncia
- Compendium of Continuous Education in Dentistry
- Clinical Oral Implant Research
- Dental Materials
- European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry
- Gaceta Dental
- International Journal of Oral and Maxillofacial Implants

- International Journal of Oral Rehabilitation
- International Journal of Prosthodontics
- Journal of Dental Research
- Journal of Prosthetic Dentistry
- Operative Dentistry
- Practical Periodontics Aesthetic Dentistry
- Quintessence Internacional
- Quintessence Técnica
- Revista Española Odontoestomatológica de Implantes
- Revista Europea de Odontoestomatología
- Revista Internacional de Prótesis Estomatológica
- Swedish Dental Journal
- The Journal of Dentistry
- The Journal of Prosthetic Dentistry
- www.geodental.com [*publicación electrónica*]
- www.google.com [*buscador en internet*]

B/ LIBROS

De igual modo, hemos revisado también libros de texto, Tesinas de Licenciatura y Tesis Doctorales que nos han proporcionado una visión general para poder comprender y relacionar los distintos aspectos metódicos que implica el estudio del tema tratado.

Tanto los libros como los artículos que finalmente seleccionamos mediante la lectura de sus resúmenes o *abstracts*, han sido consultados en la biblioteca y la hemeroteca de la Facultad de Odontología de la U.C.M.

5. MATERIAL Y MÉTODO

5. MATERIAL Y MÉTODO

Como resumen del procedimiento, en nuestro trabajo de investigación partimos de la utilización de un soporte metálico al que hemos fijado pilares prefabricados de implantes para cemento, con el fin de encerar y posteriormente colar una serie de estructuras metálicas, seleccionando para ello tres aleaciones distintas (cobalto-cromo, titanio y paladio-oro) y dos diseños de rehabilitaciones parciales fijas sobre implantes (colados para coronas individuales y puentes de tres piezas sobre dos pilares), de modo que hemos confeccionado quince estructuras individuales y quince estructuras de puente con cada una de las tres aleaciones. Posteriormente cementamos las estructuras a los pilares utilizando para ello una llave dinamométrica encajada en una mordaza diseñada específicamente a tal efecto para controlar la fuerza aplicada. Seguidamente hemos medido el desajuste vertical de las noventa probetas metálicas con un microscopio electrónico de barrido, estableciendo las mediciones en sentido vertical entre el borde superior del margen del pilar y el borde inferior del margen de la estructura metálica. Finalmente hemos valorado y comparado estadísticamente los resultados obtenidos con las diferentes aleaciones y diseños.

5.1. CONFECCIÓN DE LOS COLADOS

5.1.1. SOPORTE METÁLICO Y PILARES

Empleamos un modelo o soporte metálico para fijar las réplicas de implantes a las que posteriormente atornillamos sus respectivos pilares mecanizados. El modelo se confeccionó en el Taller Central de la Universidad Complutense de Madrid siguiendo el protocolo utilizado inicialmente por Cañada ³⁸ y posteriormente por Blázquez ³⁹ en sus respectivos proyectos de Tesis Doctoral.

Dicho modelo se fabricó en una aleación metal-base de aluminio muy resistente con un 92% de aluminio; 4% de cobre y 4% de magnesio, manganeso y trazas de otros metales. Se trata de una base metálica circular de 15 mm de altura y 50 mm de diámetro, en la que hemos inmovilizado las réplicas de implantes mediante tornillos de acero inoxidable situados 6 mm por encima del borde superior del modelo metálico. Sobre cada análogo fijamos su pilar transeptal con un tornillo de laboratorio (figs. 1 y 2).

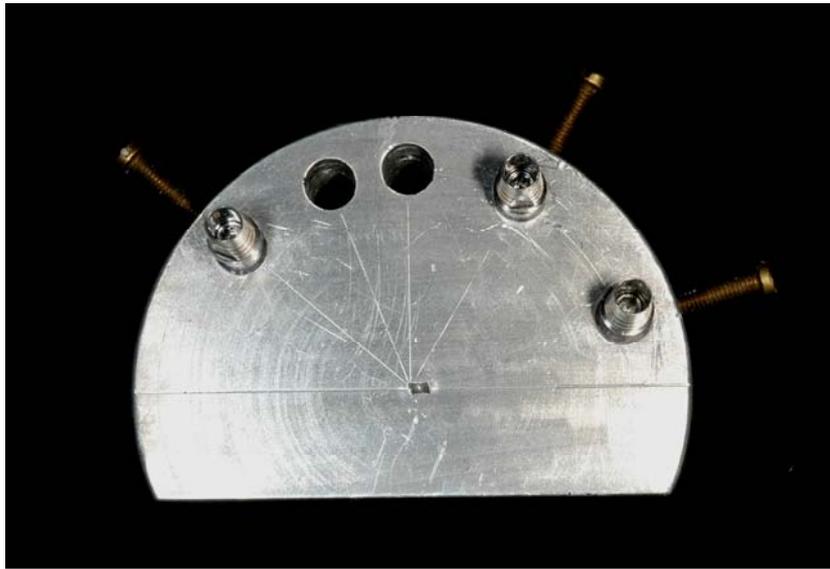


Fig. 1: Plano superior del soporte con los pilares.

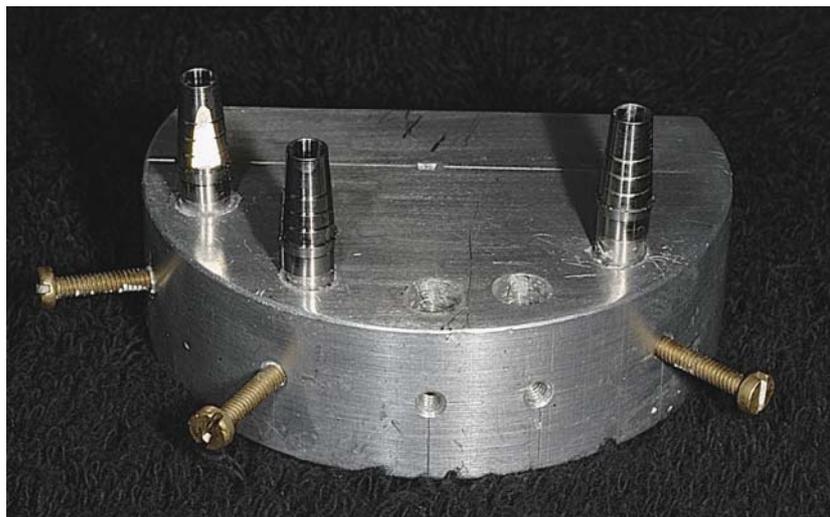


Fig. 2: Plano frontal del soporte con los pilares.

Para garantizar su inmovilidad durante manipulaciones posteriores, hemos reforzado la unión del conjunto análogo-pilar sobre el modelo de aluminio mediante una base de yeso tipo IV (fig. 3). En los puentes media una distancia de 14,5 mm entre los centros geométricos de ambos pilares.



Fig. 3: Soporte con escayola para reforzar las uniones análogo-pilar.

Todos los aditamentos implantológicos y protésicos han sido cedidos por la casa comercial Microdent System Implant ®.

Los implantes autorrosquantes cuyos análogos hemos empleado en nuestro trabajo tienen unas dimensiones de 12 mm de longitud y 3.80 mm de diámetro. La conexión es un hexágono interno. (Análogos: ref. M5501). Los pilares seleccionados son prefabricados de titanio y cónicos para rehabilitación cementada, con una altura de 6 mm (ref. PCM 7013). En la fase de encerado hemos situado sobre dichos pilares los correspondientes cilindros o aros calcinables de cementado (ref. CCM 7011). En la imagen 4 se observa un primer plano de los pilares prefabricados para cemento (fig. 4).



Fig. 4: Detalle de los pilares prefabricados de titanio para cemento.

5.1.2. OBTENCIÓN DE COLADOS DE COBALTO-CROMO

Al igual que las restantes estructuras del estudio, los colados de cobalto-cromo han sido confeccionados por el técnico del Departamento de Prótesis Bucofacial de la Facultad de Odontología de la U.C.M., cuya experiencia es amplia y especializada en la elaboración de prótesis sobre implantes.

A/ ALEACIÓN DE COBALTO-CROMO EMPLEADA

La aleación que hemos utilizado en el presente estudio es la IPS d.SIGN ® 30, cedida por la casa Ivoclarvivadent ®. Se trata de una aleación metal-base de cobalto-cromo blanco para cerámica que según un informe facilitado por el fabricante ⁸⁹, está constituida por un 60.2 % de cobalto; 30.1% de cromo; 3.9 % de galio; 3.2 % de niobio y menos de un 1% de cada uno de los elementos enumerados a continuación: silicio, molibdeno, boro, hierro, aluminio y litio.

Sus principales ventajas radican en la ausencia de níquel (elemento potencialmente alergénico ¹⁴⁴⁻¹⁴⁸) y berilio (al parecer relacionado con procesos citotóxicos y carcinogénicos de la mucosa oral ¹⁴⁹).

La aleación de cobalto-cromo empleada, además de ofrecer la garantía del Certificado de Biocompatibilidad ISO 9.001, presenta gran resistencia a temperaturas elevadas.

Las propiedades que cada componente aporta a la aleación son las siguientes: el cobalto eleva el módulo de elasticidad, la resistencia, la rigidez y la dureza más que lo hace el níquel en las aleaciones de níquel-cromo. El cromo, es muy reactivo y forma espontáneamente con su medio y bajo algunas condiciones, un óxido estable en su superficie que constituye la llamada “capa de pasivación”. Dicha capa consiste en una película continua, autorregenerable, transparente y pasiva que protege al metal del medio evitando los fenómenos de corrosión y pigmentación ¹⁵⁰. El galio y el boro aumentan la dureza y resistencia a la fractura de la aleación, contribuyen a la formación de la capa de pasivación y proporcionan propiedades estéticas por su color blanco y su brillo plateado ^{151, 152}. El niobio incrementa la estabilidad térmica y la solidez del cobalto, además de facilitar la pasivación y contribuir con su color blanco a la tonalidad de la aleación ¹⁵³. El silicio facilita el colado y minimiza las porosidades ³⁹. El molibdeno aumenta la resistencia. El hierro endurece la aleación ¹⁵⁴. El aluminio, aporta cierta ligereza y elasticidad ¹⁵⁵. En cuanto al litio, disminuye la densidad del cobalto-cromo y junto al aluminio, desciende el punto de fusión del cromo situado en torno a 1.900°C ¹⁵⁶.

Las principales indicaciones prostodóncicas de esta aleación, según el informe del fabricante ⁸⁹ son: prótesis fija convencional de coronas y puentes de tramo corto y largo, pernos, prótesis fija sobre implantes y estructuras de prótesis parcial removible.

B/ CONFECCIÓN DE LAS ESTRUCTURAS COLADAS DE CO-CR

Con la aleación descrita confeccionamos 15 colados para coronas individuales imitando la morfología de premolares inferiores y 15 colados para puentes inferiores (de primer premolar a primer molar) con un pónico intermedio. Para el encerado de los mismos, con los pilares atornillados a los análogos y los conjuntos análogo-pilar fijados a la base metálica mediante escayola tipo IV, colocamos sobre cada pilar su respectivo aro calcinable de cementado de la casa Microdent ®.

Seleccionamos la técnica de encerado “gota a gota” del patrón, por ser el procedimiento que permite una mayor precisión y control de la adaptación y conformación anatómica del mismo. En la confección de los patrones hemos empleado una cera azul para modelar de la casa Bego ®, totalmente calcinable y que no deja residuos (figs. 5 y 6).



Fig. 5: Encerado de una estructura de puente inferior de tres piezas sobre dos pilares.

Una vez modeladas anatómicamente las estructuras sobre los aros calcinables con un grosor mínimo de 0.3 mm en las paredes, dejamos los patrones a temperatura ambiente durante 24 horas para facilitar la estabilización de la cera y la liberación de tensiones internas. Tras este tiempo situamos un jito o bebedero en cada pieza del encerado, con dimensiones de 3 mm de diámetro por 30 mm de longitud y acabados en forma

redondeada. Ubicamos los bebederos o canales de colado en la parte más ancha de la restauración, configurando la inserción de los mismos en el encerado con forma de embudo para facilitar el flujo de la aleación durante el posterior colado.



Fig. 6: Encerado de una estructura individual.

El margen lo conforma el propio pilar calcinable, por lo que en esta zona no hemos utilizado otro tipo de cera adicional para evitar distorsiones (figs. 7 y 8).



Fig. 7: Visión gingival del margen del encerado de una estructura para puente.



Fig. 8: Visión gingival del margen de un encerado unitario.

Antes de proceder al revestimiento de los patrones, pesamos una pieza de cera unitaria y otra de puente con sus bebederos, a fin de poder determinar la cantidad de aleación requerida respectivamente para su colado según la fórmula siguiente:

$$\underline{\text{Peso de la cera (g)} \times \text{Densidad de la aleación (g/cc)} = \text{Peso necesario de aleación (g)}}$$

Es importante calcular con exactitud la cantidad de aleación que se precisa para evitar el influjo negativo que tendría un cono de colado demasiado grande durante el enfriamiento brusco de la aleación. Dado que el peso de cada encerado unitario fue de 0.1 g; el peso de cada encerado de puente fue de 0.6 g y la densidad de la aleación utilizada de cobalto-cromo es de 7.8 g/cc; aplicando la fórmula obtenemos una masa necesaria de aleación de 0.78 g para el colado de cada estructura unitaria y de 4.68 g para el colado de cada puente.

Utilizamos un revestimiento rápido o de impacto y en base fosfato de la casa Degussa ®, llamado Deguvest Impact ®. Con él revestimos los patrones de cera en cilindros sin aro metálico. Para cada cilindro realizamos una mezcla al vacío con una proporción de 200 g de polvo por 43.8 cc de líquido puro, sin agua, según las recomendaciones del fabricante.

Los cilindros con aro metálico determinan una inhibición de la expansión del revestimiento en cierta medida, lo que se traduce en la obtención de colados demasiado ajustados que sería necesario retocar con fresas para facilitar la vía de inserción. Por esta razón, y dado que el objetivo del presente estudio es medir el desajuste de los colados minimizando las variables externas, optamos por la elección de cilindros sin aro metálico, que por otra parte, son los más utilizados.

Posicionamos cada encerado en el cilindro de colado llevando a cabo una técnica directa de pinchado de los patrones de cera sin nodriza, es decir: cada encerado con su propio jito (y la nodriza ubicada en el propio bebedero). En el caso de los puentes, también se realizó un pinchado directo, ya que en el colado de aleaciones no preciosas la nodriza que tiene el propio jito es suficiente para el rechupe. En dichos puentes colocamos un jito por pieza, es decir: un total de tres bebederos por puente. La viga de colado la situamos en el centro térmico del cilindro. Los encerados quedaron separados 5 mm de los extremos del cilindro y 5 mm de las paredes del mismo. Hay que tener en cuenta que el revestimiento de los encerados de puente requiere un cilindro de mayor tamaño. Una vez revestidos los patrones, esperamos aproximadamente una hora hasta que se completó el fraguado del material de revestimiento.

A continuación se introdujeron los cilindros y crisoles en el horno de precalentamiento, inicialmente frío. En los controles del horno programamos un incremento térmico de 15°C/minuto, hasta alcanzar los 350°C. A esta temperatura se mantiene durante media hora para que la cera se vaya fundiendo y eliminado poco a poco del revestimiento de modo que los gases que se hayan creado en el interior del cilindro puedan salir progresivamente y se eviten fisuras o incluso el propio estallido del cilindro por efecto de la presión. Con esta finalidad el horno de precalentamiento cuenta con un orificio posterior para la evacuación de gases y humos.

Después de 30 minutos a 350°C, elevamos la temperatura hasta 850°C y la mantenemos a este nivel durante una hora. Pasado este tiempo extraemos los cilindros y crisoles del horno con unas pinzas. El crisol sigue el mismo proceso de precalentamiento que el cilindro para evitar que posteriormente sufra un choque térmico durante el colado.

El colado de los patrones lo hemos realizado por centrifuga. Para ello empleamos una máquina centrífuga de colado de la casa Degussa ®, modelo TS1 ® (figs. 9 y 10).



Fig. 9: Centrífuga utilizada para el colado de estructuras de cobalto-cromo y paladio-oro.

El colado por centrifuga implica una disminución de la turbulencia con relación al colado por presofusión al vacío, de modo que permite englobar menor cantidad de aire y, por consiguiente, mejora la calidad del colado ¹⁵⁷.

En primer lugar colocamos el crisol en su ubicación correspondiente de la máquina de colado y seguidamente en dicho crisol dispensamos la cantidad de aleación precisa para el colado de los patrones que contiene el cilindro, la cual hemos calculado previamente.

Para fundir la aleación empleamos un soplete de oxígeno-propano. Dirigimos el soplete a la aleación ubicada en el crisol, con la parte de la llama de oxígeno reducido, situada entre el cono interior y exterior de la llama. No hemos usado fundente. Cuando la aleación estaba a punto de fundirse, colocamos el cilindro en la centrífuga y continuamos calentando el crisol con el soplete hasta que el metal se fundió por completo (“lechada”) y quedó preparado para introducirse en el cilindro. La temperatura de colado fue de 1.220°C.

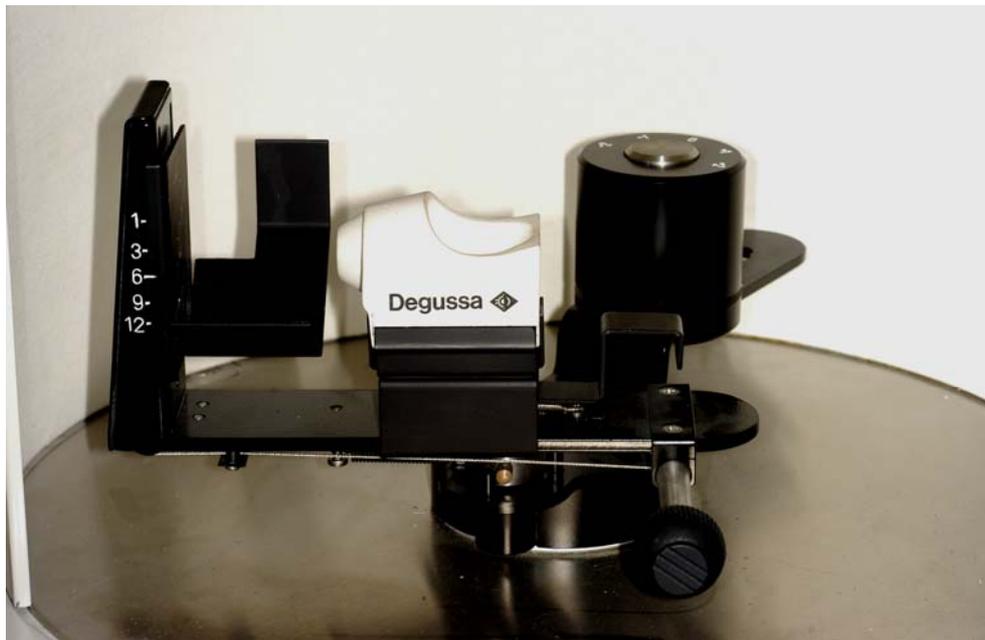


Fig. 10: Interior de la centrífuga.

Finalizado el proceso, desenmuflamos el cilindro y limpiamos los colados mediante un chorreado con partículas de óxido de aluminio de 50 μm . Dado que el objetivo del estudio es medir el desajuste o discrepancia vertical entre la estructura metálica y su pilar correspondiente, no hemos retocado ni pulido los colados para no añadir más variables externas. Tampoco hemos sometido a los mismos a procesos de oxidación ya que sobre ellos no se ha planificado ningún tipo de recubrimiento. Las figuras 11-14 recogen distintas proyecciones de estructuras coladas en cobalto-cromo (figs. 11-14).



Fig. 11: Estructura de cobalto-cromo colado para puente.



Fig. 12: Estructura individual colada de cobalto-cromo.



Fig. 13: Aspecto gingival del margen de un colado de cobalto-cromo para puente.



Fig. 14: Aspecto gingival del margen de un colado unitario de cobalto-cromo.

5.1.3. OBTENCIÓN DE COLADOS DE TITANIO

A/ ALEACIÓN DE TITANIO EMPLEADA

En el presente trabajo experimental hemos utilizado titanio puro tipo II, concretamente Titan 15 ® de la casa Morita ®. Se trata de un metal-base para cerámica cuya composición en masa, según un informe facilitado por el fabricante ¹²⁵, está constituida por un 99.794% de titanio; elemento oxígeno en un 0.09%; 0.07% de hierro; 0.03% de carbono; 0.01% de elemento nitrógeno y 0.006% de elemento hidrógeno. Se observa que en dicha composición, junto al titanio tan sólo intervienen trazas de otros elementos que apenas modificarán las propiedades de dicho metal.

Las principales indicaciones prostodónticas de esta aleación, según el informe del fabricante ¹²⁵ son: prótesis fija convencional de coronas y puentes, pernos, barras para sobredentaduras en implantoprótesis, prótesis fija sobre implantes y estructuras de prótesis parcial removible.

B/ CONFECCIÓN DE ESTRUCTURAS COLADAS DE TITANIO

Con esta aleación confeccionamos otros 15 colados para coronas unitarias imitando la morfología de premolares inferiores y 15 colados para puentes inferiores (de primer premolar a primer molar) con un pónico intermedio.

El encerado realizó de igual forma que en el procedimiento descrito para el cobalto-cromo (figs. 15 y 16).



Fig. 15: Detalle oclusal del encerado de una estructura para puente.



Fig. 16: Detalle oclusal de un encerado unitario.

Empleamos un revestimiento de alúmina-magnesia sin sílice llamado Titavest CB[®], especialmente desarrollado para el colado de coronas y puentes con titanio (fig. 17).

Las principales propiedades por las que se seleccionó este tipo de material, son la posibilidad de cocción a 900°C y la facilidad para retirar el colado, gracias a la existencia de una fusión muy pequeña entre el Titavest CB y el titanio.



Fig. 17: Material de revestimiento utilizado en el caso del titanio.

Este revestimiento utiliza un líquido llamado Spinel Titavest[®], que se mezcla con el polvo según las proporciones indicadas por el fabricante; que son de 13.5 cc de líquido por cada 100 g de polvo. La expansión máxima de este revestimiento es de 1.3%.

Cuando se cuece el Titavest CB cerca de los 900°C, la expansión se produce por la reacción entre la alúmina y la magnesia, que crea una nueva fase. El gráfico muestra el aumento gradual de la expansión que experimenta el revestimiento en función del incremento térmico (fig. 18).

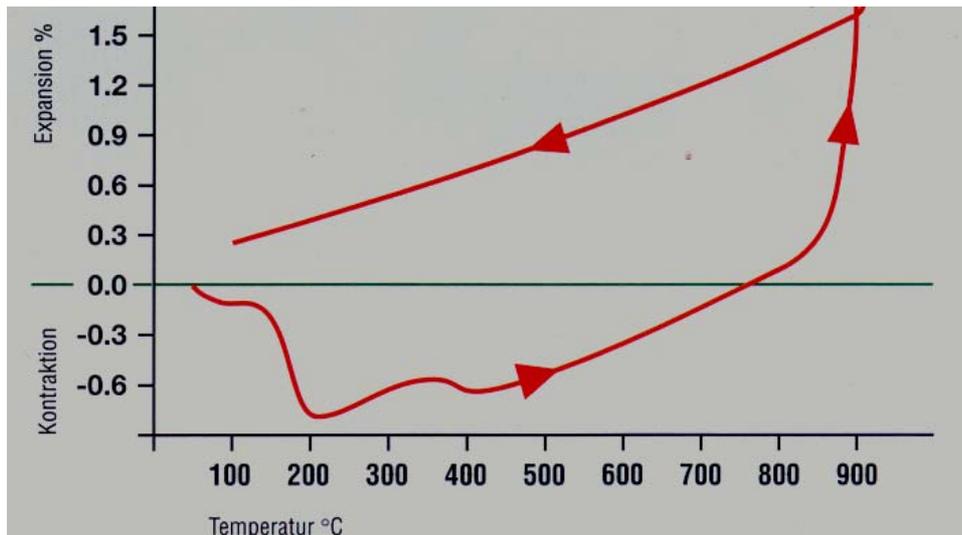


Fig. 18: Expansión porcentual del revestimiento en función de la temperatura.

Una vez mezclado el revestimiento, se revisten los patrones de cera con unos conformadores especiales para el colado de aleaciones de titanio. El conformador del cilindro es distinto a los empleados en colados convencionales, ya que la boca de entrada está preparada para recibir el metal fundido en la máquina de inducción.

Dicho conformador debe ajustar a la boca del crisol para que el metal vaya dirigido sin sufrir escapes. El revestimiento se deja fraguar durante el tiempo indicado por el fabricante, que en este caso es de una hora. El cilindro, con los patrones revestidos, se introduce en un horno de precalentamiento que también es específico para titanio (fig. 19).

La característica especial de este horno de precalentamiento es que experimenta un incremento térmico hasta alcanzar los 500°C, temperatura a la que permanece 45 minutos (entre 30 y 60 minutos, dependiendo del tamaño del cilindro). Pasado este tiempo, la temperatura se eleva hasta 800°C, nivel en el cuál se volatiliza totalmente la cera sin dejar residuos. Este proceso dura otros 30-60 minutos. Seguidamente la temperatura del horno desciende hasta 500°C, quedando así directamente preparado el cilindro para introducirlo en la inyectora.

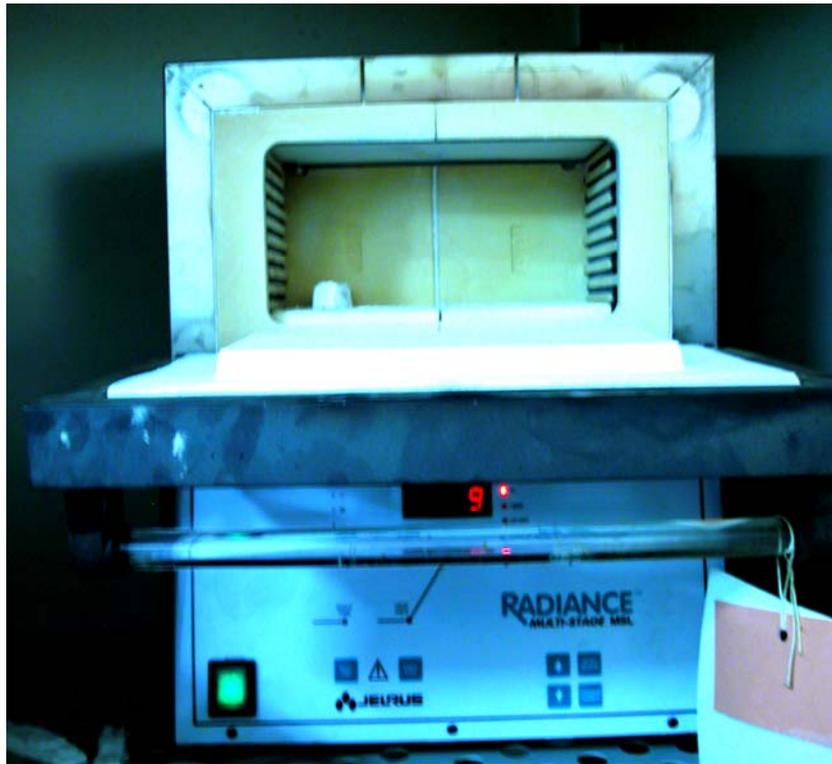


Fig. 19: Horno de precalentamiento específico para el titanio.

Para el colado se ha utilizado una máquina de la casa Morita ® modelo Cyclarc II ®. Se trata de un sistema de presión/vacío. Consiste en una fundidora de titanio bicameral (la cámara superior es la de fundición y la inferior la de colado; cada cámara tiene su puerta) que actúa mediante arco voltaico de titanio y en presencia de una atmósfera de argón (fig. 20).

Tras haber completado el procedimiento explicado con el cilindro, colocamos en la cámara de fundición el crisol de cobre con el titanio que queremos fundir y situamos el ánodo de wolframio a 5 mm del titanio para permitir la ignición del arco voltaico, con lo que conseguimos una temperatura de 3.000°C (fig. 21). Gracias a la rotación del arco voltaico el calentamiento es homogéneo.



Fig. 20: Máquina empleada para el colado del titanio, modelo Cyclarc II ® (Morita®).

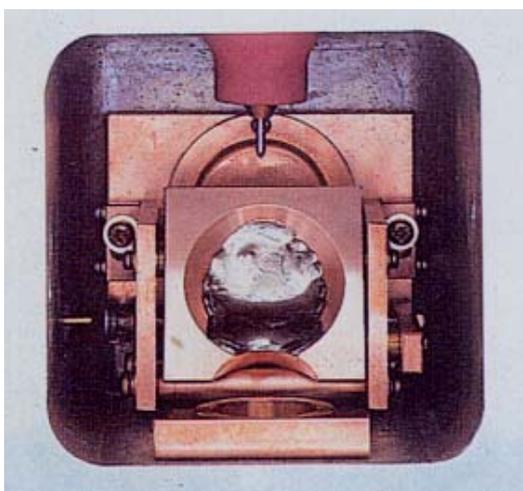


Fig. 21: Cámara superior de la máquina Cyclarc II ® con electrodo de wolframio y crisol.

En la cámara inferior situamos el cilindro. Esta cámara cuenta con un sistema que garantiza el correcto posicionamiento y paralelización del mismo (fig. 22).

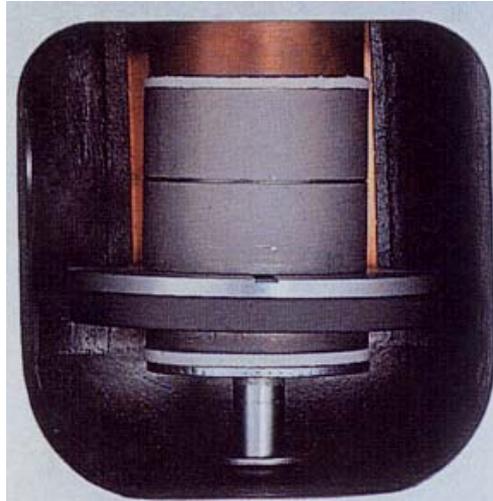


Fig. 22: Cámara inferior de la máquina Cyclarc II ® con el cilindro.

Cerramos las puertas herméticamente y determinamos la duración de la fundición por arco voltaico que será el doble del peso de la carga del titanio a fundir en segundos (figs. 23 y 24).



Figs. 23 y 24: Arco voltaico (dcha.: incidiendo sobre las pastillas de titanio).

En la fase de evacuación este sistema permite alcanzar un estado de vacío ideal (2 Mb) en poco tiempo (25 s); manteniéndolo.

Posteriormente, la bomba de vacío (de 59 l/min) de la cámara de colado facilita la eliminación del oxígeno, nitrógeno e hidrógeno que hay en la cámara y dentro de los poros del revestimiento refractario. La generación de vacío continua en esta cámara, origina una diferencia de presión negativa respecto a la cámara de fundición que causa un flujo de gas argón desde dicha cámara al cilindro, provocando así un “efecto de lavado” y permitiendo obtener una atmósfera inerte (fig. 25). Este sistema utiliza argón, Q.5.0, en vez de helio, ya que proporciona más estabilidad al arco voltaico.

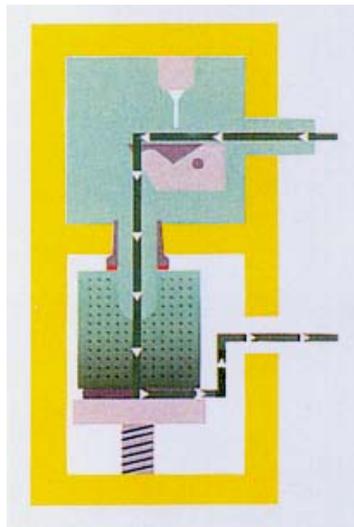


Fig. 25: Flujo de gas argón de la cámara al cilindro.

La máquina de colado controla el fundido completo de la pastilla de aleación y cuando detecta que se ha alcanzado la temperatura de líquidus (1.650-1.700°C), a la cuál la aleación está preparada para introducirse en el cilindro, el crisol se voltea y en un primer instante la aleación desciende hacia el cilindro por el doble efecto de la gravedad y la presión que se genera al tratarse de un dispositivo cerrado. Todo esto sucede con gran rapidez, de modo que desde que cae la aleación fundida hasta que se establece el vacío, transcurren apenas unas milésimas de segundo.

En cuanto la aleación ha entrado en el cilindro, se crea un vacío en la cámara inferior que compacta el titanio en su interior, lo que justifica la conveniencia de emplear un revestimiento especialmente poroso. El crisol de fundición se mantiene en rotación para que el titanio líquido no sufra inclusiones de argón ni aparezcan turbulencias. La fundición del titanio se realiza de forma parcial (solo las 3/4 partes) para evitar la contaminación del metal. El ciclo completo dura 3.5 minutos y el peso máximo de Ti que se puede fundir es 31 g (5 g menos que con el sistema Castmatic ®) ¹⁰¹. Cuando ha finalizado el proceso, se extrae el cilindro con unas pinzas, se deja enfriar a temperatura ambiente hasta que esté totalmente frío y se desviste. El proceso de colado descrito corresponde al programa A + C de la máquina Cyclarc II ®, que ha sido el elegido para colar nuestras estructuras (fig. 26).

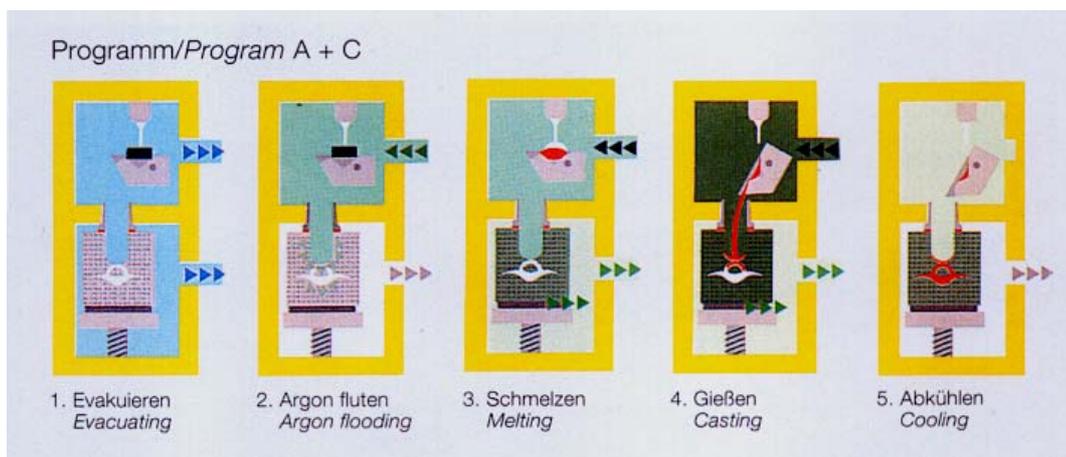


Fig. 26: Programa A+C. 1.Vacío. 2.Flujo de Argón. 3.Fundición. 4.Colado. 5.Enfriamiento.

Una vez roto el cilindro y obtenidos los colados, la propia máquina toma una radiografía de cada uno de ellos, lo que permite descartar aquellas piezas que contengan poros en su interior. En nuestro estudio se descartaron 1 corona y 3 puentes, que se repitieron por motivo de su porosidad. La principal ventaja de este sistema es que permite trabajar con argón a presión negativa e incluso con una ligera sobrepresión ^{104, 123}.

En las imágenes 27 y 28 aparecen dos colados de titanio cuya anatomía reproduce con fidelidad la cara oclusal modelada en el encerado (figs. 27 y 28).



Fig. 27: Detalle oclusal de una estructura de titanio colado para puente.



Fig. 28: Detalle oclusal de un colado para corona individual de titanio.

5.1.4. OBTENCIÓN DE COLADOS DE PALADIO-ORO

A/ ALEACIÓN DE PALADIO-ORO EMPLEADA

La aleación que hemos utilizado para el presente estudio es la IPS d.SIGN ® 84, de la casa Ivoclarvivadent ®. Se trata de una aleación noble para cerámica cuya composición en masa, según un informe facilitado por el fabricante ¹³⁵, es la siguiente: 75.2% de paladio; 9% de oro; 6.5% de indio; 6% de galio; 3% de plata; y trazas de litio y rutenio.

Entre sus principales ventajas destacan su elevada resistencia térmica, buenas propiedades de fusión y fluido y su sencillo repasado y pulido ¹³⁵.

La aleación de paladio-oro empleada, además de tener un amplio campo de aplicación, cuenta con el Certificado ISO de Biocompatibilidad.

Cada elemento aporta a la aleación unas propiedades determinadas. De este modo, el paladio eleva el punto de fusión y proporciona estabilidad y resistencia a la corrosión, además de su color blanco acerado ¹⁵⁸. El oro contribuye en buena medida a la estética por su tonalidad y brillo. Es muy maleable y dúctil, pero por ser blando, necesita la presencia en la aleación de metales que incrementen la resistencia ¹⁵⁹. El indio tiene propiedades similares a las del paladio y una mayor resistencia a la corrosión que la plata ¹⁶⁰. El galio refuerza la dureza y resistencia a la fractura de la aleación ^{151, 152}. La plata es un poco más dura que el oro y algo menos dúctil y maleable que éste. En la aleación y junto al rutenio, eleva la densidad y el punto de fusión ^{161, 162}.

Las principales indicaciones prostodóncicas de esta aleación, según el informe del fabricante ¹³⁵ son: confección de onlays, coronas parciales, coronas individuales, puentes de tramo corto y tramo largo, coronas telescópicas/cónicas, espigas radiculares, barras para sobredentaduras y estructuras para prótesis fija sobre implantes.

B/ CONFECCIÓN DE COLADOS DE PALADIO-ORO

Con esta aleación confeccionamos otros 15 colados para coronas individuales imitando a los premolares inferiores y 15 estructuras para puentes inferiores colados de tres piezas, de premolar a molar.



Fig. 29: Encerados para el colado de estructuras en paladio-oro.

El procedimiento de obtención de los colados en aleación de paladio-oro es similar al descrito para la elaboración de colados de cobalto-cromo (fig. 29), con las siguientes salvedades: en primer lugar, se requiere una cantidad mayor de aleación para el colado que en el caso del cobalto-cromo, ya que el peso específico de la aleación de paladio-oro utilizada es de 11.3 g/cc. Por ello, fueron necesarios 1.13 g para el colado de cada unitario y 6.78 g para cada estructura de puente. En el momento de pinchar los encerados, colocamos una nodriza de tamaño superior, ya que el oro, por su peso específico y otras propiedades, tarda más tiempo en enfriarse y experimenta un rechupe más prolongado, por lo que precisamos una nodriza más amplia en paralelo al puente. En segundo lugar, el líquido de revestimiento debe mezclarse con agua destilada para controlar la expansión, ya que cuanto más noble es un metal, mayor expansión experimenta la aleación.

Si por el contrario mezcláramos el revestimiento con líquido puro, la expansión producida originaría colados demasiado holgados. Para evitarlo, preparamos una solución de un 85% de líquido de revestimiento con un 15% de agua destilada.

La temperatura de líquidos o temperatura de colado, que está en función de la propia composición de la aleación, es elevada en el caso de nuestro paladio-oro, debido a su gran contenido en paladio, elemento con alto punto de fusión (1.554°C). A su vez, de la temperatura de líquidos, dependerá el tipo de revestimiento y la fuente calórica a emplear durante el proceso de colado. Al aproximarse a temperaturas de consunción de 700°C debe descartarse el revestimiento aglutinado con yeso (apropiado para las aleaciones nobles altas), ya que el sulfato de calcio se descompondría y fragilizaría los colados. A temperaturas de 700°C o mayores hay que recurrir a un revestimiento aglutinado con fosfato (en nuestro caso Deguvest Impact ®, de la casa Degussa), que ha sido el seleccionado para nuestra aleación de cobalto-cromo y para la presente aleación de base paladio, cuyo intervalo térmico de líquidos es 1.390-1.450°C¹³⁵. Además, mientras el soplete de gas-aire permite calentar adecuadamente las aleaciones cuya temperatura de líquidos es inferior a 1.100°C, por encima de esta temperatura hay que optar por un soplete de gas-oxígeno o un método de inducción eléctrica, por lo que hemos empleado un soplete de oxígeno-propano⁷⁸.

Al margen de las puntualizaciones realizadas, el colado de estas piezas se efectuó según el método descrito para la aleación de cobalto-cromo, en la misma máquina centrífuga modelo TS1® de la casa Degussa ®.

En las imágenes 30-32 se reflejan distintas perspectivas de algunos colados de paladio-oro terminados (figs. 30-32).



Figs. 30 y 31: Estructuras de puente y corona individual coladas en paladio-oro.

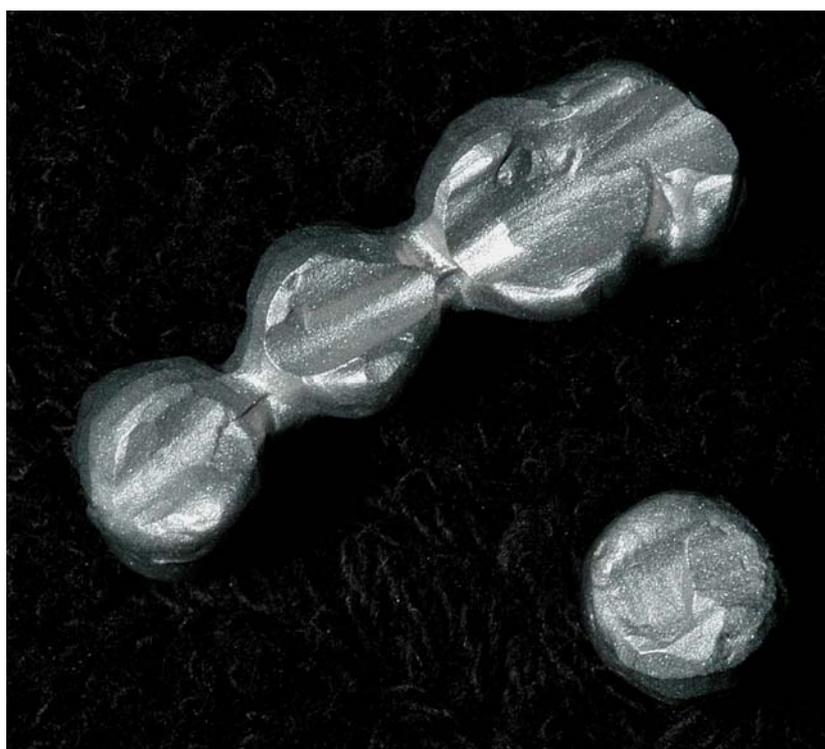


Fig. 32: Detalle oclusal de un colado para puente y un colado unitario de paladio-oro.

5.2. NUMERACIÓN Y CLASIFICACIÓN DE LOS COLADOS

Una vez coladas las 90 estructuras, procedimos a su numeración y clasificación, otorgando un código a cada pieza para facilitar su identificación en las fases posteriores del estudio.

Dicho código está formado por un nº y una letra. Los colados unitarios han sido numerados del 1 al 45 y los puentes del 46 al 90. A continuación del nº, la letra indica la aleación de la que está confeccionada la pieza. Así, al grupo del cobalto-cromo se le ha asignado la letra “C”, al titanio la “T” y al paladio-oro, la “A”. Dentro de cada colado para puente hemos distinguido el pilar anterior o premolar añadiendo a la letra el subíndice 1 y el pilar posterior o molar con el subíndice 2. En función de los códigos establecidos, clasificamos del siguiente modo nuestras estructuras:

- **Grupo 1:** 30 estructuras coladas en aleación de cobalto-cromo
 - **Subgrupo 1.1:** 15 coronas coladas en aleación de cobalto-cromo (1C-15C).
 - **Subgrupo 1.2:** 15 puentes colados en aleación de cobalto-cromo (46C-60C).
(Ej: el pilar anterior o premolar del puente 46C se identifica como 46C₁ y el pilar posterior o molar como 46C₂).

- **Grupo 2:** 30 estructuras coladas en aleación de titanio
 - **Subgrupo 2.1:** 15 coronas coladas en aleación de titanio (16T-30T).
 - **Subgrupo 2.2:** 15 puentes colados en aleación de titanio (61T-75T).

- **Grupo 3:** 30 estructuras coladas en aleación de paladio-oro
 - **Subgrupo 3.1:** 15 coronas coladas en aleación de paladio-oro (31A-45A).
 - **Subgrupo 3.2:** 15 puentes colados en aleación de paladio-oro (76A-90A).

5.3. CEMENTADO DE LOS COLADOS

Para proceder a la medición del desajuste de los colados, decidimos cementar las estructuras a sus respectivos pilares prefabricados de implantes con la finalidad de reproducir la sistemática clínica propia de estas rehabilitaciones y evitar cualquier movilización de las piezas durante su manipulación en el microscopio electrónico de barrido.

Cementamos dichas piezas con Temp Bond ® de la casa Kerr ®, que por sus propiedades es uno de los cementos indicados para la fijación temporal de prótesis sobre implantes. Se trata de un cemento a base de óxido de zinc-eugenol que posee un excelente flujo y permite el asentamiento fácil y completo de la restauración. Es suficientemente insoluble en saliva para impedir la erosión y para que la restauración se conserve, y ha demostrado ser lo bastante fuerte para soportar las cargas masticatorias a la vez que facilita la extracción de la prótesis cuando es necesario ^{24, 163}. Además, este cemento no contiene ácidos, tiene una polimerización rápida y reduce el shock térmico, ya que apenas libera calor durante el fraguado. No obstante, hay que tener en cuenta que el eugenol, además de ser bactericida, puede desencadenar en algunos casos, reacciones alérgicas, por lo que deberá utilizarse con precaución ¹⁶⁴.

Durante la fase de cementado, hemos tenido en cuenta los factores que pueden afectar al ajuste marginal en este sentido, entre los cuáles, la mayoría de los autores destacan la fuerza aplicada, la viscosidad del cemento y la cantidad y localización de la aplicación del mismo ^{49-53, 63}. Debido a ello y dado que hoy se prefieren cementos fluidos, hemos seleccionado Temp Bond ®, ya que cumple esta condición frente a otros cementos provisionales.

Con el fin de reducir en lo posible la introducción de variables externas en el estudio, diseñamos una mordaza para poder cementar las estructuras con una presión idéntica en todos los casos y mantenida durante el mismo tiempo. Dicho utillaje fue fabricado en el Departamento de Mecanotrónica e Ingeniería de Precisión de la Fundación Tekniker ® (Guipúzkoa).

Para facilitar el mecanizado de la pieza y evitar su deterioro por efecto corrosivo confeccionamos dicha mordaza con una aleación metal-base de aluminio codificada como 6082 ®, cuya composición porcentual en masa es la siguiente: 92-96.35% de aluminio; 0.7-1.3% de silicio; 0.6-1.2% de magnesio; 0.4-1% de manganeso y trazas de hierro, cromo, zinc, titanio y cobre. El dispositivo creado consta de tres discos, dos de los cuales actúan como base. La base y el disco restantes se encuentran unidos mediante dos vástagos o cilindros (fig. 33).



Fig. 33: Mordaza diseñada para el cementado de las estructuras.

En la base de la mordaza se han diseñado tres relieves hexagonales que encajan perfectamente con los hexágonos de los pilares y sirven para su posicionamiento. A la hora de cementar los puentes se utilizaron los dos relieves extremos y en el caso de las coronas, el relieve central, alternativamente (figs. 34 y 35).



Fig. 34: Pilares colocados en la mordaza para el cementado de una estructura de puente.

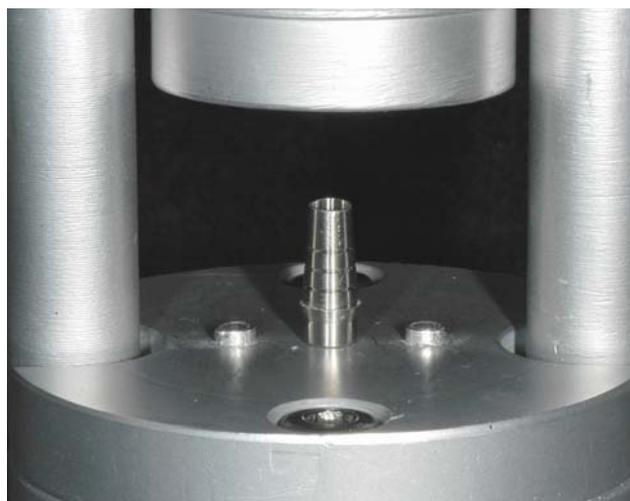


Fig. 35: Pilar posicionado en la mordaza para el cementado de un colado unitario.

Mediante un eje roscado que parte de la placa superior de la mordaza, una prensa se desenrosca hasta hacer contactar su base con la superficie oclusal de la pieza a cementar, de modo que el tornillo superior que dirige el descenso y ascenso de la prensa presenta un rebaje cuadrangular que encaja perfectamente con una llave dinamométrica calibrada, de la casa Defcon ® (ref. I-72000), regulable a intervalos de 5 Newton entre 15 y 35 Newton. Este sistema permite mantener durante un tiempo determinado una carga constante y similar para todas las estructuras.

Las condiciones de almacenaje recomendadas para el cemento seleccionado (Temp Bond ®) son de 10° a 25°C y baja humedad. El uso del material debe hacerse a temperatura ambiente (18 a 24°C) y con un $50 \pm 10\%$ de humedad relativa. El tiempo de trabajo y fraguado es sensible a la humedad y temperatura, por lo que cualquier cambio en estos factores puede afectar a las propiedades del cemento ¹⁶³. Como ya hemos señalado, es fundamental llevar a cabo correctamente el procedimiento de cementado para evitar un asentamiento incompleto de las estructuras sobre los pilares.

Una vez encajados los pilares sobre los correspondientes relieves de la base de la mordaza y siguiendo las instrucciones del fabricante, dispensamos longitudes iguales de base y acelerador sobre una loseta de vidrio. Las cantidades de base y acelerador fueron siempre las mismas para las coronas entre sí y para los puentes entre sí. Mezclamos las pastas durante medio minuto y pincelamos una fina capa de cemento sobre las paredes axiales de los pilares desde su borde superior hasta un milímetro del margen. En todos los casos se realizó una pincelación única (fig. 36).



Fig. 36: Pincelado del cemento sobre las paredes axiales de los pilares.

A continuación colocamos cada estructura manualmente sobre su pilar/es barnizado/s de cemento (fig. 37) y desenroscamos el tornillo de la prensa hasta hacerla contactar con la superficie oclusal del colado.

En esta posición mantuvimos una carga constante de 25 Newton que controlamos con la llave dinamométrica durante 4 minutos (figs. 38 y 39).



Fig. 37: Estructura colada para puente insertada sobre sus respectivos pilares.



Fig. 38: Colocación de la llave dinamométrica para el mantenimiento de la fuerza constante durante el cementado de una estructura colada para puente.



Fig. 39: Colocación de la llave dinamométrica para el mantenimiento de la fuerza constante durante el cementado de un colado unitario.

Una vez fraguado el cemento retiramos la pieza de la mordaza, eliminamos el excedente de los márgenes y con ello las estructuras quedaron preparadas para la medición de su desajuste vertical. Durante todo el proceso descrito, el operador fue siempre el mismo. La imagen 40 muestra el total de los 90 colados recién cementados sobre sus pilares prefabricados de implantes (fig. 40). En las imágenes 41 y 42 aparecen en detalle algunas de las estructuras cementadas (figs. 41 y 42).

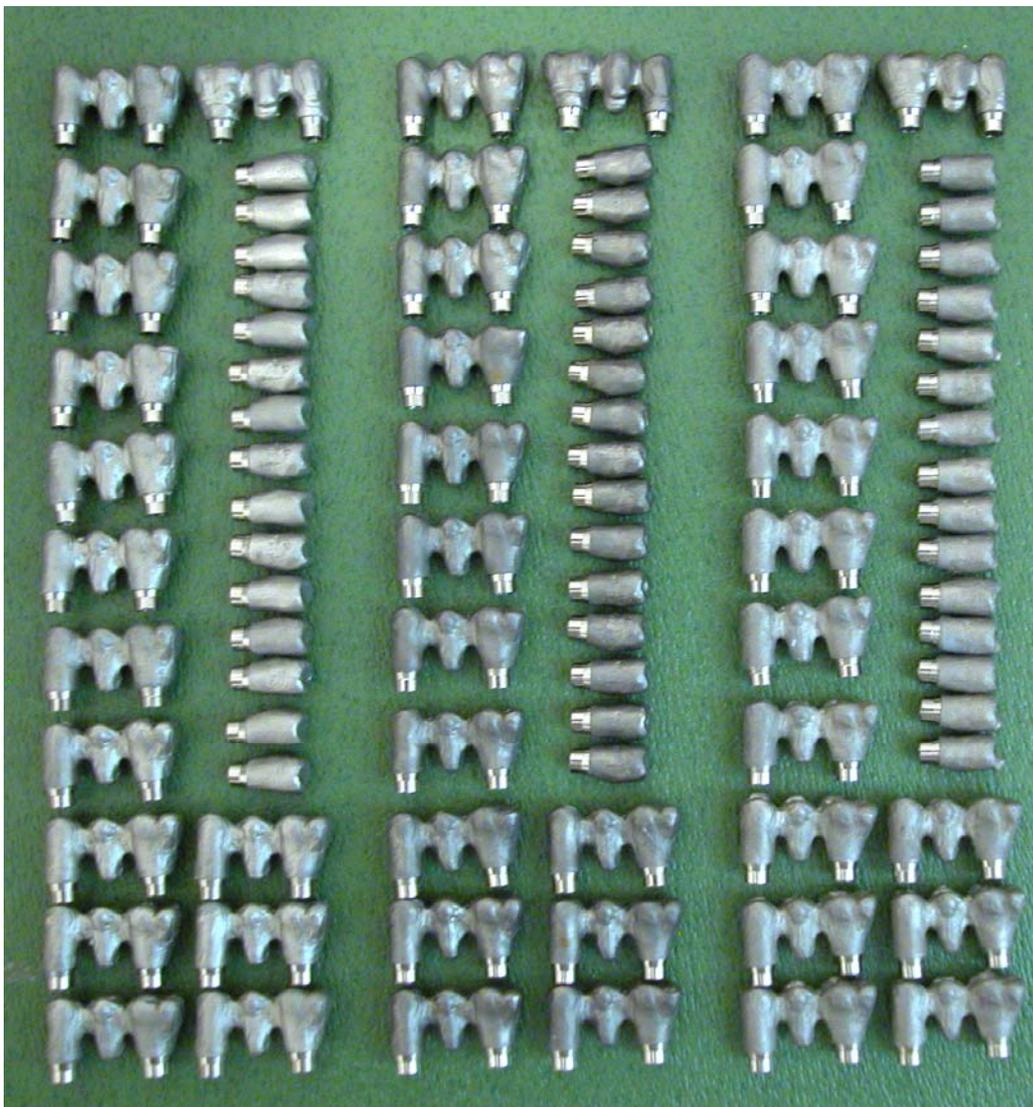


Fig. 40: Las dos columnas de la izquierda corresponden a las estructuras de cobalto-cromo, las dos columnas centrales a las de titanio colado y las dos columnas de la derecha, a las de paladio-oro.



Fig. 41: Colados de titanio para puentes, cementados sobre sus pilares.



Fig. 42: Colados unitarios de titanio cementados.

5.4. MEDICIÓN DEL DESAJUSTE VERTICAL

En cuanto al concepto de desajuste vertical, en nuestro estudio éste ha sido establecido entre el borde inferior del margen de cada estructura colada y el borde superior del margen de su respectivo pilar.

Todas las mediciones han sido realizadas en el Departamento de Mecanotrónica e Ingeniería de Precisión de la Fundación Tekniker ®, ubicada en Eibar (Guipúzkoa), siempre por el mismo especialista, concretamente el Jefe de Laboratorio de la Unidad de Metalotecnia y Microscopía Electrónica de dicho Departamento, que trabajó bajo nuestra supervisión. La Fundación Tekniker ® está especializada en tecnologías de fabricación

manufacturera, microfabricación, ingeniería de precisión y nanotecnologías. Se trata de un centro certificado para todos sus servicios de asistencia técnica, según norma UNE-EN-ISO 9002, con el nº ER-543/98 y todos sus procesos de investigación, desarrollo e innovación, encuadrados en proyectos, según norma UNE-EN-ISO 9001, con el nº ER-0195/1/00; así como para la homologación de herramientas de mano para tornillos y tuercas (ENAC); la realización de calibraciones en el Área de Metrología Dimensional, conforme a la norma UNE 45001-89, UNE 66-501-91 y Guía ISO 25-90 (criterios recogidos en el documento CGA-ENAC-LC Rev. 2), por ENAC y de calibraciones “in situ” en el Área de Metrología Dimensional, conforme a la norma UNE 45001-89, UNE 66-501-91 y Guía ISO 25-90 (criterios recogidos en el documento CGA-RELE LC Rev. 3 Mod. 1), por ENAC. Para garantizar un mejor cumplimiento de sus objetivos, la Fundación Tekniker ® es miembro de las organizaciones locales EITE (Asociación Vasca de Centros de Investigación Tecnológica) y SARETEK (Red Vasca de Tecnología); de la organización estatal FEDIT (Federación Española de Entidades de Innovación y Tecnología), de la organización europea EUSPEN (European Society of Precision Engineering and Nanotechnology) y de la organización internacional CIRP (International Institution of Production Engineering Research) ¹⁶⁵.

5.4.1. EQUIPO DE MEDICIÓN

Para el análisis de las muestras hemos optado por un microscopio electrónico de barrido (MEB), modelo JSM-5600LV ®, de la marca JEOL ® el cuál permite alcanzar unas magnificaciones que oscilan entre 18 y 300.000, con una resolución de 3.5 nm al trabajar en alto vacío. La resolución hace referencia a la medida mínima que el microscopio puede indicar con total exactitud; lo que nos ha permitido obtener para nuestras mediciones valores en micras con varias cifras decimales, sabiendo que 35 nanómetros son 35 diezmilésimas de micra.

El potencial de aceleración de este microscopio puede variarse entre 0.5 y 30 kV. El instrumento dispone además de un sistema de bajo vacío (1-270 Pa) para el examen de muestras no conductoras de corriente eléctrica, que alcanza una resolución de 5.0 nm. Con nuestras estructuras, al tratarse de componentes metálicos hemos podido trabajar en alto vacío, lo que nos ha permitido obtener las mejores condiciones de resolución.

Asimismo, el equipo lleva integrado un sistema de análisis químico, marca Oxford ®, que mediante espectrofotometría de emisión por rayos X y técnicas de dispersión por energías (EDS), permite identificar todos los elementos químicos de número atómico superior a 4 (condición que cumplen las tres aleaciones estudiadas). En la imagen 43 se refleja el equipo utilizado (fig. 43).



Fig. 43: MEB JEOL JSM-5600LV ® seleccionado para el análisis de las muestras.

El software manejado para examinar y medir el desajuste vertical es el Sistema de Análisis de Imagen de la casa SYS ®, cuyo formato es específico de microscopía electrónica. Dicho software permite efectuar múltiples evaluaciones como mediciones lineales, cálculo de áreas, perímetros, porcentaje de fases, factores de forma, etc.

Dispone de una gran variedad de filtros para modificar la imagen con el fin de obtener un contraste y nitidez adecuados. También permite efectuar calibraciones unitarias de cada fotografía y aplicar posibles factores de corrección entre distancias verticales y horizontales para paliar el error de captación que suelen presentar la mayoría de los equipos de obtención de imágenes.

Mientras gran parte de las caracterizaciones de los sistemas de análisis de imagen operan en función de la intensidad de gris basándose para ello en la diferencia de tonalidad blanco y negro; en el trabajo que nos ocupa ha sido el propio técnico el que ha definido las cotas de medición, lo que minimiza el posible error originado por el contraste de las imágenes. Este programa también permite transferir automáticamente los datos obtenidos a una hoja de cálculo MS Excel 6.0, para su posterior tratamiento estadístico.

Para medir el desajuste vertical entre el borde inferior del margen de cada colado y el borde superior del margen de su pilar, el diseño de los microscopios electrónicos obliga a colocar las prótesis de forma horizontal. Sin embargo, debido a la morfología de las estructuras coladas resulta imposible mantener una situación regular en la que la apertura marginal quede perpendicular al eje del cañón del microscopio, lo que nos daría como resultado la obtención de medidas incorrectas. Por ello, decidimos fabricar un utillaje que nos permitiese la ubicación adecuada de las estructuras con el fin de obtener una proyección óptima.

La aleación empleada para la confección de esta mordaza de posicionamiento es la misma que seleccionamos para la fabricación de la mordaza de cementado (aleación metal-base de aluminio 6082 ®). Del mismo modo, este dispositivo fue diseñado específicamente para nuestro estudio y construido en la Fundación Tekniker ®.

La imagen 44 refleja dicha mordaza, que consiste en una pieza en forma de “L” en cuya base se ha realizado una cola de milano para su fijación en la pletina portamuestras del microscopio electrónico. En su pared lateral se han incorporado dos pivotes hexagonales sobre los que encajan los hexágonos de los pilares (fig. 44).

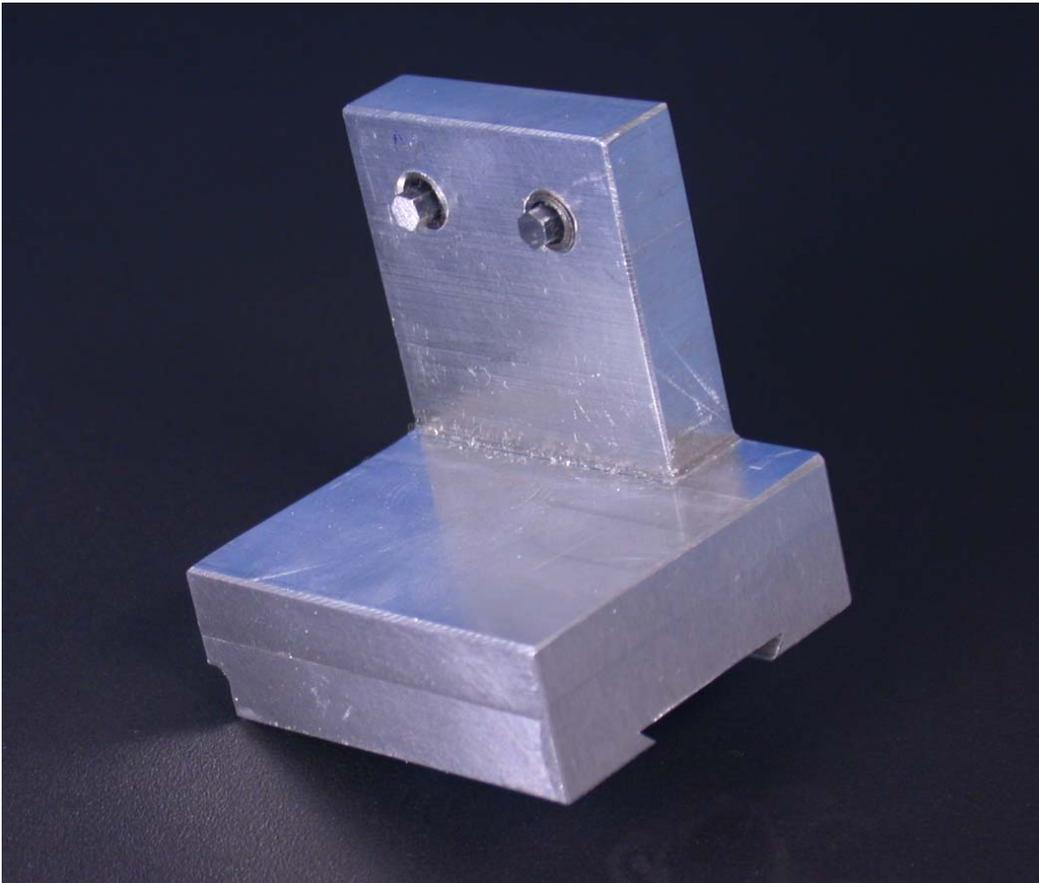


Fig. 44: Mordaza diseñada para posicionar adecuadamente las muestras en el microscopio.

En las imágenes 45 y 46 se observa la mordaza situada en la pletina portamuestras del microscopio electrónico con un puente y dos colados unitarios, cuyos márgenes quedan orientados perpendicularmente al cañón del microscopio (figs. 45 y 46).

El Anexo recoge los planos de las piezas que componen los utillajes elaborados.

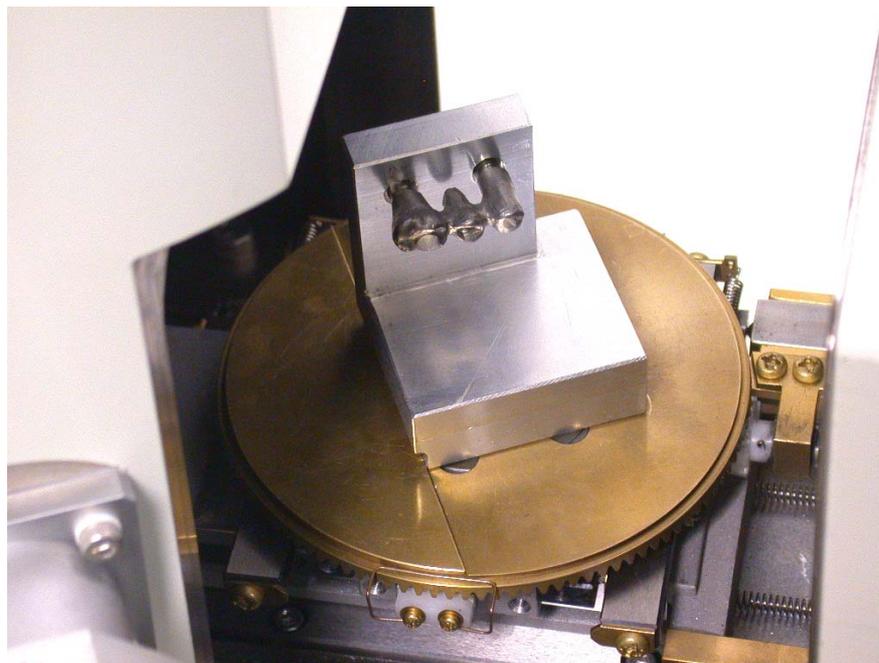


Fig. 45: Mordaza encajada en el microscopio con un colado para puente.

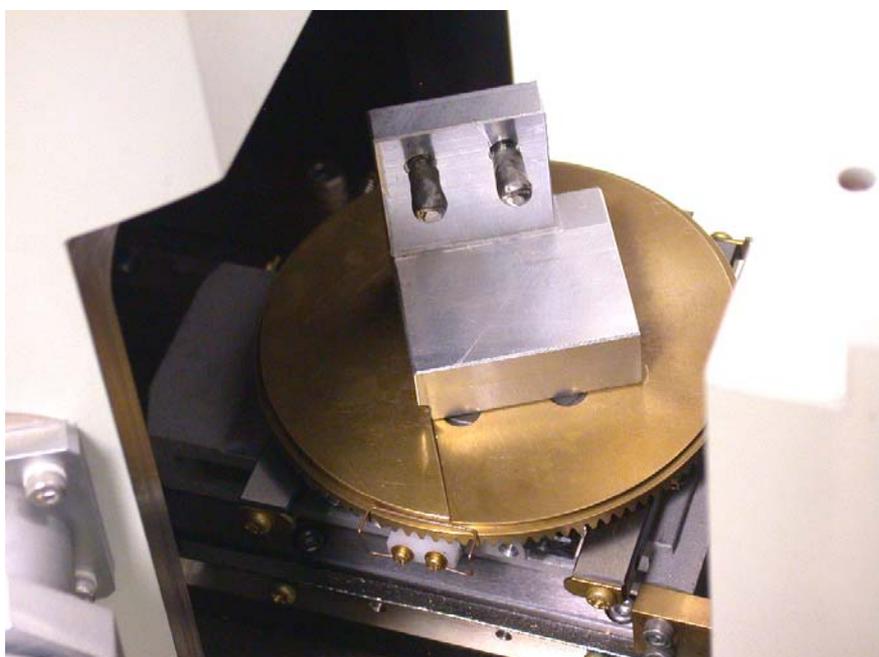


Fig. 46: Mordaza encajada en el microscopio con estructuras unitarias

5.4.2. PREPARACIÓN DE LAS PROBETAS

Sobre la superficie de las estructuras y respetando la distancia de 2 mm hasta el margen (para evitar errores en la medición) trazamos con rotulador indeleble cuatro líneas verticales coincidentes con el centro de las caras axiales de cada conjunto colado/pilar: mesiales, vestibulares, distales y linguales.

Estas líneas sirvieron posteriormente de referencia en los giros de un cuarto de vuelta que se realizaron en cada estructura para el correcto enfoque de las probetas y análisis microscópico del desajuste marginal, siguiendo la sistemática descrita a continuación.

5.4.3. ANÁLISIS DE IMAGEN

Una vez orientada cada estructura con su margen perpendicular al visor mediante la mordaza de posicionamiento y encajada ésta correctamente sobre la pletina portamuestras del equipo por el método descrito; realizamos con el microscopio electrónico de barrido una serie de fotografías en formato “tiff” a lo largo del contorno marginal, sobre las cuáles efectuamos las mediciones del desajuste vertical.

Con el fin de obtener medidas representativas, decidimos examinar en cada colado unitario cuatro zonas localizadas a 0°, 90°, 180° y 270°, tomando para ello una fotografía en cada una de estas posiciones, y utilizando como referencia de giro las líneas previamente marcadas en las probetas. De este modo, llevamos a cabo rotaciones sucesivas de un cuarto de vuelta de las piezas en sentido horario enfocando el centro de las caras axiales, sucesivamente. Para centrar dicho enfoque programamos una magnificación reducida (50 aumentos), tras lo cuál ampliábamos la imagen hasta conseguir la magnificación óptima en cada caso que nos permitiera la calibración de la discrepancia vertical.

En las estructuras de puente, siguiendo el mismo procedimiento, hemos inspeccionado tres áreas en cada pilar (premolar y molar) a 0°, 90° y 180° girando la muestra un cuarto de vuelta antes de cada proyección en sentido horario para el premolar y antihorario para el molar. En las imágenes 47 y 48 se han señalado las zonas examinadas (figs. 47 y 48).

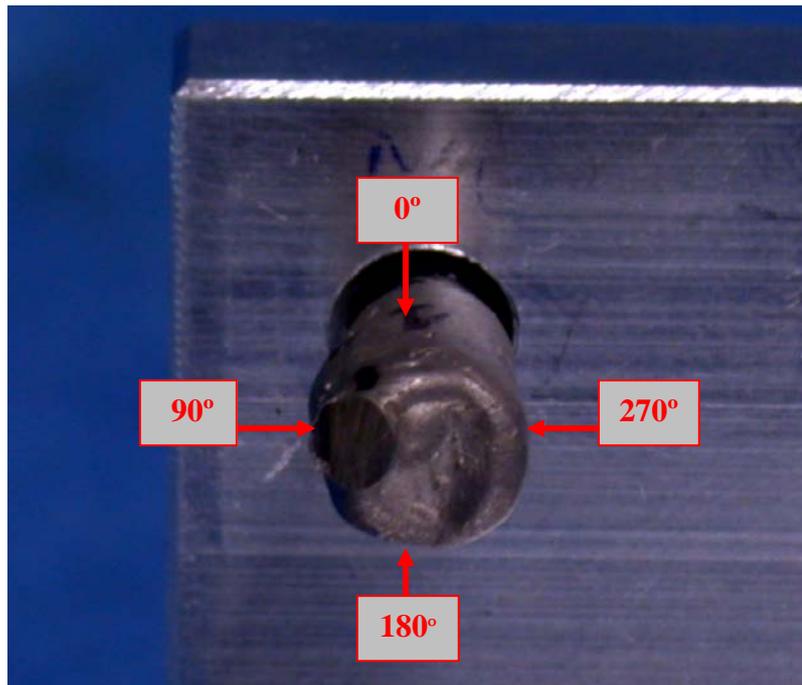


Fig. 47: Zonas analizadas en cada colado unitario.

Las magnificaciones utilizadas han sido las máximas que admitían las imágenes dependiendo en cada situación de la dimensión de la apertura vertical, de modo que han oscilado entre los 100 y 3.000 aumentos. Una vez ampliadas las fotografías centradas en las caras axiales procedimos a realizar sobre cada una de ellas 10 medidas de desajuste marginal. Para ello el software analizador efectuaba el trazado de diez líneas verticales equidistantes que dividían cada imagen en 11 partes iguales, de modo que las mediciones se establecieron en las zonas asignadas por el sistema, no por el operario. La figura 49 muestra la disposición uniforme de las localizaciones de las medidas (fig. 49).

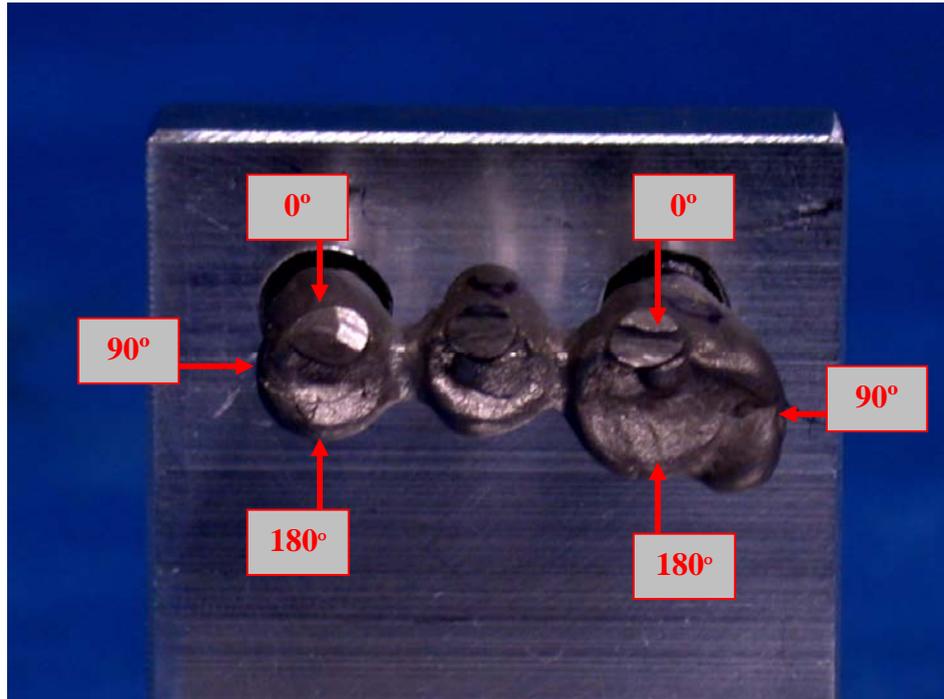


Fig. 48: Zonas analizadas en cada pilar de puente.

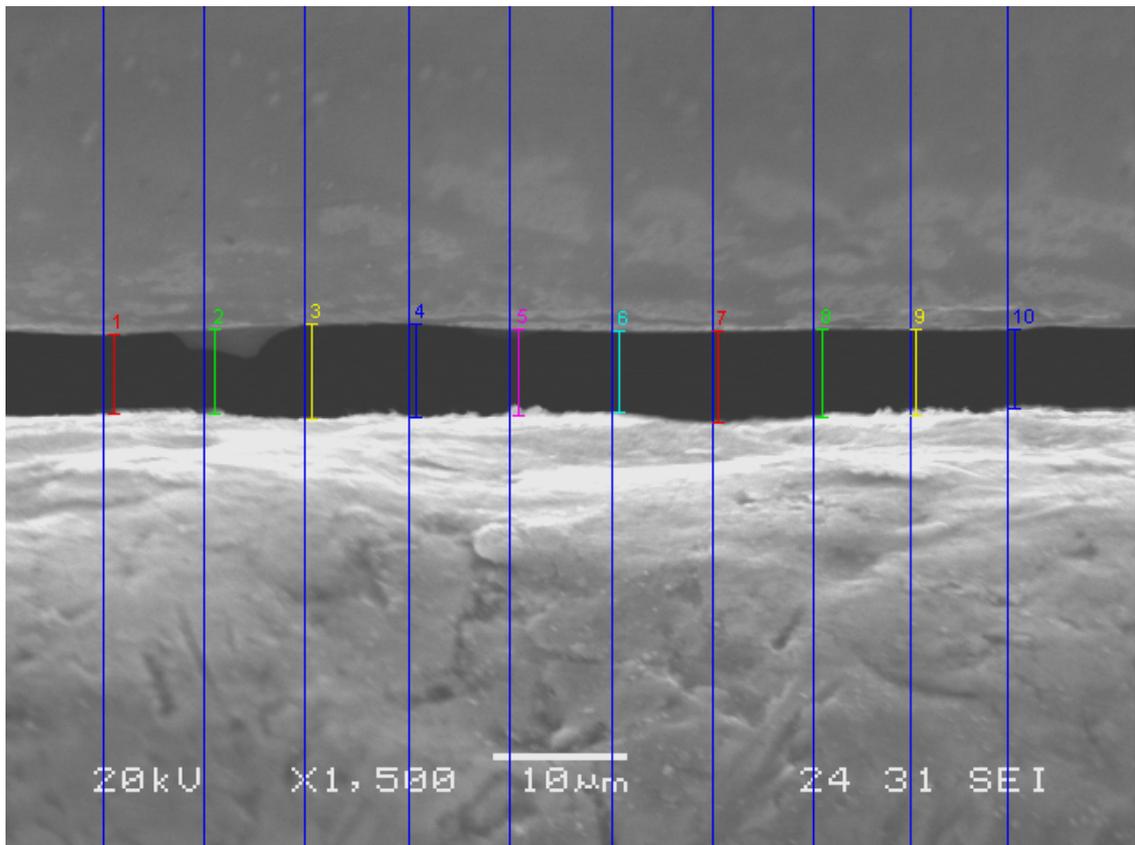


Fig. 49: Distribución equidistante de las medidas en cada proyección.

Esta sistemática, que ya ha sido utilizada con un protocolo similar por otros autores ¹⁶⁶, nos ha permitido obtener en cada colado unitario un total de 40 medidas de discrepancia vertical a lo largo de su contorno marginal, y 60 valores de desajuste vertical en cada estructura de puente repartidos en 30 medidas por pilar (premolar y molar). Algunos ejemplos de las mediciones se ilustran en las imágenes 50-69 (figs. 50-69).

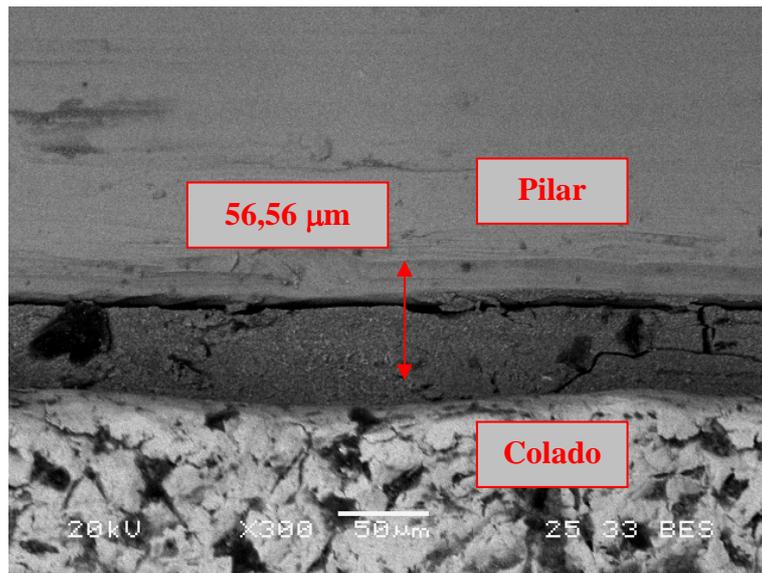


Fig. 50: Imagen tomada con MEB: probeta 10C – posición 0°. Se observa la diferente textura del pilar prefabricado y el colado.

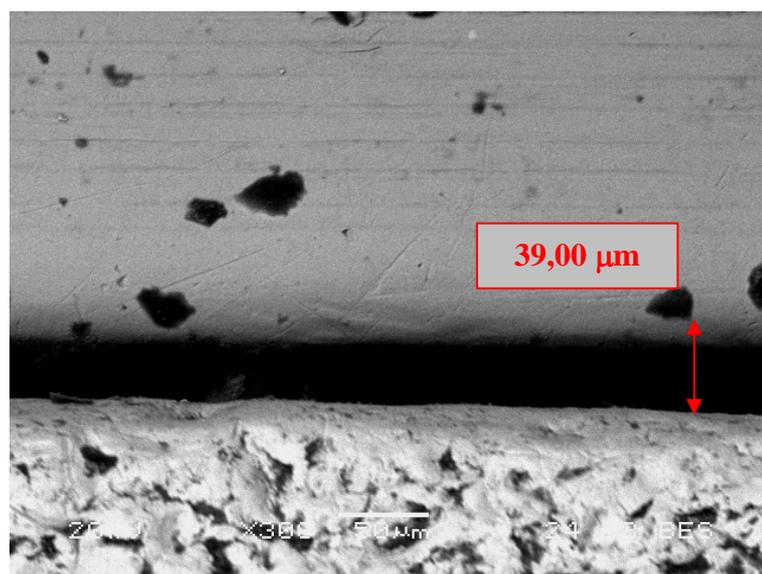


Fig. 51: Imagen tomada con MEB: probeta 5C – posición 0°.

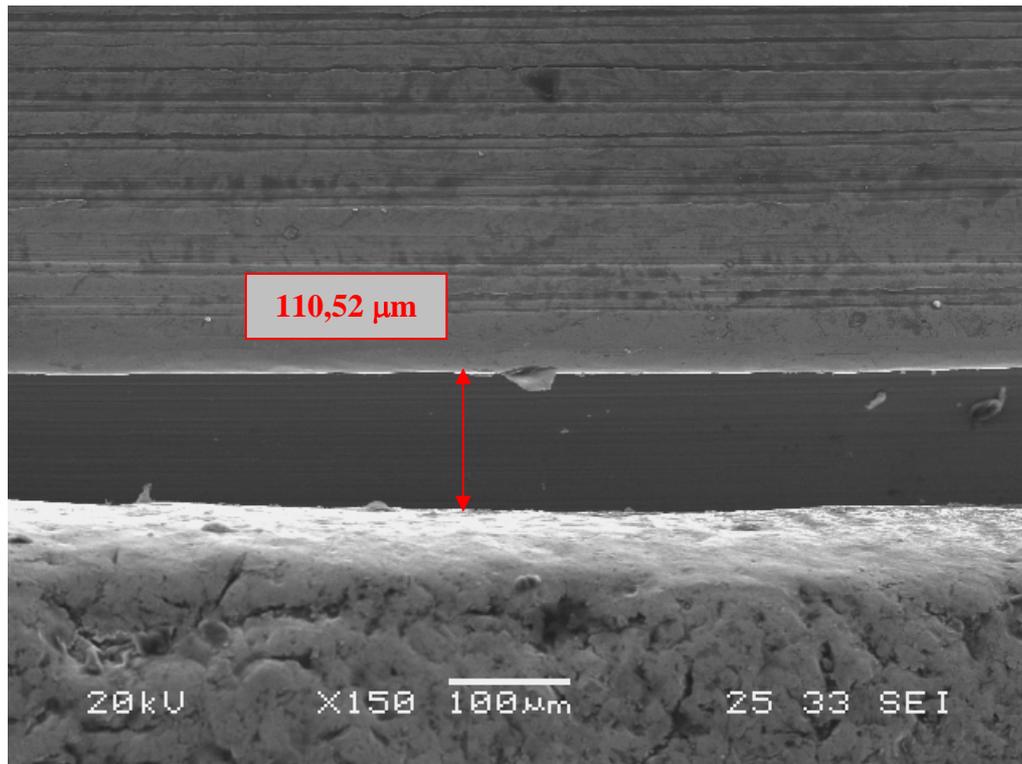


Fig. 52: Imagen tomada con MEB: probeta 46C₁ – posición 0°.

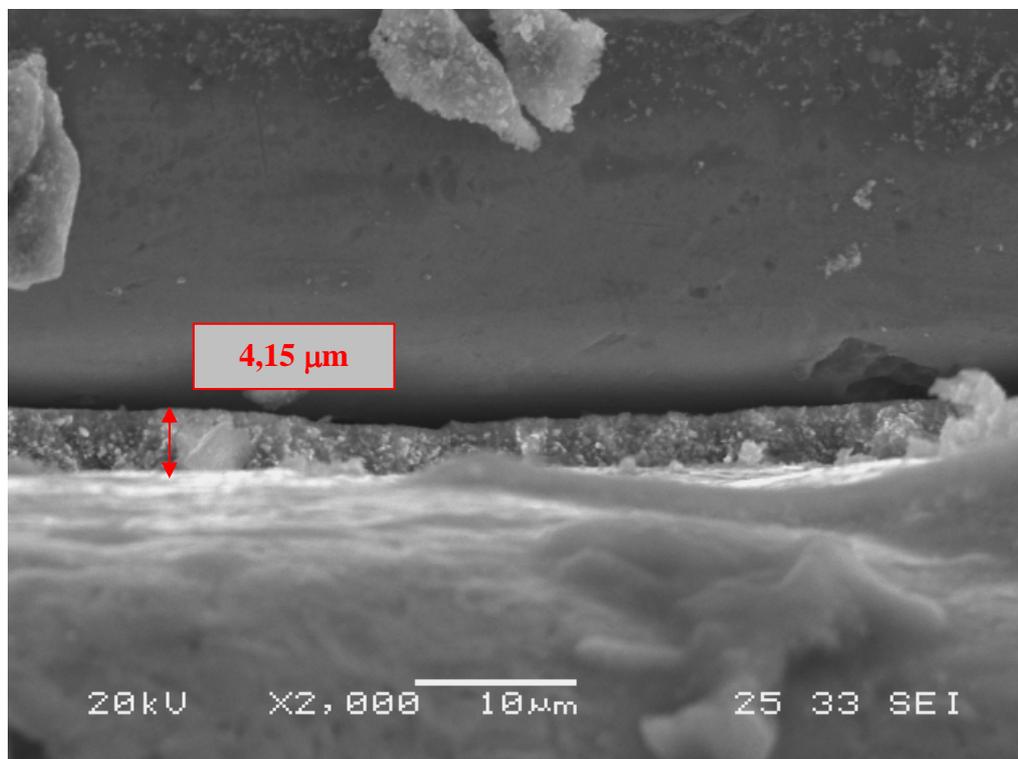


Fig. 53: Imagen tomada con MEB: probeta 53C₁ – posición 90°.

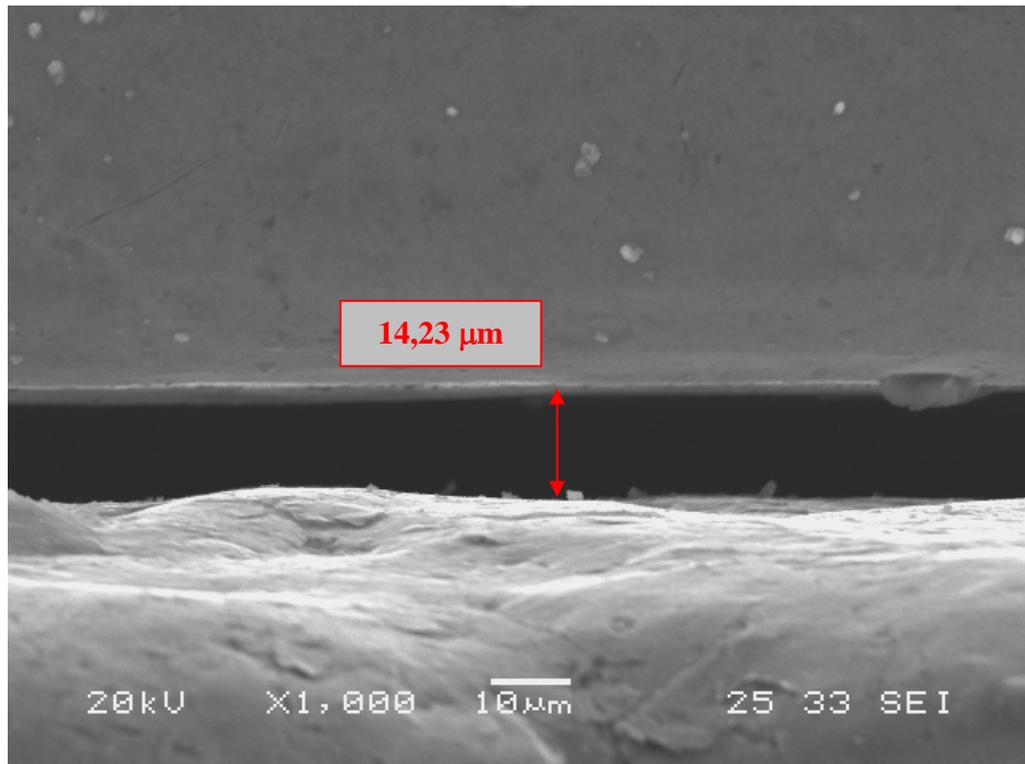


Fig. 54: Imagen tomada con MEB: probeta 55C₂ – posición 90°.

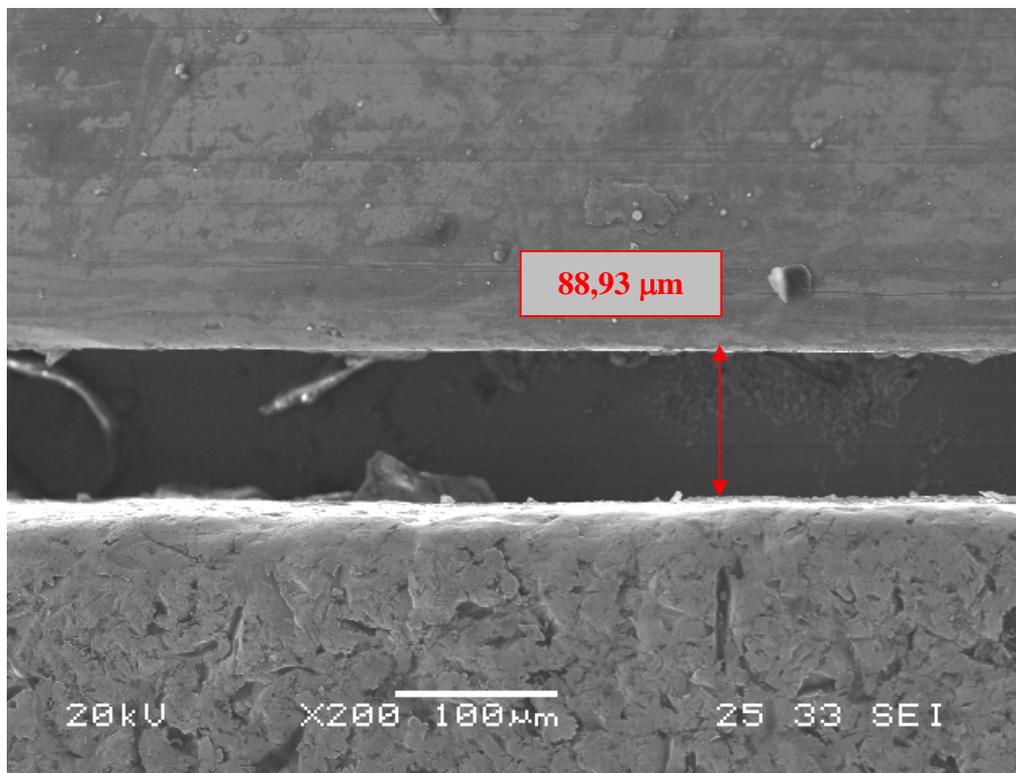


Fig. 55: Imagen tomada con MEB: probeta 57C₂ – posición 180°.

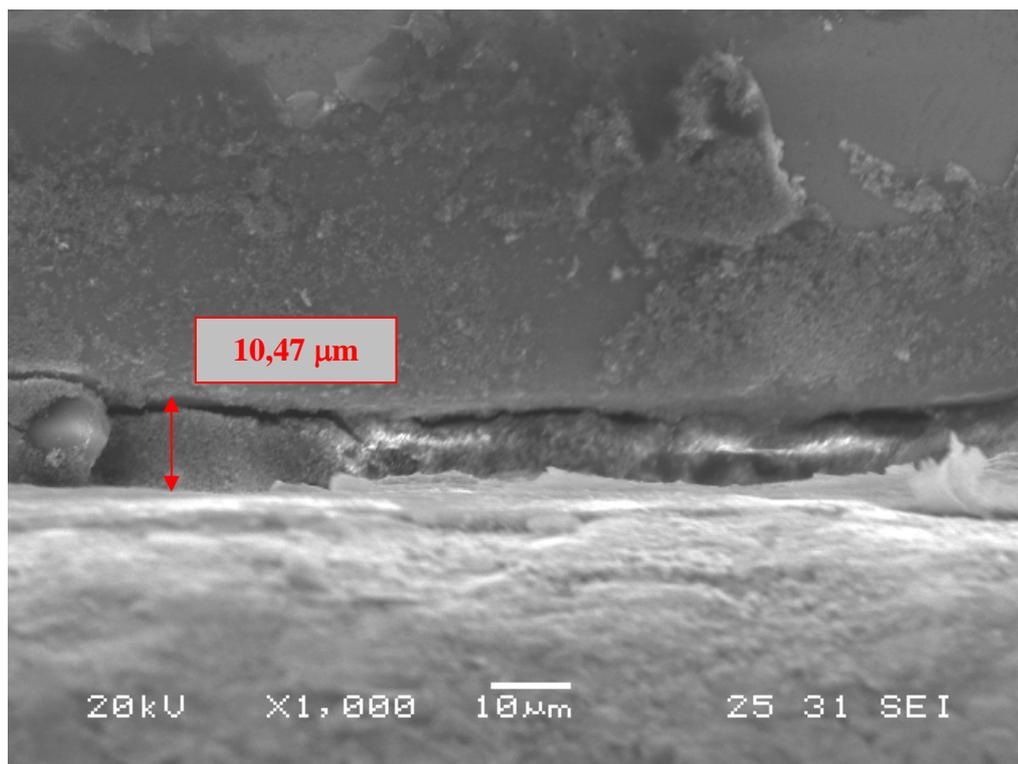


Fig. 56: Imagen tomada con MEB: probeta 22T – posición 270°.

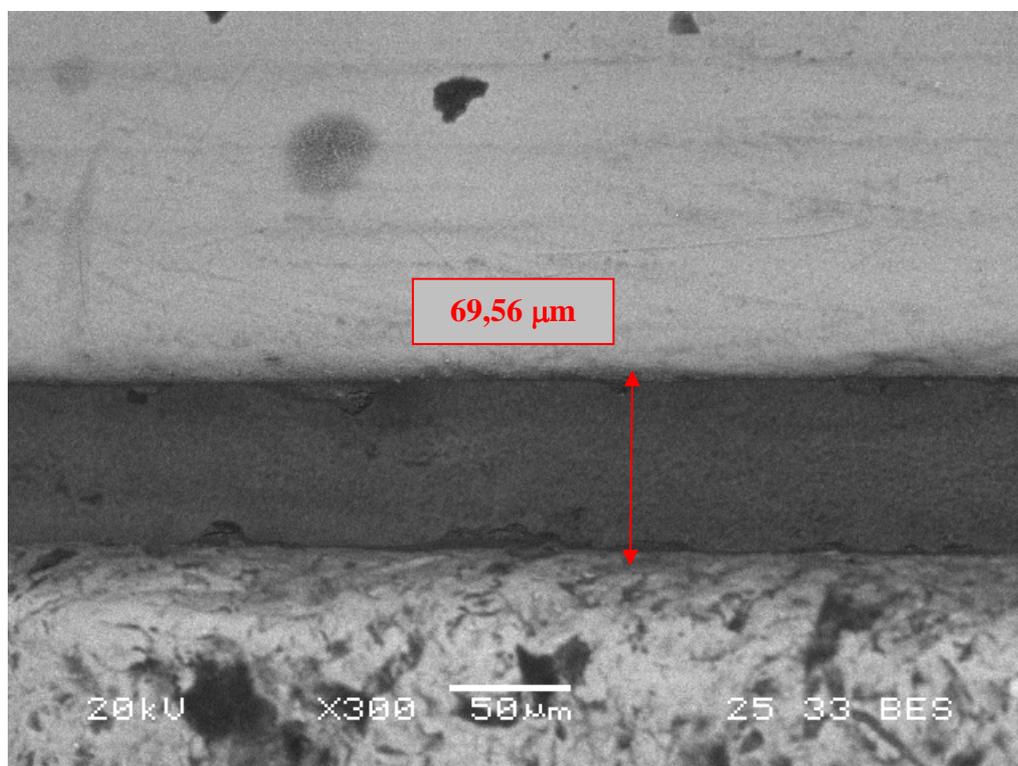


Fig. 57: Imagen tomada con MEB: probeta 26T – posición 90°.

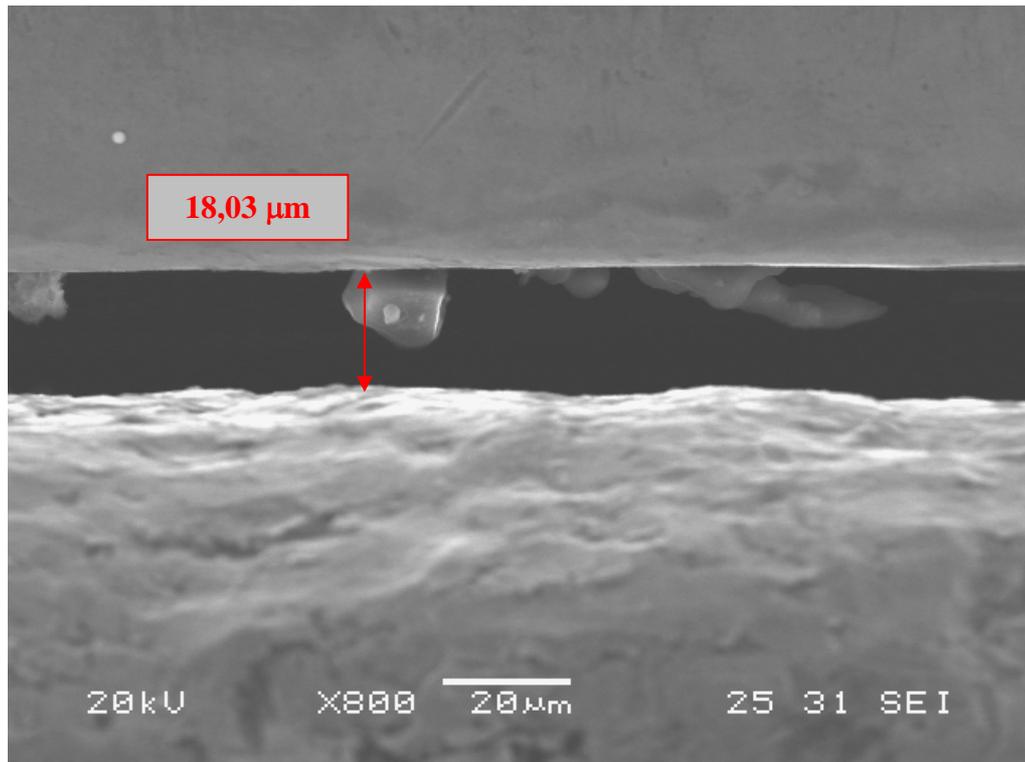


Fig. 58: Imagen tomada con MEB: probeta 62T₁ – posición 90°.

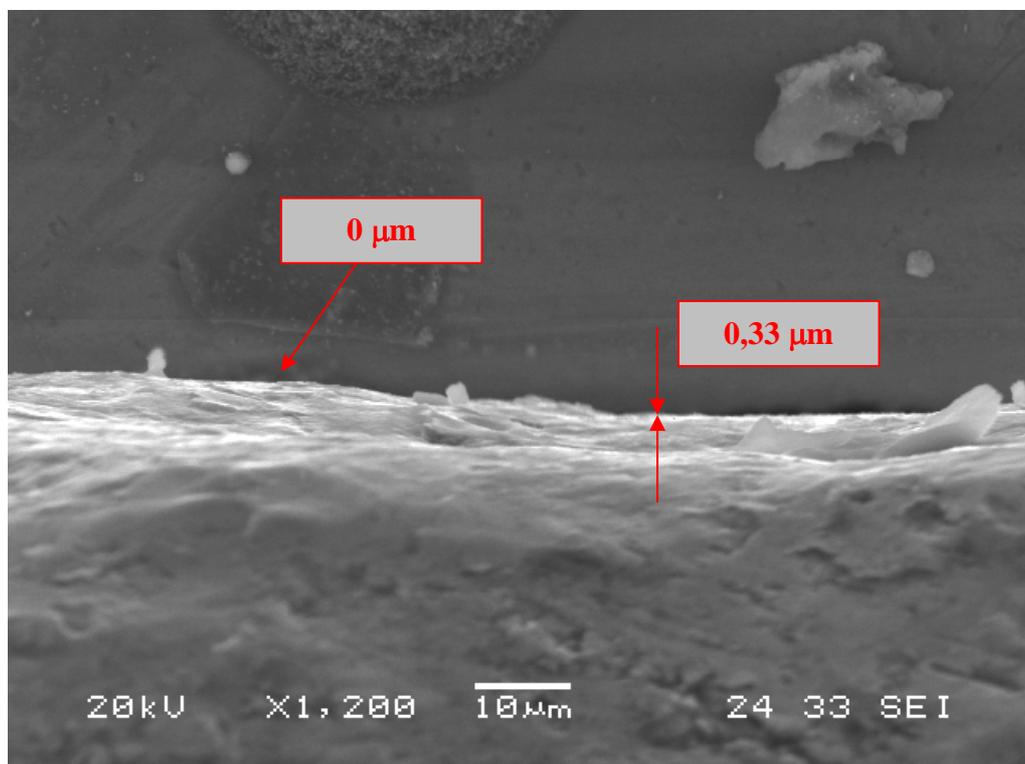


Fig. 59: Imagen tomada con MEB: probeta 66T₁ – posición 180°.

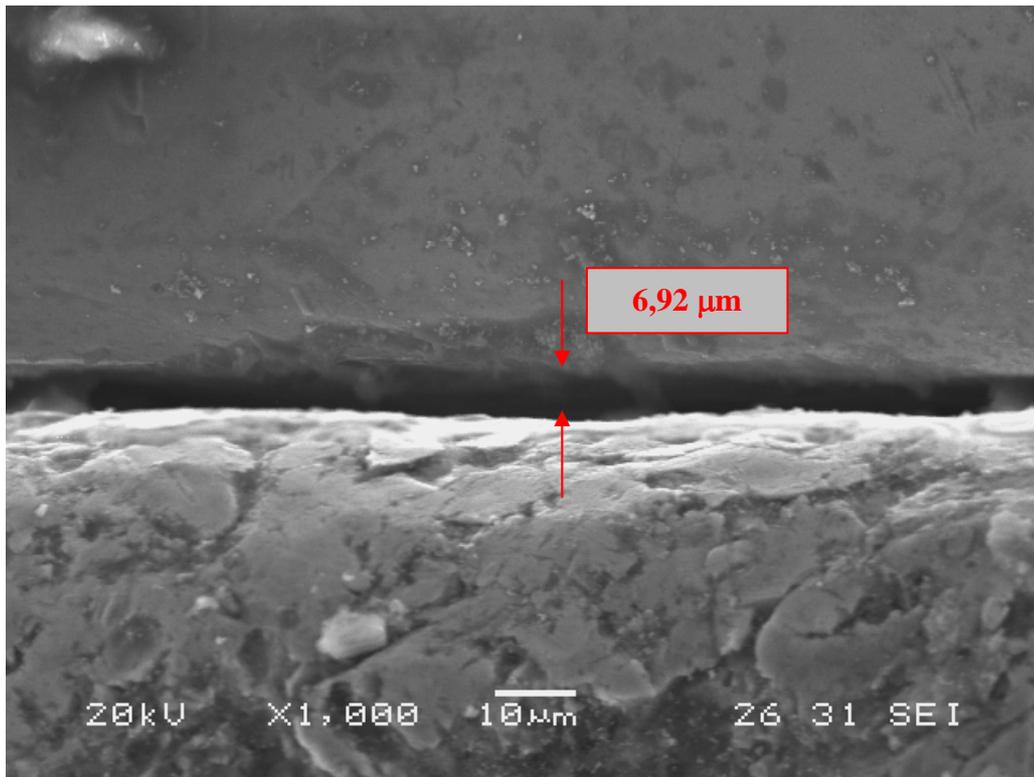


Fig. 60: Imagen tomada con MEB: probeta 63T₂ – posición 0°.

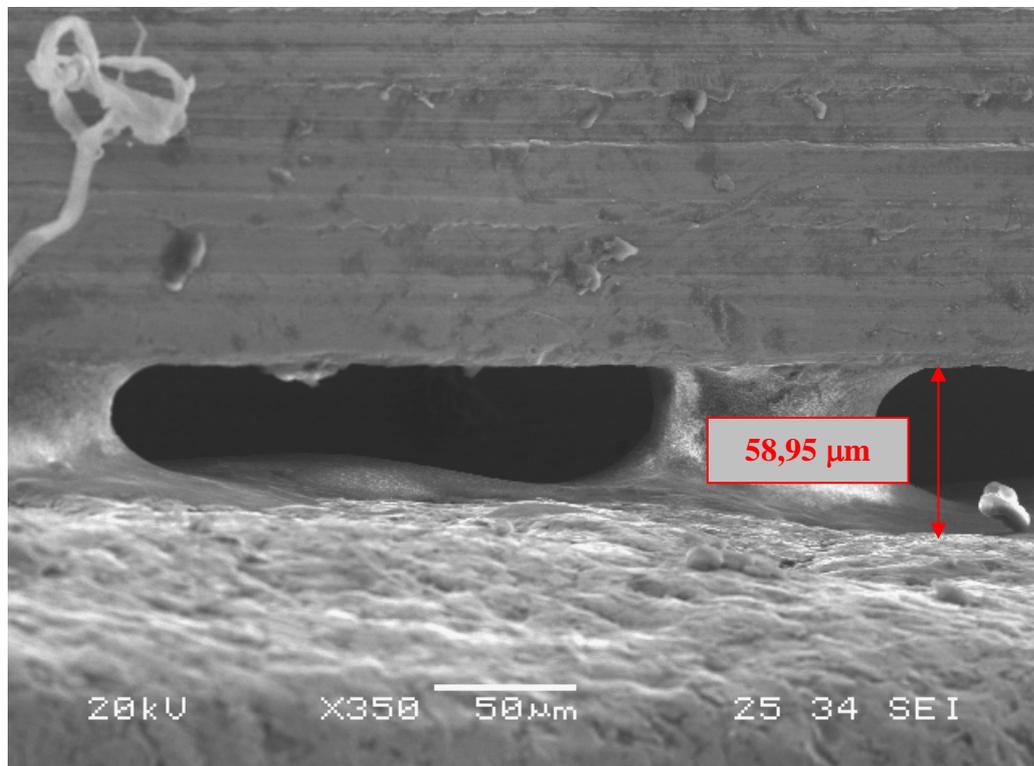


Fig. 61: Imagen tomada con MEB: probeta 70T₂ – posición 180°.

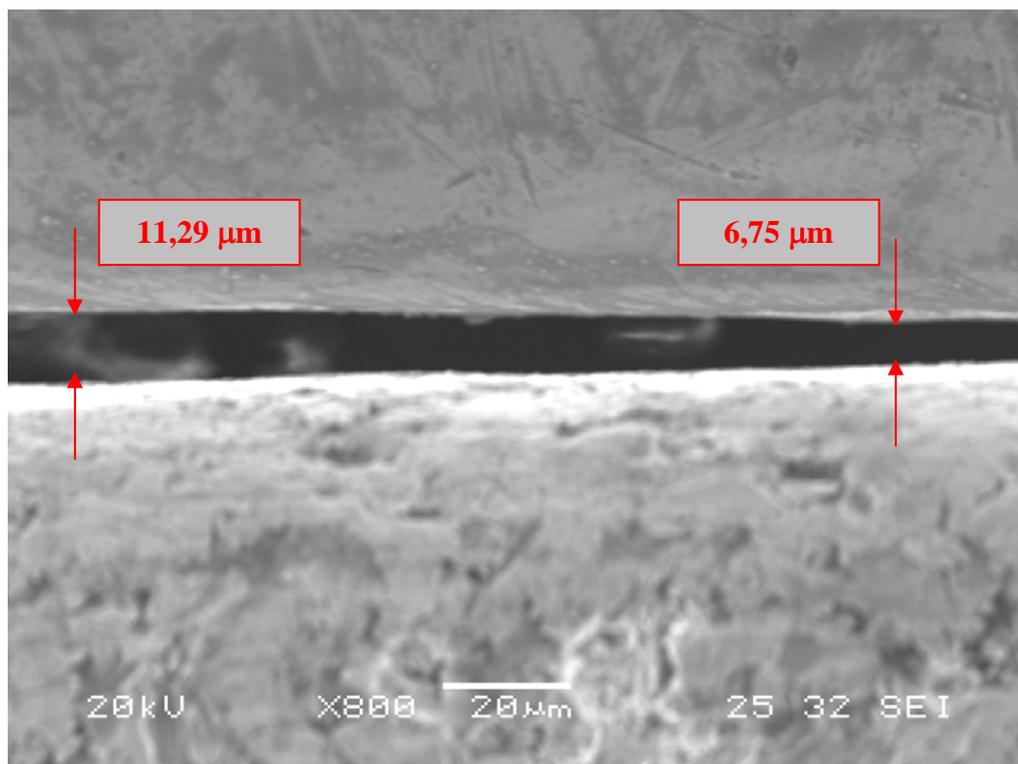


Fig. 62: Imagen tomada con MEB: probeta 32A – posición 0°.

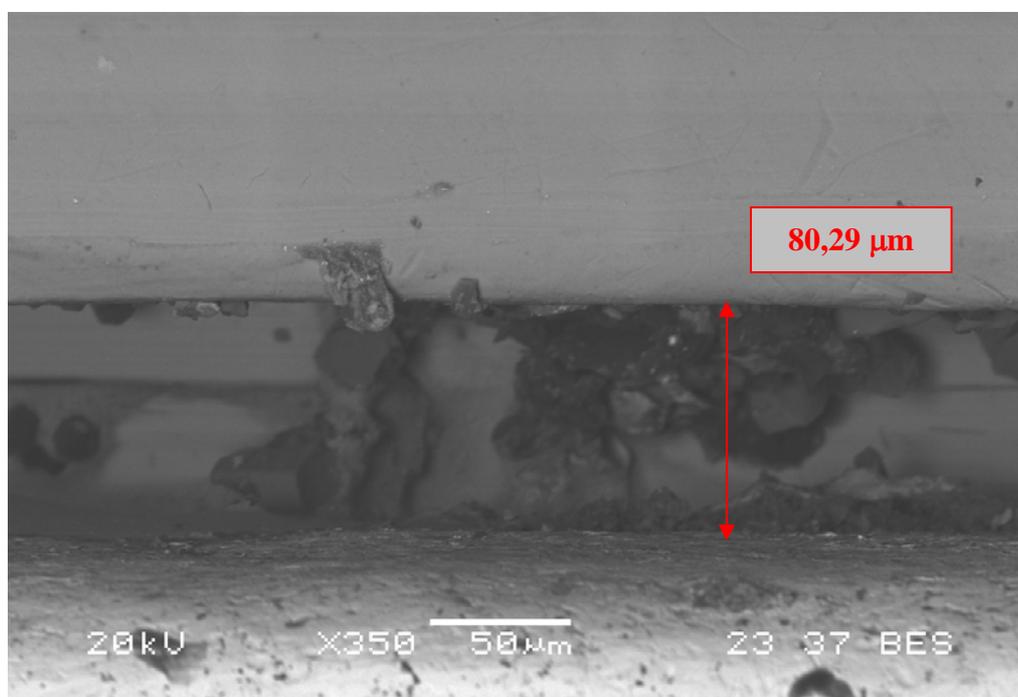


Fig. 63: Imagen tomada con MEB: probeta 39A – posición 270°.

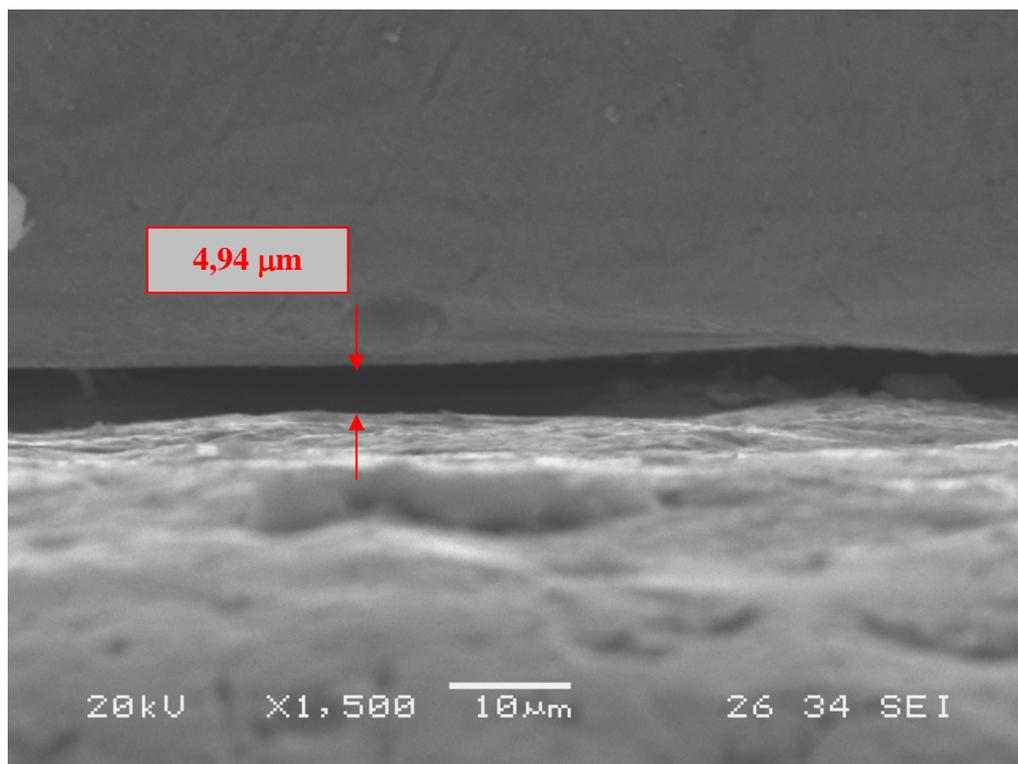


Fig. 64: Imagen tomada con MEB: probeta 77A₁ – posición 180°.

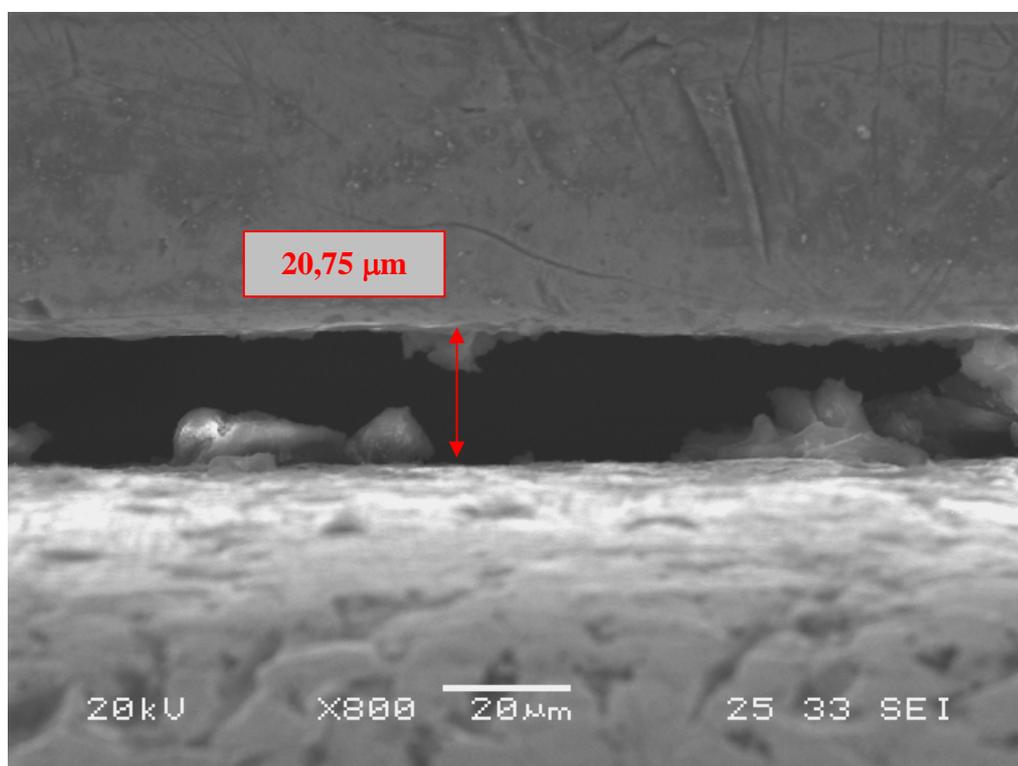


Fig. 65: Imagen tomada con MEB: probeta 89A₁ – posición 180°.

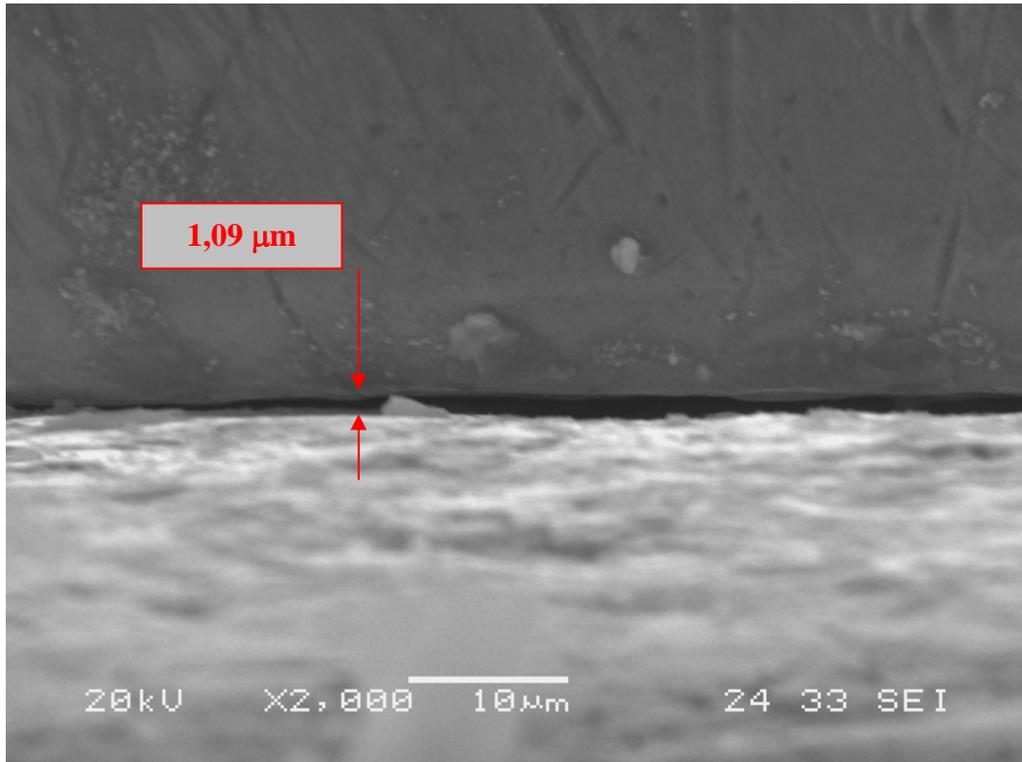


Fig. 66: Imagen tomada con MEB: probeta 78A₂ – posición 90°.

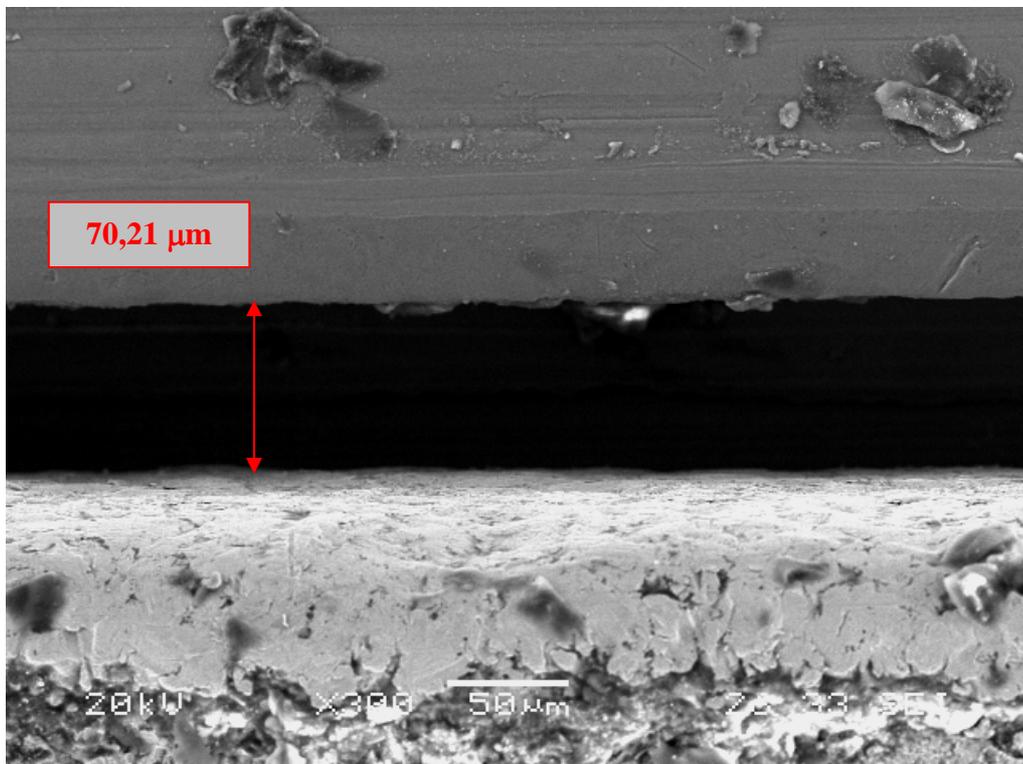


Fig. 67: Imagen tomada con MEB: probeta 87A₂ – posición 180°.

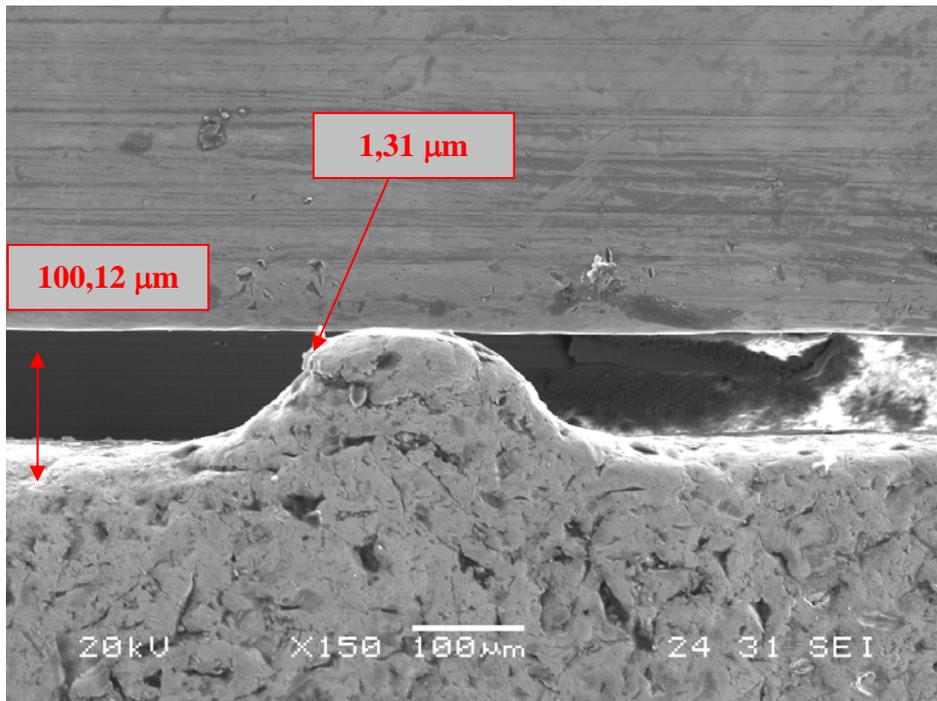


Fig. 68: Imagen tomada con MEB: probeta 2C – posición 90°, en la que se observa microscópicamente un defecto de colado.

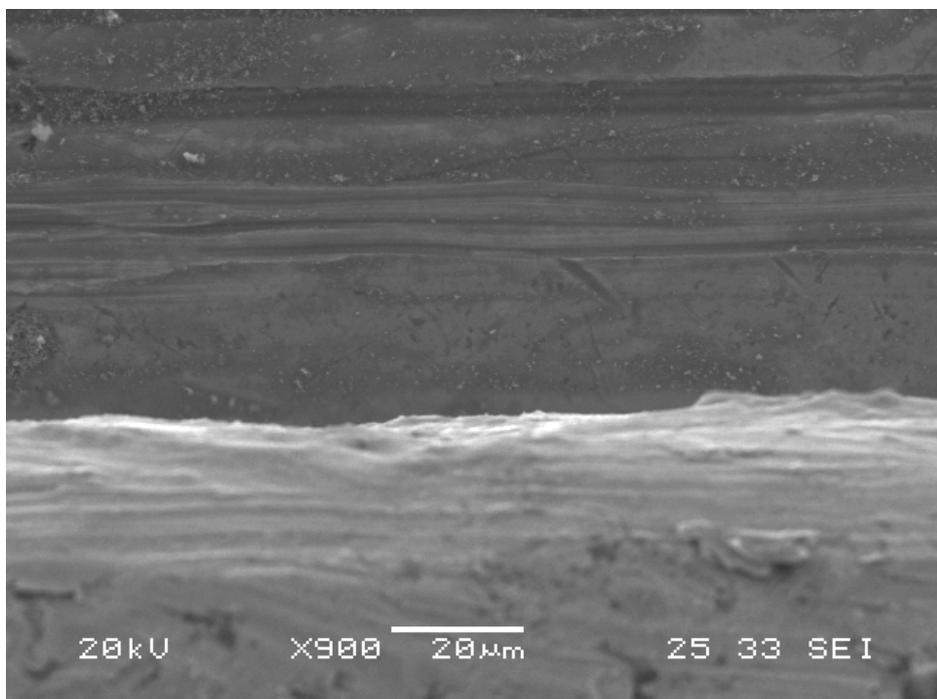


Fig. 69: Imagen tomada con MEB: probeta 90A₁ – posición 90°. Se observa un ajuste perfecto (=ausencia de apertura marginal).

5.5. TRATAMIENTO DE ESTADÍSTICO DE LOS DATOS

Los datos correspondientes a las medidas obtenidas de discrepancia vertical han sido archivados en 1 hoja Excel 6.0. El análisis estadístico lo hemos realizado en el Centro de Proceso de Datos del Servicio Informático de Apoyo a la Investigación perteneciente al Área de Informática y Comunicaciones de la Universidad Complutense de Madrid, con el programa estadístico SAS en su versión 8.2.

El tratamiento de los datos consta de un primer estudio estadístico-descriptivo seguido de un análisis inferencial con pruebas No Paramétricas (Kruskal-Wallis, Test No Paramétrico de Comparaciones Múltiples y Test de Suma de Rangos de Wilcoxon) y Paramétricas (Análisis de la Varianza o ANOVA y Test de Comparaciones Múltiples de Duncan); seleccionadas en cada caso según su conveniencia para comparar los distintos aspectos de la variable objeto de estudio, que se especifican en el siguiente apartado.

6. RESULTADOS

6. RESULTADOS

6.1. DISTRIBUCIÓN DE LOS DATOS OBTENIDOS

Finalizado el análisis de imagen por microscopía hemos obtenido 4.500 medidas de desajuste vertical como resultado del examen de las 90 probetas de nuestro estudio, las cuáles se dividen en 6 grupos de 15 estructuras diferenciadas por la aleación de la que están compuestas (cobalto-cromo, titanio o paladio-oro); y por su diseño (corona individual o puente de tres piezas). El total de valores encontrados se distribuyen en 40 mediciones de discrepancia vertical efectuadas en determinados puntos de la separación planar de cada pieza individual, y 30 medidas de desajuste vertical en las zonas descritas del contorno marginal de cada pilar de puente (lo que significa que $n = 40$ para cada colado unitario y $n = 60$ para cada estructura de puente). Por ello, considerando el total de los colados individuales de cada aleación, la suma de datos obtenidos asciende a 600 [15 x 40] medidas de desajuste vertical para los colados unitarios de cobalto-cromo, 600 medidas para los unitarios de paladio-oro y 600 para los de titanio colado. Tomando el conjunto de las estructuras de puente de cada aleación, el total de mediciones asciende a 900 [15 x 60] medidas de discrepancia vertical para las estructuras de puente de cobalto-cromo (450 [15 x 30] correspondientes al pilar anterior o premolar y 450 al pilar posterior o molar); 900 medidas para las estructuras de puente de paladio-oro y 900 para las de titanio colado. De este modo, si agrupamos los colados en las tres aleaciones objeto de nuestro estudio, obtenemos un total de 1.500 [600 + 900] mediciones para el cobalto-cromo, 1.500 para el paladio-oro y 1.500 para el titanio colado, lo que resulta en el conjunto de 4.500 medidas efectuadas en el total de las 90 muestras del presente experimento “in vitro”.

Por último, antes de proceder al estudio estadístico hemos asignado a cada estructura el valor promedio de sus correspondientes mediciones de desajuste vertical.

6.2. ESTADÍSTICA DESCRIPTIVA

En primer lugar procedemos a describir las características de la variable cuantitativa “desajuste vertical” que evalúa la separación entre el plano inferior del colado y el plano superior del pilar tomada en el eje vertical a lo largo del contorno marginal. Al tratarse de una variable numérica, se define a partir de una medida de centralización y otra de dispersión ¹⁶⁷. Mientras la mediana y la media, como *medidas de posición*, son valores representativos de la muestra; la varianza y la desviación típica, como *medidas de dispersión*, indican el grado de agrupación o disgregación de los datos en cada serie o conjunto de medidas ^{168, 169}. Es importante subrayar que dichas mediciones las hemos realizado de forma *directa* (la medición se corresponde con el valor buscado) y *absoluta* (el instrumento utilizado –MEB- permite medir directamente la magnitud deseada).

6.2.1. RESULTADOS DEL ANÁLISIS UNIVARIADO (TABLAS)

A/ ALEACIÓN DE COBALTO-CROMO

Tabla 1: Estadísticos descriptivos del desajuste vertical de las probetas de cobalto-cromo.

Co-Cr: Desajuste vertical en μm				
Piezas	Individuales	Premolares	Molares	Puentes
Máx	103.45	101.58	107.93	102.25
Mín	17.23	6.12	3.95	5.03
Media	62.49	47.76	50.07	48.91
DE	26.08	33.84	35.24	32.87
N	15	15	15	15

[Máx: Valor promedio de la probeta más desajustada. Mín: Desajuste promedio de la probeta con menor discrepancia. DE: Desviación típica. N: N° de datos utilizados para el cálculo].

B/ TITANIO COLADO

Tabla 2: Estadísticos descriptivos del desajuste vertical de las probetas de titanio colado.

Ti: Desajuste vertical en μm				
Piezas	Individuales	Premolares	Molares	Puentes
Máx	84.10	49.29	46.00	45.08
Mín	3.58	6.10	7.02	12.18
Media	22.15	27.15	29.57	28.36
DE	21.22	12.70	12.27	10.82
N	15	15	15	15

[*Máx*: Valor promedio de la probeta más desajustada. *Mín*: Desajuste promedio de la probeta con menor discrepancia. *DE*: Desviación típica. *N*: N° de datos utilizados para el cálculo].

C/ ALEACIÓN DE PALADIO-ORO

Tabla 3: Estadísticos descriptivos del desajuste vertical de las probetas de paladio-oro.

Pd-Au: Desajuste vertical en μm				
Piezas	Individuales	Premolares	Molares	Puentes
Máx	93.94	78.61	50.25	55.09
Mín	8.34	9.54	4.26	7.41
Media	26.10	27.31	18.80	23.06
DE	22.40	17.00	12.36	10.92
N	15	15	15	15

[*Máx*: Valor promedio de la probeta más desajustada. *Mín*: Desajuste promedio de la probeta con menor discrepancia. *DE*: Desviación típica. *N*: N° de datos utilizados para el cálculo].

6.2.2. ESTUDIO DESCRIPTIVO POR ALEACIÓN

El grupo que presenta peores valores de ajuste vertical es el correspondiente a las estructuras confeccionadas en aleación de cobalto-cromo, cuya discrepancia media (55.70 μm) se aleja del resultado obtenido para la aleación de paladio-oro (24.58 μm) y para el titanio puro (25.25 μm). Por otra parte, a pesar de que el desajuste promedio del paladio-oro es sensiblemente menor que el calculado para el titanio, no podemos establecer una distinción clara entre ambos grupos de estructuras en cuanto a su ajuste, dada la escasa magnitud de la diferencia entre sus discrepancias medias (apenas 0.7 μm).

Los resultados en función de la aleación empleada se resumen en la tabla 4.

Tabla 4: Estadísticos descriptivos del desajuste vertical por aleación (μm).

ALEACIÓN	Obs	N	Media	DE	Mediana	Mín	Máx
c	30	30	55.70	29.96	60.85	5.03	103.5
t	30	30	25.25	16.85	23.75	3.58	84.10
a	30	30	24.58	17.39	21.98	7.41	93.94

[c: cobalto-cromo. t: titanio. a: paladio-oro. Obs: N° de observaciones. N: N° de datos empleados en el cálculo].

6.2.3. ESTUDIO DESCRIPTIVO POR DISEÑO

Valorando los diseños de corona y puente con independencia de la aleación, se observan resultados similares para ambos tipos de estructura, a excepción de las coronas de cobalto-cromo, cuyo desajuste promedio supera en 13.6 μm la discrepancia media de los puentes confeccionados con la misma aleación.

En cuanto al conjunto de los colados para puentes, la mayor diferencia de ajuste registrada entre sus pilares asciende a 8.51 μm , valor correspondiente al grupo del titanio. Para el paladio-oro y el cobalto-cromo esta diferencia se sitúa en torno a las 2.5 μm .

En las tablas 1-3, organizadas por aleaciones, aparecen los valores promedio de desajuste en función del diseño de las piezas.

6.2.4. ESTUDIO DESCRIPTIVO POR ALEACIÓN Y DISEÑO

Tabla 5: Estadísticos descriptivos del desajuste vertical por aleación y diseño (μm).

DISEÑO	ALEACIÓN	Obs	N	Media	DE	Mediana	Mín	Máx
p	c	15	15	48.91	32.87	55.29	5.03	102.2
p	t	15	15	28.36	10.82	26.63	12.18	45.08
p	a	15	15	23.06	10.92	22.44	7.41	55.09
u	c	15	15	62.49	26.08	69.64	17.23	103.5
u	t	15	15	22.15	21.22	13.35	3.58	84.10
u	a	15	15	26.10	22.40	20.70	8.34	93.94

[p: puente. u: corona individual. c: cobalto-cromo. t: titanio. a: paladio-oro.

Obs: N° de observaciones. N: N° de datos utilizados para el cálculo].

La aleación que ha arrojado peores valores promedio de ajuste vertical es la de cobalto-cromo, tanto en colados individuales ($62.49 \mu\text{m}$) como en estructuras de puente ($48.91 \mu\text{m}$). Además, su desviación estándar en ambos diseños es mayor que las respectivas desviaciones calculadas para las muestras restantes, lo que informa de una mayor dispersión de los datos en torno a la media (fig. 70). Esto parece revelar una probabilidad menor respecto a los otros materiales, de obtener una pieza fabricada en cobalto-cromo-siguiendo nuestra metodología y condiciones-, cuya discrepancia marginal se aproxime al promedio. Es decir, a la luz de nuestros resultados, el cobalto-cromo proporcionaría una precisión en el ajuste menor que el paladio-oro y el titanio colado, cuyas desviaciones estándar, al igual que ocurre con sus discrepancias verticales medias en los colados para coronas y puentes, son muy similares entre sí (tablas 1-5). A pesar de no haber considerado un baremo preestablecido como valor máximo de discrepancia permitida, los desajustes verticales medios de nuestro estudio estarían en todos los casos por debajo de los límites aceptados clínicamente en prótesis fija convencional por la mayoría de los autores, ya que la mayor discrepancia encontrada -correspondiente al pilar posterior o molar de una estructura de puente colada en cobalto-cromo-, ha sido de $107.93 \mu\text{m}$ (tablas 1-5).

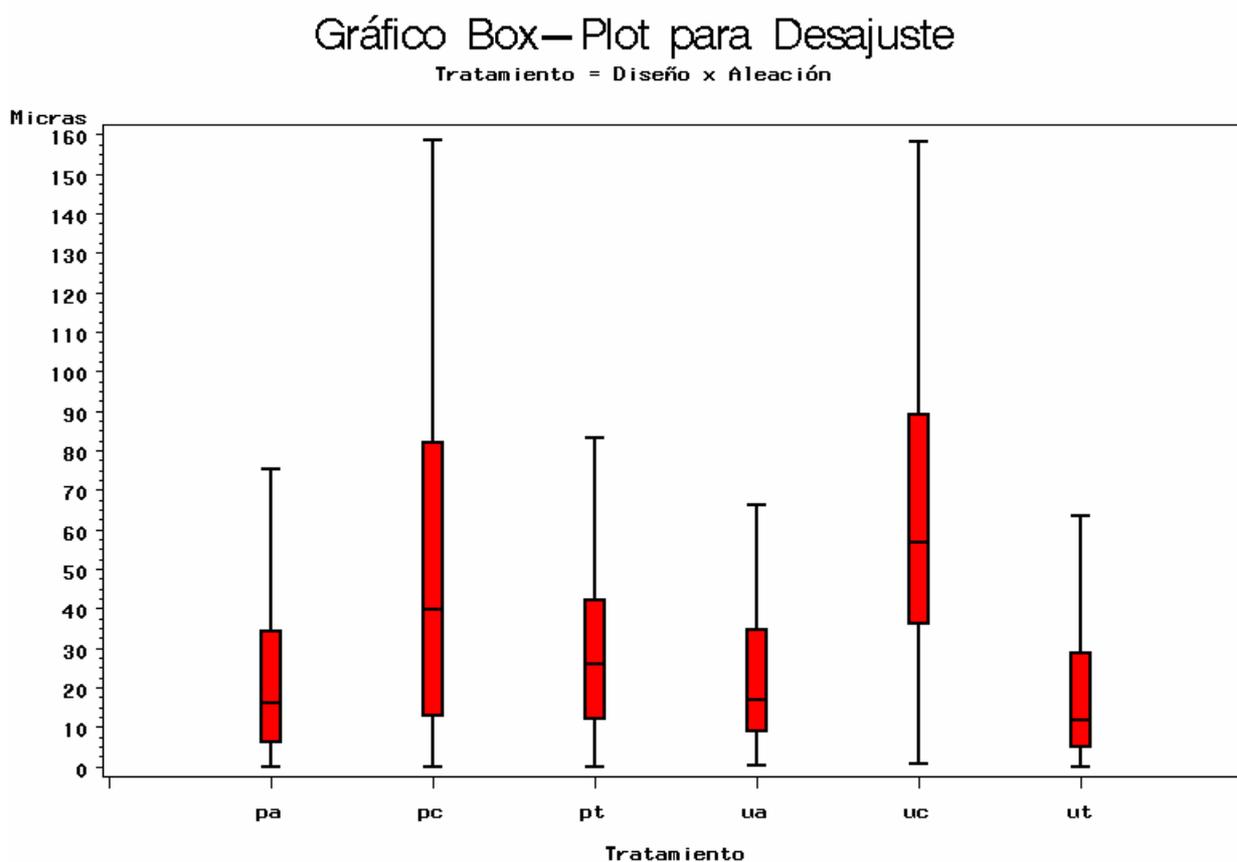


Fig. 70: Desajuste vertical por aleación y diseño de las estructuras [pa: puente de pd-au. pc: puente de co-cr. pt: puente de ti. ua: corona de pd-au. uc: corona de co-cr. ut: corona de ti].

6.3. ESTADÍSTICA INFERENCIAL

6.3.1. ANÁLISIS INFERENCIAL POR ALEACIÓN

Al igual que en otros estudios sobre desajuste de estructuras^{39, 166, 170-176}, tras someter nuestros datos al Test de Kolmogorov-Smirnov, comprobamos que la distribución de los mismos no cumplía los criterios de Normalidad, por lo que seleccionamos métodos estadísticos No Paramétricos basados en la comparación de medianas para analizar el comportamiento de las distintas aleaciones de nuestro experimento en cuanto al ajuste vertical. En primer lugar realizamos la prueba de Kruskal-Wallis, que informó de la existencia de diferencias entre las tres aleaciones. El Test de Kruskal-Wallis para r muestras independientes (en nuestro caso tres) es una generalización del Test de Wilcoxon

(para dos muestras independientes) ¹⁷⁷. El desarrollo del Test de Kruskal-Wallis, parte de una “hipótesis nula” (h_0), que en nuestro estudio es la siguiente: “no hay diferencia entre las aleaciones respecto al ajuste que proporcionan”, lo que implicaría la igualdad de las medianas de las tres muestras comparadas. Si como resultado de los cálculos correspondientes a esta prueba, obtenemos un p-valor < 0.05 , podemos rechazar la hipótesis nula para un nivel de confianza $NC > 95\%$; si bien nunca podríamos afirmar dicha hipótesis en caso contrario.

Cuando se obtiene un resultado significativo con el Test de Kruskal-Wallis, como ha sido nuestro caso ($p < 0.001$), resulta conveniente buscar las causas de la significación realizando una valoración comparativa de las tres muestras dos a dos mediante un Test No Paramétrico de Comparaciones Múltiples ^{168, 177}. Las discrepancias máximas y los valores medianos de desajuste de las aleaciones comparadas se reflejan en los gráficos de las figuras 71 y 72.

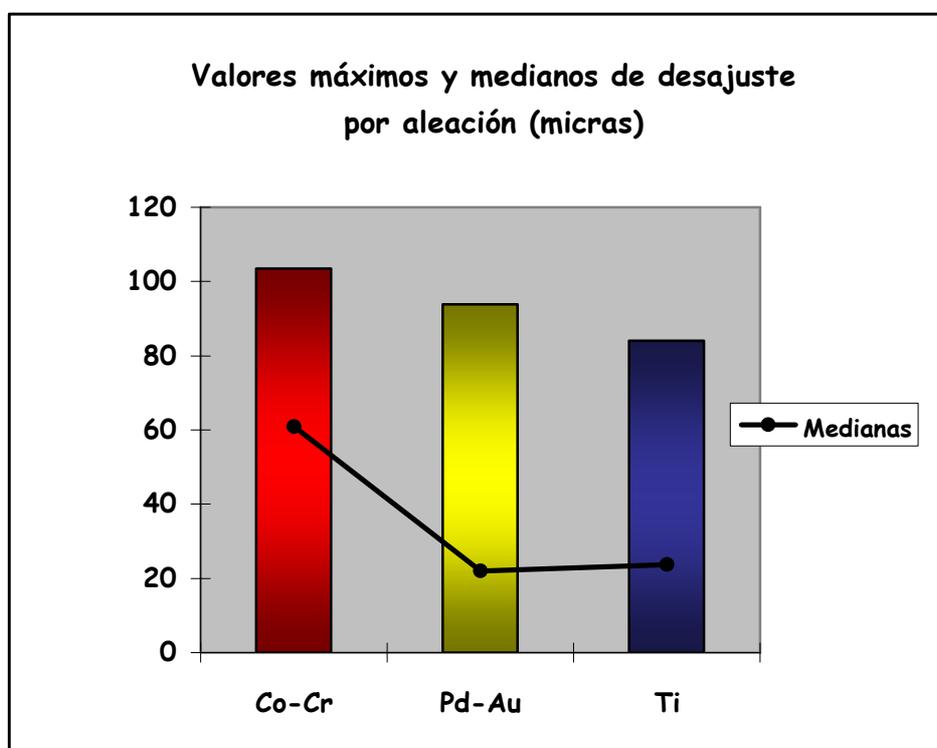


Fig. 71: Discrepancias máximas y valores medianos de desajuste en las distintas aleaciones.

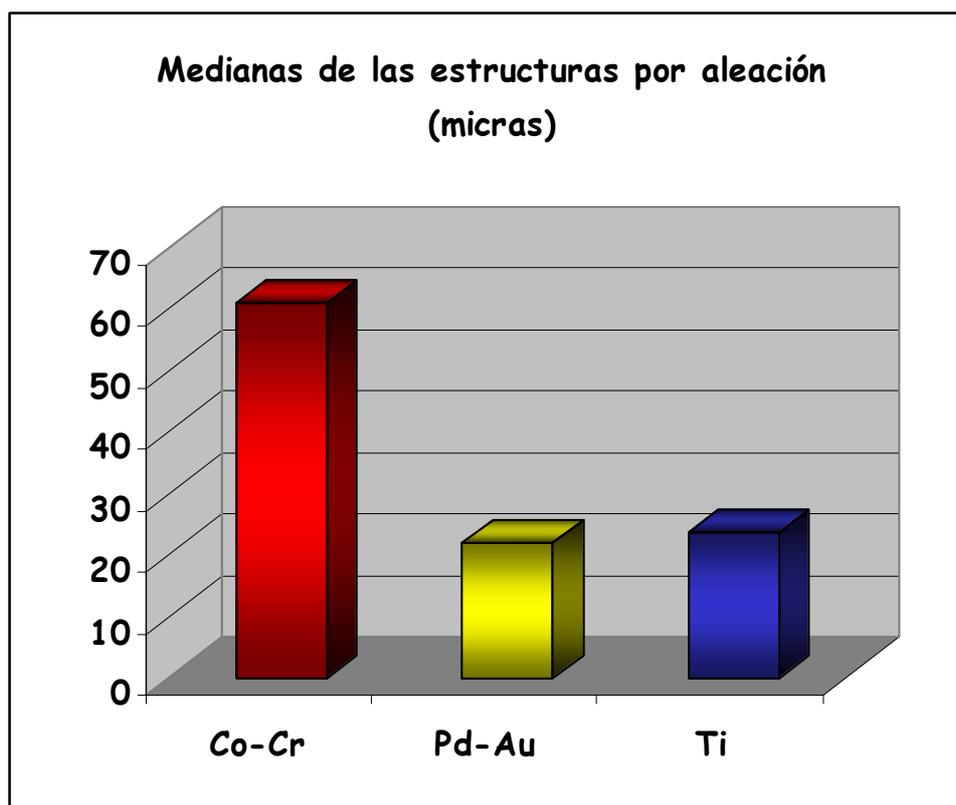


Fig. 72: Medianas de las discrepancias verticales obtenidas en cada aleación.

Aplicando dicho Test para analizar las diferencias de comportamiento entre los grupos de paladio-oro y titanio con relación a la discrepancia vertical o variable objeto de estudio, obtenemos una $p = 0.785$, es decir, $p > 0.05$, por lo que a pesar de que el paladio-oro haya proporcionado valores más bajos de desajuste con una mediana menor ($21.98 \mu\text{m}$) que el titanio ($23.75 \mu\text{m}$), no encontramos evidencia estadística para rechazar la hipótesis o para negar que entre ambas muestras no existen diferencias en cuanto al ajuste.

Los cálculos correspondientes al análisis comparativo entre el paladio-oro y el cobalto-cromo, en cambio, ofrecen como resultado una $p < 0.00005$, que nos permite afirmar la existencia de diferencias estadísticamente significativas de separación vertical entre ambas aleaciones, sabiendo que la mediana del cobalto-cromo asciende a $60.85 \mu\text{m}$, frente a las $21.98 \mu\text{m}$ del paladio-oro.

Finalmente, como resultado de la comparación entre la aleación de cobalto-cromo y la de titanio mediante el Test citado de Comparaciones Múltiples, obtenemos una $p < 0.0001$, por lo que volvemos a encontrar diferencias en la variable estudiada entre los dos metales, de forma que el cobalto-cromo continúa ofreciendo el valor más alto de discrepancia mediana ($60.85 \mu\text{m}$), en este caso frente al titanio ($23.75 \mu\text{m}$).

A la luz de estos resultados, podemos concluir que el cobalto-cromo presenta diferencias estadísticamente significativas con la aleación de paladio-oro y el titanio puro atendiendo a la variable “desajuste vertical”, siendo en ambos casos dicho grupo de cobalto-cromo el que peores valores de ajuste ha proporcionado en las mediciones. Sin embargo, aunque hemos detectado desajustes sensiblemente peores en el grupo del titanio que en el de paladio-oro, no podemos hablar de la existencia de diferencias significativas de discrepancia entre ambos grupos en estructuras similares a las nuestras y elaboradas en las mismas condiciones.

6.3.2. ANÁLISIS INFERENCIAL POR DISEÑO

Atendiendo al diseño de las estructuras de nuestro estudio, realizamos una valoración comparativa entre colados para coronas y puentes y posteriormente entre los pilares de las estructuras de puente en cuanto a la variable “desajuste vertical”.

A/ COLADOS PARA CORONAS Y PUENTES

Dada la falta de Normalidad de la distribución de los datos en función del diseño de las probetas; sometimos a los mismos al Test No Paramétrico de Suma de Rangos de Wilcoxon, equivalente al de Kruskal –Wallis, pero para dos muestras independientes.

En primer lugar realizamos el análisis comparativo con independencia de la composición o aleación de las piezas; es decir, dividiendo los 90 colados en dos tipos: estructuras individuales y colados para puentes de tres piezas con pónico intermedio.

El p-valor que arrojó el Test de Suma de Rangos de Wilcoxon para ambos grupos fue de 0.8785, lo que nos permite afirmar que no existen diferencias significativas en cuanto al ajuste vertical entre los colados individuales y triples de nuestro estudio.

A continuación empleamos la misma prueba para comparar las estructuras de coronas y puentes dentro de cada aleación. De este modo, para el conjunto de paladio-oro obtuvimos una p-valor de 0.5939, lo que corrobora la ausencia de diferencias estadísticamente significativas entre los diseños unitarios y múltiples confeccionados con esta aleación. Lo mismo puede decirse de las estructuras de cobalto-cromo, para las que se obtuvo una $p = 0.2233$. Finalmente, al aplicar la prueba referida a las piezas de titanio, resultó una $p = 0.0663$ ($0.0663 > p > 0.05$), por lo que en este caso el Test de Suma de Rangos de Wilcoxon nos permite concluir la existencia de diferencias significativas en cuanto al ajuste vertical de colados para coronas y puentes de titanio con un nivel de confianza del 93%; siendo las estructuras individuales las que mejor ajuste proporcionan.

B/ PILARES DE LOS COLADOS PARA PUENTES

Una vez verificada la Normalidad de la variable “diferencia de desajuste entre los pilares molar y premolar de un colado para puente” (expresada en μm) a través del Test de Kolmogorov-Smirnov; analizamos estadísticamente dicha diferencia mediante un Test de ANOVA o Análisis de la Varianza. Para ello partimos de la hipótesis nula “no existen diferencias en el ajuste vertical de los pilares de una estructura de puente”. En la figura 73 se observa gráficamente la diferencia en el desajuste vertical existente entre los pilares de los colados para los puentes de las distintas aleaciones.

Gráfico Box–Plot para Desajuste

Diferencia Molar–Premolar en Puentes

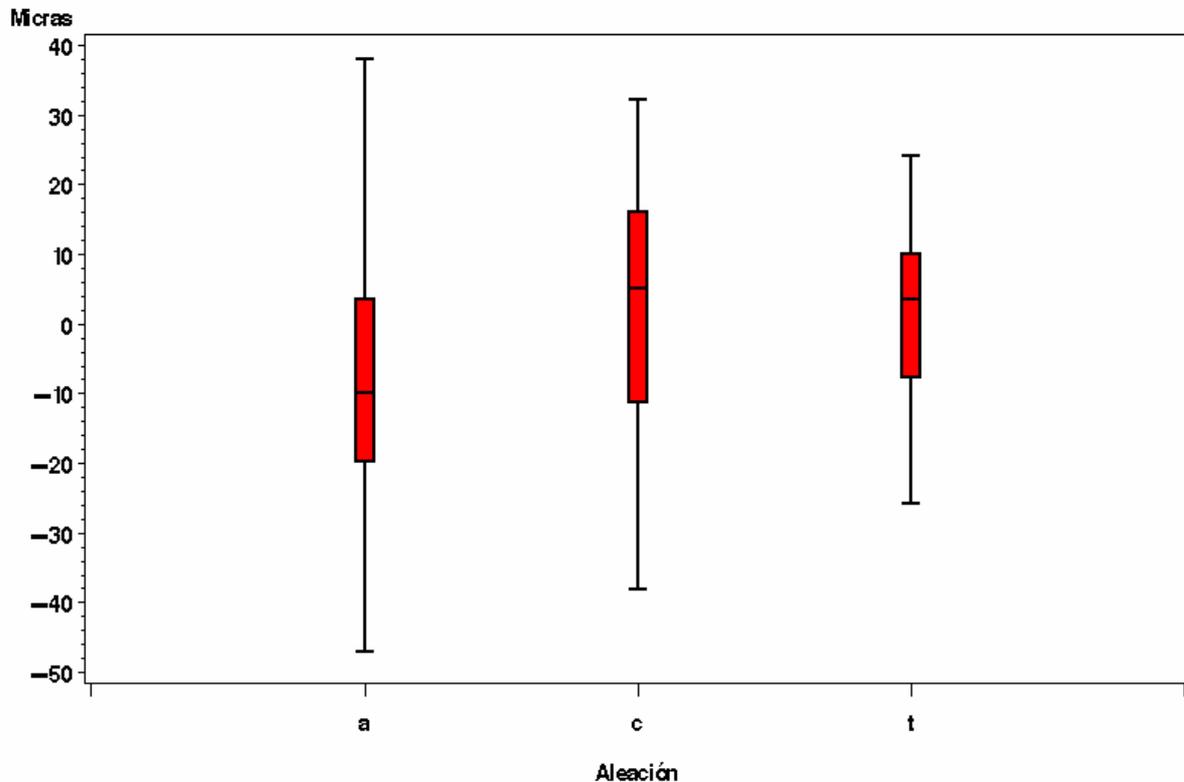


Fig. 73: Variable “diferencia en el desajuste vertical entre los pilares de un colado para puente” en función de la aleación [*a*: paladio-oro. *c*: cobalto-cromo. *t*: titanio.].

Aplicando el Análisis de la Varianza con objeto de investigar en primer lugar la significación estadística de la diferencia en el ajuste de los dos pilares de una estructura de puente (molar y premolar) con independencia de la aleación, obtenemos un valor para $p > 0.05$, por lo que no encontramos evidencia de que existan diferencias en el ajuste promedio de los molares y premolares de los colados para puentes dentro de cada grupo de aleaciones. Las discrepancias medias correspondientes a los pilares de los puentes colados en cobalto-cromo, titanio y paladio-oro aparecen en la figura 74.

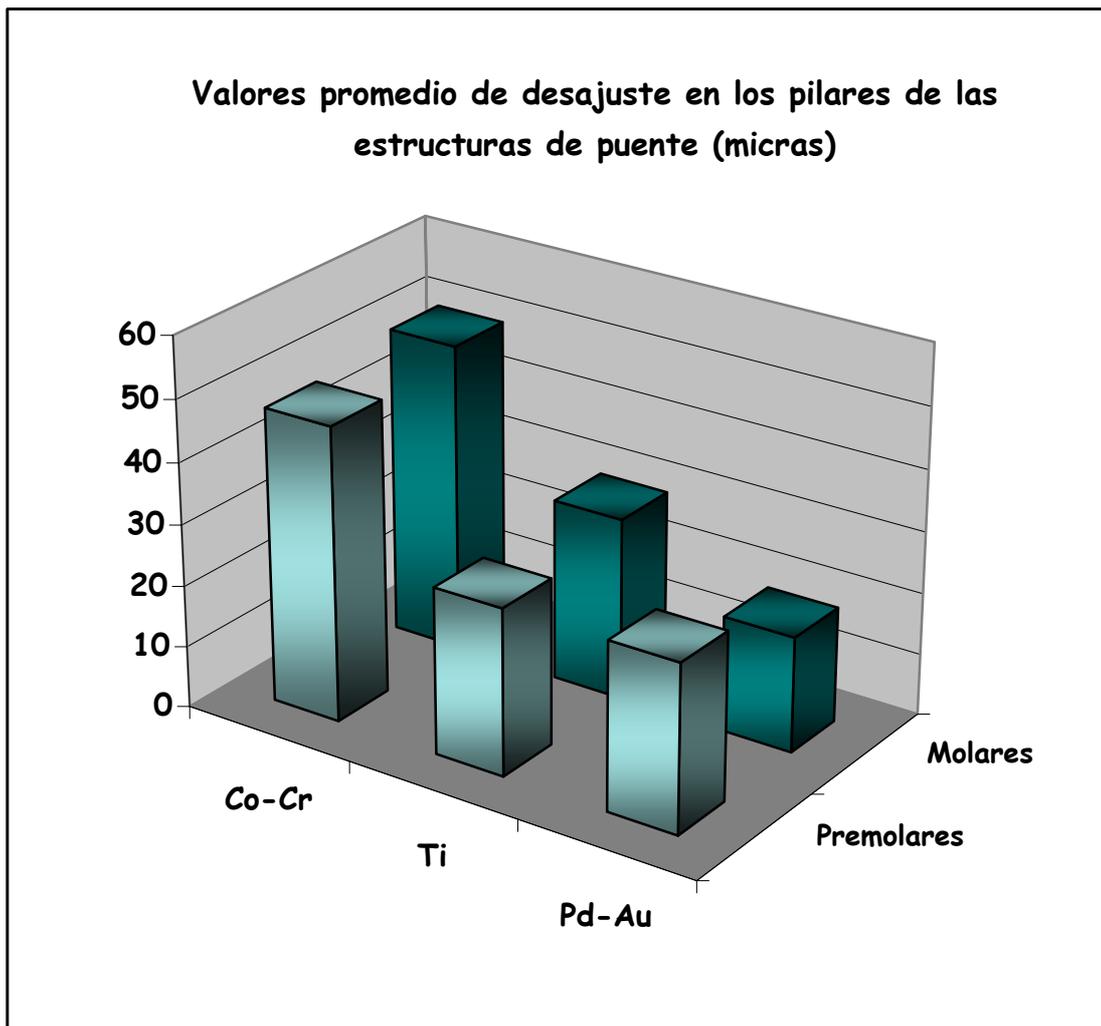


Fig. 74: Valores medios de desajuste vertical de los pilares de los colados para puentes (premolar y molar) en los distintos grupos de aleaciones.

En segundo lugar, y como resultado de los cálculos correspondientes al Análisis de la Varianza (ANOVA) efectuados para comparar las diferencias promedio de desajuste entre los pilares de los puentes en los tres grupos de aleaciones, obtenemos una $p = 0.1861$, que informa de la ausencia de interacción significativa entre las medias de la variable “diferencia molar-premolar” para los distintos metales (fig. 75). Esto nos impide afirmar que entre los pilares de las estructuras múltiples de los distintos materiales existan diferencias significativas de desajuste vertical. Los mismos resultados se obtuvieron con la prueba No Paramétrica (Test de Kruskal-Wallis) que fue realizada a posteriori.

GRAFICO DE INTERACCION PARA DESAJUSTE

ALEACION vs. POSICION

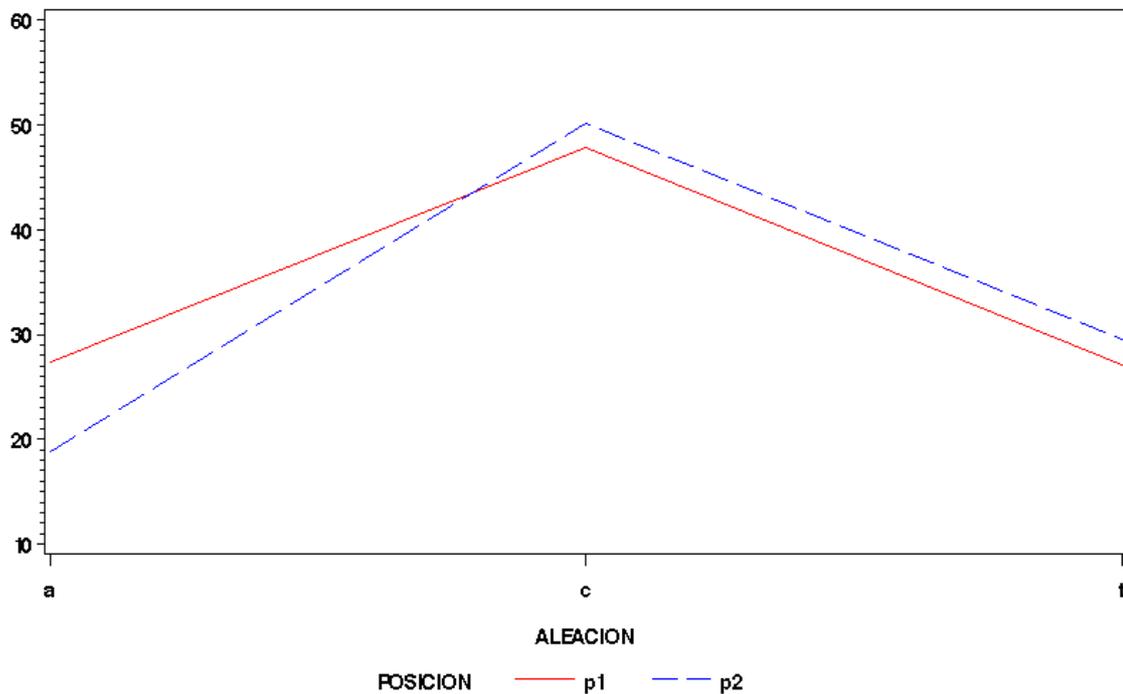


Fig. 75: Gráfico de interacción “aleación/posición o pilar de puente” que expresa la diferencia en la discrepancia vertical de los componentes de dichos puentes (posición) en función de la aleación.

6.3.3. ANÁLISIS INFERENCIAL POR ALEACIÓN Y DISEÑO

Antes de comenzar el análisis inferencial sometimos los datos correspondientes a los seis subgrupos en los que hemos clasificado las estructuras atendiendo a su diseño y aleación al Test de Kolmogorov-Smirnov, obteniendo el fallo de la hipótesis de Normalidad, por lo que de nuevo seleccionamos pruebas estadísticas No Paramétricas para comparar las muestras en cuanto a la variable discrepancia vertical.

Las discrepancias medianas de las estructuras comparadas por su aleación y diseño se representan gráficamente en la imagen 76.

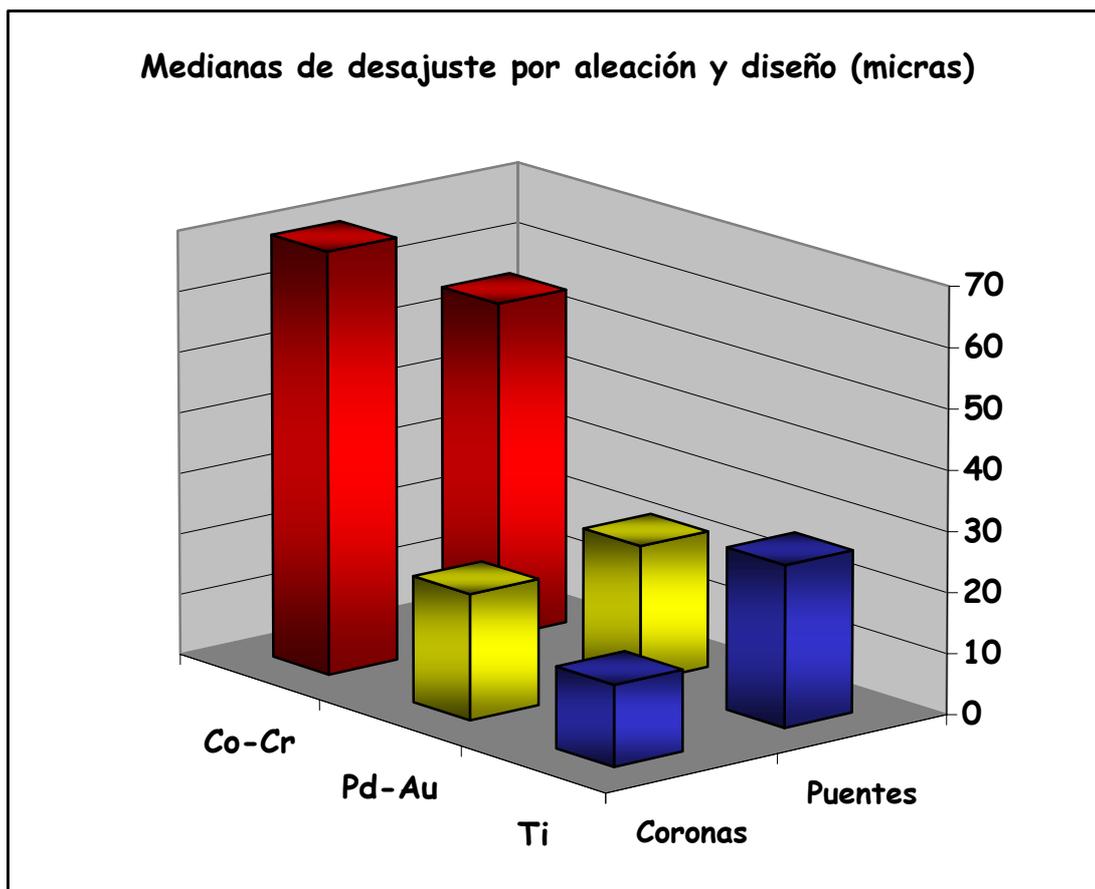


Fig. 76: Discrepancias medianas de los colados unitarios y los colados para puentes de las distintas aleaciones.

A/ COLADOS UNITARIOS DE COBALTO-CROMO, TITANIO Y PALADIO-ORO

Aplicando el Test de Kruskal-Wallis a los subgrupos de colados individuales con los tres metales, obtenemos una $p = 0.0002$, en virtud de lo cuál, partiendo de la misma hipótesis nula (“no existen diferencias de desajuste vertical en función de la aleación empleada”), podemos rechazarla y hablar de diferencias significativas en la discrepancia vertical de las piezas dependiendo de la aleación utilizada, para un nivel de confianza $NC > 95\%$. Para ello procedemos a una valoración comparativa de las tres muestras dos a dos mediante un Test No Paramétrico de Comparaciones Múltiples. Los máximos desajustes encontrados y las discrepancias medianas de las estructuras individuales comparadas se recogen en los gráficos de las figuras 77 y 78.

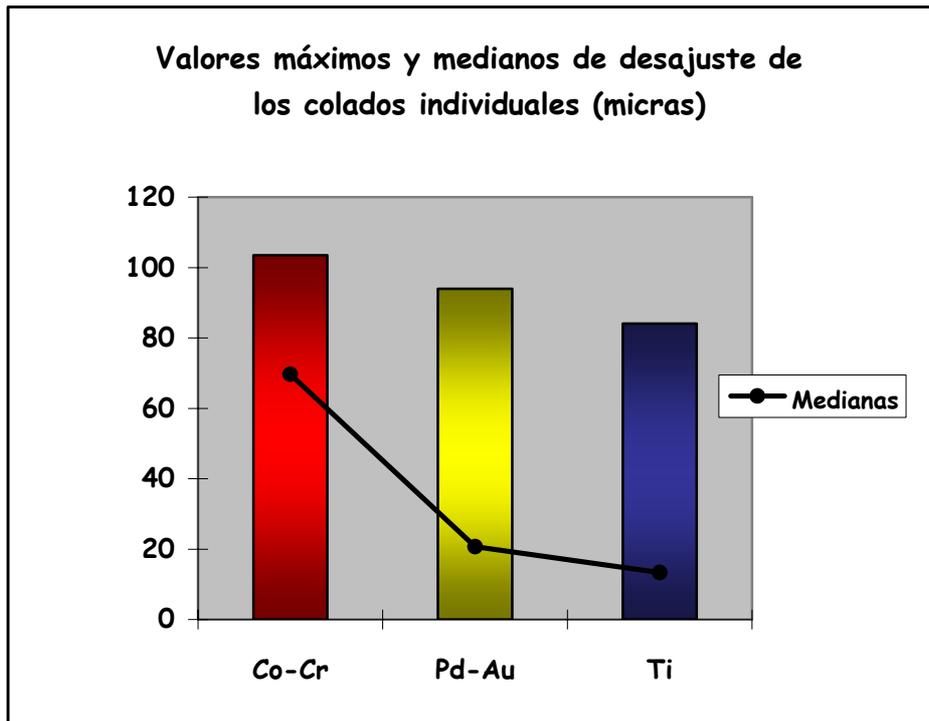


Fig. 77: Discrepancias máximas y valores medianos de desajuste en los colados individuales de los distintos grupos.

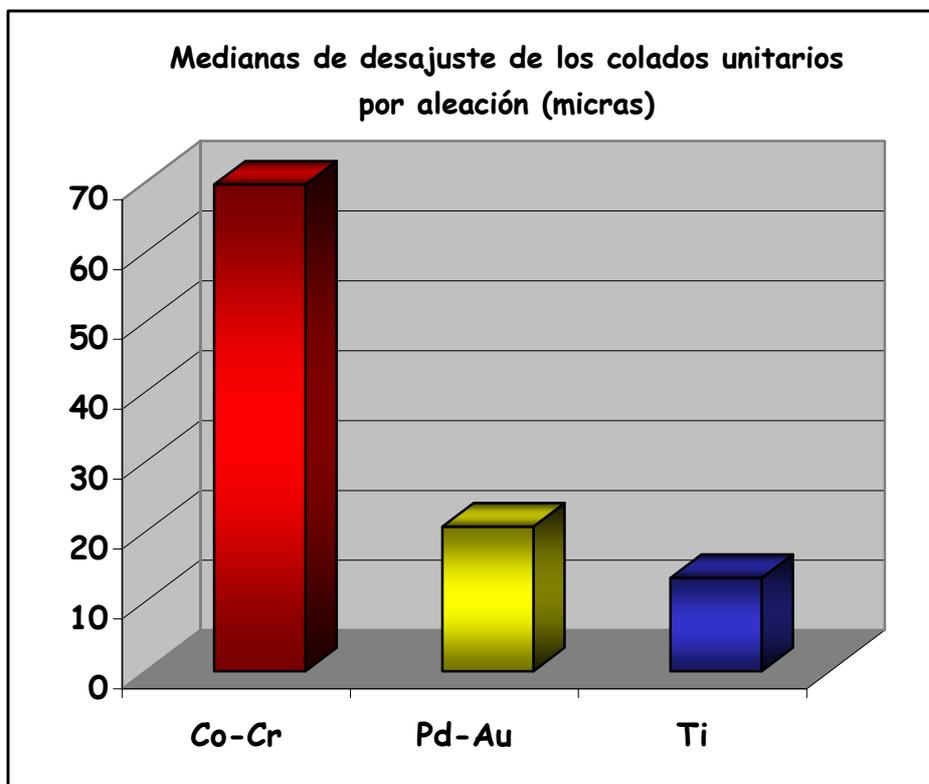


Fig. 78: Desajustes verticales medianos en los colados individuales de cada aleación.

Si comparamos mediante dicho Test (de Comparaciones Múltiples) los subgrupos integrados por las estructuras individuales de paladio-oro y titanio en cuanto a la discrepancia vertical, obtenemos una $p = 0.5135$, es decir, $p > 0.05$, por lo que a pesar de que el titanio haya proporcionado valores más bajos de desajuste con una mediana menor ($13.35 \mu\text{m}$) que el paladio-oro ($20.70 \mu\text{m}$), dichas diferencias muestrales no son estadísticamente significativas.

Como resultado del análisis inferencial igualmente realizado para los colados unitarios de paladio-oro y cobalto-cromo, obtenemos una $p = 0.00139$, que informa de la existencia de diferencias estadísticamente significativas entre ambas aleaciones respecto al ajuste que proporcionan en la confección de estructuras individuales, sabiendo que la mediana del cobalto-cromo ($69.64 \mu\text{m}$), supera a la del paladio-oro ($20.70 \mu\text{m}$).

Por último, al aplicar el Test No Paramétrico de Comparaciones Múltiples a los colados para coronas de cobalto-cromo y titanio, obtenemos una $p = 0.00012$, por lo que nuevamente hallamos diferencias significativas entre ambos materiales con relación a la variable objeto de estudio, siendo la aleación de cobalto-cromo la que posee una mayor discrepancia mediana ($64.69 \mu\text{m}$ respecto a $13.35 \mu\text{m}$ para el titanio).

En función de los resultados obtenidos, podemos concluir que el cobalto-cromo presenta diferencias estadísticamente significativas frente a las aleaciones de paladio-oro y titanio en cuanto al desajuste vertical de estructuras individuales, de modo que en ambos casos el cobalto-cromo es el metal que ofrece peores valores de discrepancia. En cambio, no podemos afirmar la existencia de diferencias significativas respecto al ajuste que permiten conseguir el titanio y el paladio-oro en la confección de colados para coronas, pese a que muestralmente hayamos registrado valores de discrepancia ligeramente mejores para el titanio.

B/ PUENTES COLADOS DE COBALTO-CROMO, TITANIO Y PALADIO-ORO

El Test de Kruskal-Wallis aplicado a las tres muestras de estructuras múltiples fabricadas con diferente aleación, arroja un resultado significativo para un nivel de confianza del 90% ($p = 0.0924$; es decir: $0.1 > p > 0.05$), por lo que hemos recurrido al Test No Paramétrico de Comparaciones Múltiples para averiguar el origen de dicha significación comparando las muestras dos a dos. Los valores más altos de discrepancia y las medianas de desajuste de los colados para puentes comparados, se registran en las figuras 79 y 80.

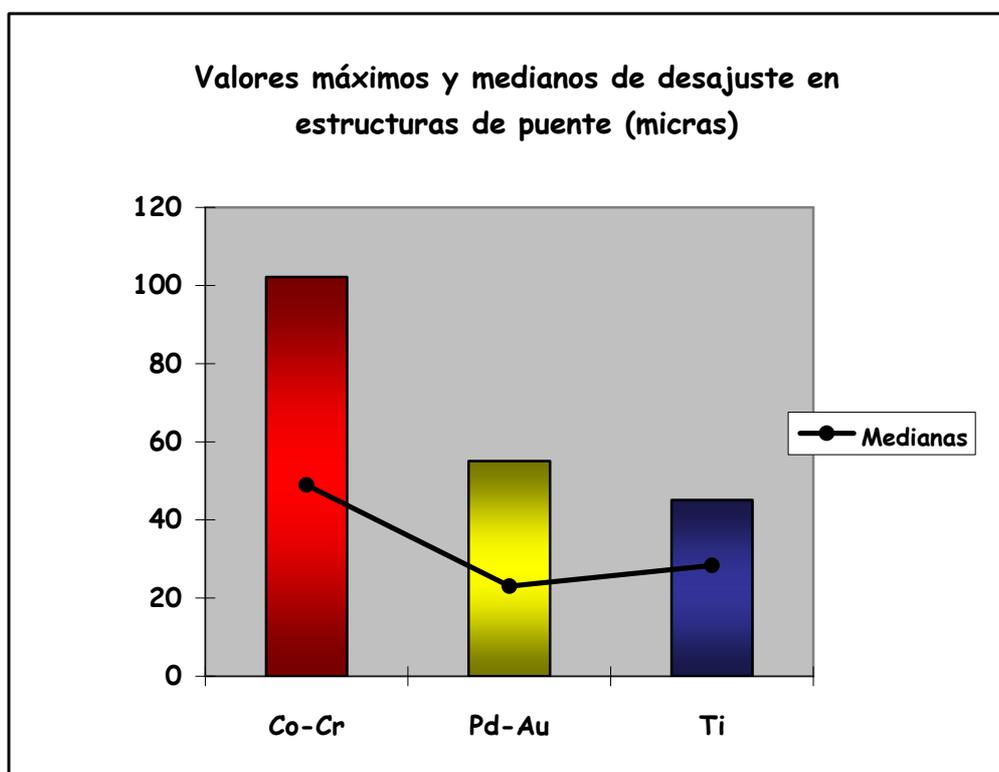


Fig. 79: Discrepancias máximas y valores medianos de desajuste en los colados para puentes de las distintas aleaciones.

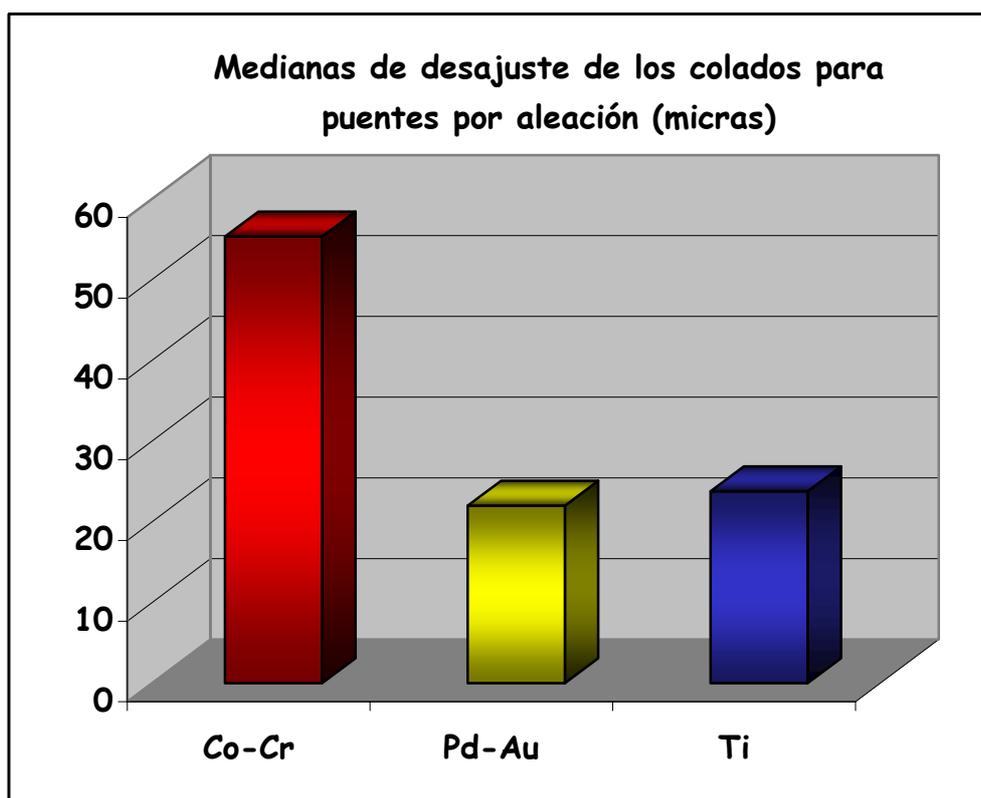


Fig. 80: Medianas de las discrepancias verticales de las estructuras de puente de cada aleación.

Utilizando el Test citado para analizar el desajuste de los subgrupos compuestos por los colados para puentes de paladio-oro y titanio, obtenemos una $p = 0.2661$, es decir, $p > 0.05$, por lo que si bien el paladio-oro ha presentado los valores más bajos de desajuste con una mediana menor ($22.44 \mu\text{m}$) que el titanio ($26.63 \mu\text{m}$), no podemos afirmar desde el punto de vista estadístico la existencia de un comportamiento significativamente distinto de estas aleaciones referente al ajuste que proporcionan en el colado de estructuras de puentes de características similares a las nuestras. El análisis inferencial realizado del mismo modo para los colados de puentes en paladio-oro y cobalto-cromo, da como resultado una $p = 0.0298$, que indica la ausencia de significación al 95%, pero permite afirmar al 90% la existencia de diferencias significativas entre ambas aleaciones desde el punto de vista del ajuste vertical, teniendo en cuenta que el desajuste mediano del cobalto-cromo ($55.29 \mu\text{m}$), supera al del paladio-oro ($22.44 \mu\text{m}$). Finalmente, al aplicar el Test No

Paramétrico de Comparaciones Múltiples a los colados de puentes de cobalto-cromo y titanio, obtenemos una $p = 0.28445$, por lo que no podemos hablar con rigor estadístico de diferencias significativas de discrepancia entre ambas aleaciones en este diseño de estructuras; si bien observando los datos se adivina la tendencia de los mismos a la diferenciación, incluso no habiendo sido detectadas dichas diferencias por el test utilizado. En esta línea, apreciamos que las $55.29 \mu\text{m}$ de la mediana para las estructuras de puentes de cobalto-cromo, supera con creces las $26.63 \mu\text{m}$ correspondientes al grupo del titanio.

En resumen, tal y como sucedía en los grupos anteriormente comparados, el cobalto-cromo continúa ofreciendo los peores valores de ajuste, si bien únicamente hemos encontrado diferencias significativas entre las muestras integradas por los colados de puentes de cobalto-cromo y los de paladio-oro con un nivel de confianza $NC > 90\%$. En este caso tampoco podemos hablar de diferencias significativas en cuanto al ajuste que brindan el titanio y el paladio-oro en el colado de puentes, aunque como resultado de las mediciones hayamos registrado valores de discrepancia ligeramente mejores para el paladio-oro.

7. DISCUSIÓN

7. DISCUSIÓN

A pesar de la diversidad temática de las publicaciones pertenecientes al campo de la implantología y la prótesis, apenas hemos encontrado en la literatura estudios sobre el ajuste pasivo en implantoprótesis fijas cementadas. De este modo, los límites permitidos de desajuste de los que se suele hablar en prótesis sobre implantes se refieren, en la mayoría de las ocasiones, a implantoprótesis fijas atornilladas, de comportamiento biomecánico muy distinto al de las cementadas y en las que el ajuste de la supraestructura está relacionado con otros conceptos como la precarga y el contacto íntimo y homogéneo de las partes de la junta atornillada. Por esta razón el ajuste de las implantoprótesis fijas cementadas no puede compararse con los niveles de discrepancia admitidos para prótesis atornilladas. Sin embargo, dado que la filosofía de elaboración, instauración y funcionamiento de las prótesis cementadas sobre implantes resulta más equiparable a la de las prótesis fijas convencionales cementadas sobre pilares naturales, consideramos más acertado establecer cierto paralelismo entre nuestro trabajo y otros experimentos “in vitro” en prótesis fija cementada dento e implantoportada.

A la hora de comparar los resultados de nuestro estudio con los de otros autores, hemos tenido en cuenta las posibles diferencias en cuanto a los materiales utilizados, la metodología seguida para la fabricación de las piezas, el diseño de las estructuras, el sistema de unión de las prótesis a los pilares, el tipo de instrumento seleccionado para efectuar las mediciones, el propio sistema de medición, los puntos tomados como referencia para cuantificar el desajuste vertical, e incluso el propio concepto de discrepancia, que varía de unos autores a otros. Esta falta de estandarización en los protocolos de estudio de desajuste de estructuras constituye, sin duda, una de las causas principales de la disparidad entre los resultados publicados al respecto.

7.1. ALEACIÓN

Son escasos los trabajos que comparan el desajuste de estructuras considerando varios tipos de aleación, especialmente los que incluyen el análisis de tres metales distintos, ya que lo más habitual es encontrar valoraciones comparativas de dos materiales.

En nuestro estudio, el grupo de cobalto-cromo es el que ha presentado mayores desajustes, con diferencias estadísticamente significativas respecto a los otros dos metales. Sin embargo, a pesar de que las discrepancias verticales registradas son mayores en las estructuras de titanio que en las de la aleación seminoble de paladio-oro, los resultados estadísticos no permiten hablar de diferencias significativas entre ambos materiales.

Entre las publicaciones consultadas, el método de medición más similar al nuestro que hemos revisado es el de Calesini ¹⁶⁶, ya que también utilizó un microscopio electrónico de barrido y empleó un soporte informático parecido al que hemos desarrollado. Comenzó seleccionando cuatro zonas en cada pilar y efectuó una serie de medidas de desajuste vertical en cada una de ellas siguiendo líneas de referencia equidistantes establecidas por el sistema. Sin embargo, empleó estructuras de cinco piezas con tres pilares, coladas en aleación noble alta con un contenido en oro del 45% y un 39.9% de paladio. Al igual que nosotros, obtuvo una distribución de los datos que no cumplía criterios de Normalidad, siendo la discrepancia media de 22 μm , resultado muy parecido a nuestro promedio para el conjunto de puentes colados en aleación seminoble de paladio-oro (23.06 μm). Sin embargo esta comparación difícilmente puede establecerse, debido a que entre otros aspectos, la composición y el diseño difiere en ambos estudios, siendo nuestros puentes de tres piezas con pónico intermedio.

Nuestros hallazgos también concuerdan con los de Calesini ¹⁶⁶ y Pettenu ¹⁷⁸ al obtener un menor desajuste con aleaciones que incluyen oro en su composición que con metales-base del tipo cobalto-cromo, para los que Pettenu ¹⁷⁸, Löfstrom ¹⁷⁹, Franson ¹⁸⁰ y

Valderrama ¹⁸¹, en sus respectivos estudios sobre coronas individuales, registran y aceptan mayores valores de desajuste, en torno a las 70 μm . Nuestras discrepancias promedio en coronas de cobalto-cromo ($62.49 \pm 26.08 \mu\text{m}$) son ligeramente inferiores a las de Petteno ¹⁷⁸ ($68 \pm 24 \mu\text{m}$), diferencia probablemente pueda ser debida a que este autor midió el desajuste sin cementar las estructuras. Tal y como se ha descrito, las piezas cementadas presentan discrepancias verticales mayores que los valores pre-cementado registrados en diferentes estudios ^{49, 182, 183}. Del mismo modo los desajustes también parecen aumentar tras la aplicación de la porcelana de recubrimiento ^{49, 174, 184}.

Calesini ¹⁶⁶ atribuía en parte la falta de uniformidad de sus resultados a los procesos de laboratorio, sometidos a las variaciones propias de todos los trabajos que son realizados de forma manual e independiente para cada pieza por un operario. Además, decía que la precisión rigurosa de la técnica de medición amplificaba las variaciones más pequeñas. En la misma línea Petteno ¹⁷⁸, opinaba que a pesar de haber puesto los medios para conseguir una muestra homogénea y controlar la introducción de variables externas en su estudio, no era posible afirmar con total certeza que las diferencias de los tres sistemas que comparaba pudieran deberse a las características de los materiales o a artefactos técnicos. Nosotros creemos que es difícil que un sujeto repita la misma acción -ya sea modelar patrones de cera, mezclar el revestimiento, pincelar el cemento o medir el desajuste-, con una precisión absoluta en todas las ocasiones, por lo que pensamos que resulta inevitable cierta contaminación de los resultados. Sin embargo, consideramos que el rigor metodológico acompañado del hecho de que sea un mismo operador el que lleve a cabo estas actuaciones sobre toda la muestra, contribuye notablemente a la minimización y control de las variables de confusión.

En los últimos años se han propuesto las estructuras de titanio como alternativa a los colados convencionales en la confección de prótesis sobre implantes, y se han preconizado diversas técnicas que han sido evaluadas clínicamente. El procedimiento que emplea estructuras de titanio se ha probado con buenos resultados tanto en arcadas parcial como totalmente desdentadas. Jemt ¹⁷², en un estudio clínico multicéntrico tras 5 años de seguimiento no encontró diferencias clínicas, radiográficas, ni funcionales entre las estructuras de titanio que colocó para rehabilitar las arcadas superiores edéntulas de 28 pacientes y el grupo control de restauraciones, igualmente diseñadas, y de oro.

Bergman ¹⁸⁵, realizó un seguimiento similar durante dos años en 124 pacientes a los que colocó coronas de titanio colado, obteniendo resultados clínicamente satisfactorios hasta el punto de que el autor equipara el ajuste marginal de dichas estructuras a la exploración clínica, con el de las aleaciones de alto contenido en oro. Otros estudios experimentales también han reportado buenos resultados en la confección de coronas con titanio puro y algunas de sus aleaciones ¹⁸⁶. Ciertos autores justifican el empleo de estructuras de titanio dada la biocompatibilidad de este metal y sus buenas propiedades mecánicas ¹⁸⁷. Otros incluso han ido más lejos argumentando que las prótesis pueden ajustarse mejor a los pilares cuando el armazón es de titanio que cuando se trata de colados convencionales de aleaciones nobles y metal-base ^{104, 172, 188-194}. Sin embargo, varios estudios han detectado diferencias de ajuste entre las estructuras implantológicas de titanio y oro colado ^{190, 195}, a favor del último.

La aleación de paladio-oro utilizada en nuestro estudio pertenece al grupo de metales seminobles, dado su elevado contenido en paladio y bajo contenido en oro. Por ello a la hora de comparar estudios no debemos olvidar que, como se ha descrito en el apartado correspondiente al material y método de obtención de las piezas, las aleaciones de paladio requieren un procesado distinto a las de oro o nobles altas, si bien en opinión de

algunos autores, trabajadas meticulosamente pueden representar una alternativa válida para dichas aleaciones de oro y proporcionar una adecuada exactitud en el ajuste ¹⁹⁶.

Los resultados de los estudios que comparan el titanio colado con aleaciones metal-base, son contradictorios. Mientras Ida ¹⁹⁷ obtuvo mejores valores de ajuste vertical para el grupo de estructuras de titanio que para el de níquel-cromo, hallazgo con el que coincidimos; las conclusiones de Oruç ¹⁷⁴ fueron opuestas. Sin embargo, encontramos aquí una diferencia en cuanto a la propia definición de desajuste. Oruç ¹⁷⁴ mide la separación en tres zonas concretas de las coronas considerando después un valor de discrepancia resultante de la combinación de las distintas medidas promedio, de modo que para comparar nuestro estudio con el de este autor, hemos seleccionado la medida que más se aproxima a la nuestra (distancia vertical entre el borde inferior de la restauración y el margen de la preparación, que en su estudio aparece como “distancia AC”). Así, el valor de discrepancia vertical que obtiene Oruç para el grupo de estructuras unitarias de titanio colado (22.35 μm), es similar al nuestro (22.15 μm), de modo que a su vez y considerando estrictamente el promedio de desajuste vertical, el valor que obtiene para el titanio mejoraría en 7 μm el correspondiente al grupo de níquel-cromo. En nuestro estudio la diferencia entre el titanio y la aleación metal-base es mayor y estadísticamente significativa. En este sentido nuestros resultados coinciden con los de Jemt ¹⁸⁸, que tras llevar a cabo sucesivos trabajos de investigación concluye que las prótesis de titanio generalmente presentan un mejor ajuste respecto a las estructuras metálicas de aleaciones convencionales.

Suárez ⁴⁹, en su Tesis Doctoral compara el desajuste vertical de estructuras individuales confeccionadas con titanio colado, titanio mecanizado y aleación metal-base de cobalto-cromo, antes y después de su cementado, para dos terminaciones marginales (chamfer y hombro redondeado). Independientemente de la línea de terminación, tras

cementar las estructuras, encuentra diferencias significativas entre los tres materiales en cuanto al ajuste, correspondiendo los peores valores de discrepancia al grupo del titanio colado (123.41 μm), seguido del cobalto-cromo (80.90 μm); y obtiene las menores discrepancias en las piezas de titanio mecanizado fabricadas con el sistema Procera [®] (42.18 μm). Sin embargo, es difícil comparar estos resultados con los de nuestro estudio, debido a las diferencias en el método de obtención de las piezas; ya que en el experimento citado se diseñaron unos muñones mecanizados geoméricamente distintos a nuestros pilares de implantes para cemento, la composición del cobalto-cromo era diferente, al igual que el tipo de revestimiento y el sistema de colado de dicha aleación. Por otra parte, en el trabajo de Suárez ⁴⁹ el titanio fue colado con una máquina de la casa Dentaurum [®], modelo Rematitán [®], mientras en nuestro caso, empleamos el sistema Cyclarc II [®] de la casa Morita [®]. Finalmente, aplicó porcelana de recubrimiento a las piezas y las cementó con cemento de vidrio ionómero, lo que plantea otra diferencia con nuestro experimento, en el que no aplicamos ningún tipo de recubrimiento y realizamos el cementado con un material provisional a base de óxido de zinc-eugenol; si bien para cementar nuestras estructuras seguimos el protocolo propuesto por Suárez en distintos estudios experimentales desarrollados ^{44, 45, 49}. Por último, la sistemática y el instrumento de medición también eran distintos. Como siempre, la desigualdad del método y los materiales utilizados en los diversos estudios, pueden ser la causa de la disparidad de los hallazgos de distintos autores. Quizá de este modo podamos explicar que nuestros resultados revelen una discrepancia mayor para el cobalto-cromo que para el titanio colado, con diferencias estadísticamente significativas entre ambos grupos de estructuras, o que Leong ¹⁹⁸ en un experimento metodológicamente distinto, encontrara diferencias muestrales pero no estadísticamente significativas entre el titanio colado y el mecanizado.

Hoy se habla de que en cierto modo los problemas relacionados con las estructuras de titanio parecen atribuibles, entre otras razones, a la escasa experiencia que aún se tiene con su técnica de colado, y se espera que los resultados mejoren a medida que se gane en destreza y experiencia en el manejo de los sistemas que requiere el titanio ^{113, 126, 172, 182}. Los signos de este efecto de curva de aprendizaje con el titanio pueden encontrarse en un estudio reciente sobre el tratamiento implantológico de las arcadas desdentadas, que comparaba los resultados en tipos similares de grupos de seguimiento en la misma clínica a lo largo de 10 años ¹⁹⁹. A este respecto, Bessing ¹¹³, comparó el desajuste vertical de 30 piezas individuales de titanio puro coladas con tres máquinas distintas (10 con cada una de ellas): Titaniumer ®, Castmatic-S ®, y Cyclarc ®, obteniendo para el último sistema las menores discrepancias, con una media de 53 µm, y valores distribuidos en un rango de 5 a 108 µm. Considerando el conjunto de estructuras unitarias coladas en nuestro estudio mediante el sistema Cyclarc II ® de la casa Morita ® (que es el modelo posterior al empleado por Bessing ¹¹³), hemos obtenido aún mejor ajuste, con un promedio en las piezas individuales de 22.15 µm de discrepancia vertical para las coronas unitarias y una distribución de valores en un rango de 3.58 µm a 84.1 µm. Los hallazgos de Bessing ¹¹³ concuerdan con los de otros estudios en los que se observan mejores resultados en el colado de las piezas de titanio mediante el sistema Cyclarc ® de la casa Morita ® ^{49, 114}, respecto a otras máquinas que pueden encontrarse actualmente en el mercado, como las de la casa Schütz ® ^{49, 111, 115} y Dentaurum ® ^{49, 114, 116}. Una de las principales ventajas del sistema Cyclarc II ® es que en él, a diferencia de lo que sucede en otros sistemas en los que el titanio líquido está expuesto a grandes cambios de dirección bajo altas presiones; la simple rotación del cilindro de fundición permite que la masa líquida de titanio, que fluye de la cámara de fundición a la de colado, se mantenga compacta existiendo una mínima posibilidad de que aparezcan turbulencias e inclusiones de gas argón ¹¹².

Ruiz ¹⁷⁵ comparó el ajuste marginal en coronas coladas con tres sistemas metálicos distintos: titanio puro, aleación de Ti-6Al-4V, y aleación seminoble de paladio-plata. Para ello utilizó una muestra de 15 coronas de cada tipo y obtuvo una distribución que no cumplía los criterios de Normalidad en ninguno de los grupos. El promedio de desajuste vertical en el trabajo de Ruiz ¹⁷⁵ para la aleación seminoble fue de 45.2 μm , mientras que, salvando las diferencias en cuanto a la composición de la aleación, nuestros resultados en el grupo de coronas individuales de paladio-oro descienden a 26.1 μm . Quizá esta diferencia pueda explicarse en parte por la presencia de plata en la aleación de Ruiz ¹⁷⁵; sabiendo que según un estudio desarrollado por Böning ¹⁹⁶, la plata en una aleación de base paladio determina un incremento del coeficiente de expansión térmica, que a su vez suele distorsionar el ajuste de las piezas debido a una mayor contracción durante el enfriamiento de los colados. Además, el colado del titanio fue realizado con el sistema Rematitán ®. Coincidimos con Ruiz ¹⁷⁵ en la obtención de valores próximos de discrepancia vertical para la aleación seminoble y el titanio puro (algo más de 5 μm), si bien en su estudio el grupo del paladio-plata era el que presentaba mejores valores de ajuste. Nosotros encontramos discrepancias verticales similares para el paladio-oro y el titanio en coronas individuales, con apenas 4 μm de diferencia a favor del titanio. En ningún caso las diferencias entre ambos materiales son estadísticamente significativas. Nuestro promedio para el titanio puro colado (22.15 μm) se asemeja más al obtenido por Ruiz ¹⁷⁵ para la aleación Ti-6Al-4V (24.56 μm).

De todos modos, se precisan estudios clínicos prospectivos a largo plazo para cuantificar el límite de desajuste que evite el fracaso biológico y/o mecánico, ya que los valores máximos de discrepancia vertical con los que contamos actualmente se basan más en datos empíricos que en la propia evidencia científica ³⁶. En cualquier caso, el desajuste de las prótesis ha sido objeto de numerosos trabajos de investigación. Los ajustes

clínicamente aceptados para las restauraciones de recubrimiento total en prótesis fija varían según los diferentes autores consultados ^{45, 49, 56, 179, 182, 200-202}, oscilando en la mayoría de los casos entre las 25 y las 129 μm , con un promedio de alrededor de 70 μm (y una desviación estándar de 10 μm) ²⁰³. Dicho promedio constituye el nivel de referencia para ciertos autores como Christensen ²⁰⁴, Löfstrom ¹⁷⁹, Franson ¹⁸⁰, y Valderrama ¹⁸¹; mientras otros, como Jemt ²⁰⁵, admiten desajustes mayores, de hasta 150 μm . En todos los casos, a pesar de que no hemos considerado un baremo preestablecido como valor máximo de discrepancia permitida, los desajustes verticales medios de nuestro estudio se sitúan por debajo de los límites propuestos en prótesis fija convencional por la mayoría de los autores, ya que la máxima discrepancia encontrada -correspondiente al pilar posterior o molar de los puentes de cobalto-cromo-, ha sido de 107.93 μm . Considerando los grupos de estructuras por aleación, independientemente de su diseño, el mayor desajuste de las piezas de cobalto-cromo fue de 103.5 μm , seguido del valor máximo del paladio-oro, situado en 93.94 μm y el correspondiente al titanio, apenas 10 μm menor que éste, con 84.1 μm de desajuste máximo registrado. Los valores promedio de discrepancia vertical de las tres aleaciones se encuentran por debajo de las 50 μm , a excepción del grupo del cobalto-cromo, que excede este límite ligeramente (55.70 μm).

7.2. DISEÑO

Considerando el diseño de corona individual y puente de tres piezas con pónico intermedio, aún son más escasos los estudios que comparan el desajuste vertical de ambos tipos de estructura. En nuestro caso, no hemos obtenido diferencias estadísticamente significativas entre coronas y puentes en cuanto a la discrepancia vertical. Analizando este aspecto dentro de cada aleación, tan sólo se registran diferencias significativas entre los colados individuales y múltiples confeccionados en titanio, correspondiendo a las coronas los mejores valores de ajuste.

Los autores están de acuerdo en que el ajuste del armazón metálico en implantoprótesis fija se hace tanto más crítico cuanto mayor es el número de implantes y la rigidez de la estructura ²⁸, por lo que a priori sería esperable que las prótesis unitarias ajustaran mejor que las múltiples. Los estudios realizados en prótesis con armazón de titanio colado parecen revelar desajustes mayores en puentes que en diseños unitarios ¹⁷⁵, ²⁰⁶, resultados que concuerdan con los nuestros.

En los colados para puentes no hemos hallado diferencias estadísticamente significativas entre los desajustes promedio del pilar anterior y posterior, en ninguna de las aleaciones. Tan sólo una leve mejora de apenas 8.5 µm en el grupo del paladio-oro a favor de los molares, sin repercusión estadística.

En puentes de cinco piezas con pilar intermedio, Schiffli²⁰⁷ y Ziebert ²⁰⁸ detectaron que las discrepancias de mayor tamaño se localizaban en el margen distal del pilar anterior, lo que indica que la distorsión no era uniforme en toda la estructura. En el estudio de Calesini ¹⁶⁶ también se obtuvo un valor mayor de desajuste en el pilar mesial y en el distal respecto al medial. Ciertas diferencias en cuanto al ajuste de los pilares de un puente pueden explicarse por la mayor contracción durante el enfriamiento que ocurre tras el colado y principalmente como consecuencia del espesor del pónico ¹¹⁰. Por otra parte, McLean ²⁰⁹ sostiene que durante el proceso de colado se forma una zona térmica en el centro del revestimiento que se enfría a menor velocidad que la periferia, y sugiere que ésta podría ser la causa de la aparición de ciertas deformaciones en determinados lugares de las piezas. Los hallazgos de Schiffli²⁰⁷, Ziebert ²⁰⁸ y Calesini ¹⁶⁶ parecen respaldar su hipótesis en este sentido.

7.3. ALEACIÓN Y DISEÑO

En la literatura hay algunos estudios que analizan discrepancias marginales en puentes y otros que lo hacen en coronas individuales, pero no hemos encontrado trabajos experimentales que comparen niveles de desajuste atendiendo a la composición y diseño unitario o múltiple de la estructura. La mayor parte de los autores utilizan varias líneas de terminación distinta y observan la posible variación del desajuste en coronas atendiendo a este criterio, pero no comparan dichas estructuras con puentes en cuanto al grado de discrepancia. Por ello hemos señalado en apartados anteriores el tipo de estructura unitaria o múltiple sobre la que se han desarrollado los distintos estudios estableciendo una comparativa con nuestro grupo correspondiente, en función de la aleación.

En nuestro trabajo el grupo de cobalto-cromo es el que ha presentado mayores desajustes, tanto en las coronas individuales como en los puentes de tres piezas.

No podemos hablar de la existencia de diferencias estadísticamente significativas entre los grupos de estructuras unitarias de titanio y paladio-oro. Sin embargo hemos encontrado diferencias significativas de las coronas de cobalto-cromo respecto a las de paladio-oro y a las de titanio. En los puentes, tan sólo se detectan diferencias significativas entre las aleaciones de cobalto-cromo y paladio-oro, a pesar de que muestralmente el grupo del titanio (28.36 μm) continúa ofreciendo mejores valores de ajuste que las estructuras de cobalto-cromo (48.91 μm) y ligeramente peores que las de paladio-oro (23.06 μm).

8. CONCLUSIONES

8. CONCLUSIONES

A la vista de los resultados obtenidos, podemos enunciar las siguientes conclusiones:

1. El grupo de colados de cobalto-cromo es el que mostró mayores discrepancias verticales respecto a los colados de paladio-oro y titanio, tanto en lo que se refiere a los colados unitarios como a las estructuras coladas para los puentes.
2. No se registraron diferencias significativas de ajuste vertical entre el grupo de los colados de paladio-oro y los de titanio en los casos estudiados.
3. Comparando las estructuras coladas unitarias con las estructuras coladas para puentes con independencia de la aleación, no encontramos diferencias significativas respecto al ajuste vertical.
4. Dentro de cada aleación, al contrastar los colados unitarios con los colados para puentes únicamente hallamos diferencias significativas en el grupo del titanio, en el que los colados unitarios ofrecieron mejor ajuste vertical que los colados para puentes.
5. No hemos encontrado trabajos de investigación que evalúen el ajuste vertical de estructuras coladas cementadas sobre implantes para poderlos cotejar con nuestro estudio, pero sí hemos podido comparar nuestros resultados con los de experimentos similares realizados en prótesis fija convencional, donde nuestros valores son equiparables a los de la mayoría de los autores consultados.

9. BIBLIOGRAFÍA

9. BIBLIOGRAFÍA

1. Muratori G. Implantología ayer, hoy y mañana. Rev Esp Odontoestomatol Impl 1996; 4: 67-78.
2. Branemark PI, Zarb GA, Albrektsson T. Prótesis tejido-integradas: la osteointegración en odontología clínica. Libros. Berlín: Quintessence-books, 1987.
3. Misch CE. Implantología contemporánea. Libros. Madrid: Mosby/Doyma, 1995.
4. Jemt T. Modified single and short-span restorations supported by osseointegrated fixtures in the partially edentulous jaw. J Prosthet Dent 1986; 55: 243-7.
5. Scholander S. Evaluación retrospectiva de 259 reposiciones unitarias con implantes Branemark. Rev Int Prot Estomatol 2000; 2: 233-41.
6. Adell R, Ericksson B, Lekholm U, Branemark PI, Jemt T. A long-term follow up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. Int J Oral Maxillofac Implants 1990; 5: 347-59.
7. Del Río Highsmith J, Cañada Madinazcoitia L, Martínez Vázquez de Parga JM. Sobredentaduras implantorretenidas. En: Bascones A. Tratado de Odontología [tomo IV]. Madrid: Smithkline Beecham, 1998.
8. Carr AB. Éxito a largo plazo. Resultados de los implantes osteointegrados: determinantes prostodóncicos. Rev Int Prot Estomatol 1999; 1: 219-27.
9. Ivanoff CJ, Grondahl K, Bergstrom C, Lekholm U, Branemark PI. Influence of bicortical or monocortical anchorage on maxillary implant stability: a 15 year retrospective study of Branemark system implants. Int J Oral Maxillofac Implants 2000; 15: 103-9.

10. Del Río J. Manual de Implantoprótesis para el desdentado total. Libros. Madrid: Avances, 1995.
11. Garber DA, Belser UC. Restoration-driven implant placement with restoration generated-driven development. *Compend Cont Educ Dent* 1995; 16: 796-804.
12. Hess D, Busser D, Dietschi D, Grossen G, Schönénberger A, Belzer OC. Prótesis unitarias estéticas sobre implantes: tratamiento multidisciplinario. *Quintessence Int* 1998; 29: 77-86.
13. Castillo de Oyagüe R. Implantoprótesis fijas cementadas. Tesina de Licenciatura 2001. Facultad de Odontología UCM.
14. Cortés-Bretón Brinkmann E. Prótesis cementadas vs prótesis atornilladas sobre implantes. Ventajas e inconvenientes. Tesina de Licenciatura 1999. Facultad de Odontología UCM.
15. Sánchez Turrión A, Serrano Madrigal B, Holgado Sáez F, Cardona Labarga C. Implantoprótesis cementada y atornillada. *Gaceta Dental* 2000; 113: 88-100.
16. Iglesia MA, Moreno J. Obtención del ajuste pasivo clínico en prótesis sobre implantes. *Rev Int Prot Estomatol* 2000; 2: 290-7.
17. Spiekermann H. Atlas de Implantología. Libros. Barcelona: Masson, 1995.
18. Hobo S, Ichida E, García LT. Osteointegración y rehabilitación oclusal. Libros. Madrid: Quintessence books, 1997.
19. Watson RM, Davis DM. Seguimiento y mantenimiento de prótesis implantosoportadas: comparación entre 20 sobredentaduras y 20 prótesis fijas totales mandibulares con cantiléver. *British Dent J* 1981; 9: 321-7 [en: *Prótesis Osteointegrada: Atlas-Anuario, 1997, vol 2*].
20. Suárez García MJ, Serrano Madrigal B, Pradíes Ramiro G, López Lozano JF. Diseños oclusales en implantoprótesis. *Av Odontoestomatol* 1999; 15: 395-404.

21. Misch CE. Screw-retained versus cement-retained implant-supported prostheses. *Pract Periodont Aesthet Dent* 1995; 7: 15-8.
22. Salagaray Lamberti V. Tornillos de retención: factor de riesgo en el fracaso protodónico de superestructuras roscadas sobre implantes. *Gaceta Dental* 1993; 39: 13-6.
23. Singer A, Sefarty V. Cement retained implant-supported fixed partial dentures: A 6 month to 3-year follow-up. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996; 11: 645-9.
24. Guichet DL, Caputto A, Choi H, Sorensen JA. Passivity of fit and marginal opening in screw or cement-retained implant fixed partial denture designs. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000; 15: 239-46.
25. Taylor TD, Agar JR, Vogiatzi T. Implant prosthodontics: Current perspective and future directions. *Int J Oral Maxillofac Implants*; 2000: 15: 66-75.
26. Preiskel HW, Tsolka P. Cement - and screw-retained implant-supported prostheses: Up to 10 years of follow-up of a new design. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004; 19: 87-91.
27. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent* 1983; 49: 843-8.
28. Yanase RT, Binon PP, Jemt T, Gulbransen HJ, Parel S. Current issue form. How do you test a cast framework for a full arch fixed implant supported prosthesis? *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994; 9: 471-4.
29. Geertman ME, van Wass MA, van Hoff MA, Kalk W. Denture satisfaction in a comparative study of implant-retained mandibular overdentures: A randomized trial. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996; 11: 194-200.
30. The Academy of Prosthodontics. Glossary of prosthodontic terms. *J Prosthet Dent* 1987; 57: 517-61.

31. Weinberg L. The biomechanics of force distribution in implant-supported prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993; 8: 19-31.
32. Sones AD. Complications with osseointegrated implants. *J Prosthet Dent* 1989; 62: 581-5.
33. Martigoni M, Schönberger A. Präzision und Kronenkontur in der restaurativen Zahnheilkunde. Libros. Bonn: Quintessenz 1990.
34. Jemt T, Book K. Prosthesis and marginal bone loss in edentulous implant patients. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996; 11: 620-5.
35. Bergendal B, Palmqvist S. Laser-welded titanium frameworks for fixed prostheses supported by osseointegrated implants: A two-year multicentric study report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995; 10: 199-206.
36. Kan JYK, Rungcharassaeng K, Bohsali K, Goodacre CJ, Lang BR. Clinical methods for evaluating implant framework fit. *J Prosthet Dent* 1999; 81: 7-13.
37. Klineberg IJ, Murray GM. Design of superstructures for osseointegrated fixtures. *Swed Dent* 1983; 6: 843-8.
38. Cañada L. Estudio experimental de los diseños de estructuras metálicas soportadas por implantes dentales osteointegrados, en relación con las cargas oclusales. Tesis Doctoral 1994. Facultad de Odontología UCM.
39. Blázquez J. Estudio experimental de los diseños empleados en estructuras metálicas implantosoportadas. Tesis Doctoral 1999. Facultad de Odontología UCM.
40. Blázquez J, Cañada L, Del Río J. Características mecánicas y metalográficas de las estructuras metálicas implantosoportadas de aleación de paladio. *Rev Int Prot Estomatol* 2001; 3: 7-24.
41. Millington ND, Leung T. Stress on an implant superstructure in relation to its accuracy of fit. *J Dent Res* 1992; 71: 529 (Abstr No 108).

42. Isa ZM, Hobkirk JA. The effects of superstructure fit and loading on individual implant units: part I. The effects of tightening the gold screws and placement of a superstructure with varying degrees of fit. *Eur J Prosthodont Rest Dent* 1995; 3: 247-53.
43. Suárez García MJ, Salido Rodríguez-Manzaneque MP, López Lozano JF, Del Río de las Heras F. Factores a considerar en el cementado de las restauraciones de prótesis fija. *Rev Eur Odontoestomatol* 1994; 6: 335-40.
44. Salido Rodríguez-Manzaneque MP, Suárez García MJ, Pradíes Ramiro GJ, López Lozano JF. Influencia del lugar de aplicación del cemento en la retención y ajuste marginal de las restauraciones de prótesis fija. *Rev Eur Odontoestomatol* 1997; 9: 279-86.
45. Suárez García MJ, Pradíes Ramiro GJ, Salido Rodríguez-Manzaneque MP, López Lozano JF. Estudio comparativo in vitro sobre el ajuste marginal con diferentes cementos. *Rev Int Prot Estomatol* 2002; 4: 217-22.
46. Zidan O, Ferguson GC. The retention of crowns prepared with three different tapers and luted with four different cements. *J Prosthet Dent* 2003; 89: 565-71.
47. Martínez F, Martínez M, Pradíes GJ, Suárez MJ. Estudio in vitro de la distribución de agentes cementantes en coronas de recubrimiento total. *Rev Int Prot Estomatol* 2001; 3: 183-8.
48. Suárez García MJ, Salido Rodríguez-Manzaneque MP, López Lozano JF, Martínez Ramos JM. Factores implicados en el sellado marginal de las restauraciones de prótesis fija. *Av Odontoestomatol* 1994; 10: 53-9.
49. Suárez MJ. Evaluación del sellado marginal de coronas de titanio colado y mecanizado con dos líneas de terminación. Tesis Doctoral 2003. Facultad de Odontología UCM.

50. Piemjai M. Efecto de la fuerza de asentamiento, del diseño marginal y del cementado sobre el sellado marginal y la retención en las coronas metálicas de recubrimiento total. *Rev Int Prot Estomatol* 2002; 4: 144-8.
51. Cook WD. Rheological studies of the setting of water-based cements. *Aust Dent J* 1984; 29: 44-9.
52. Ishikiriami A, Oliviera JF, Vieira DF, Mondelli J. Influence of some factors on the fit of cemented crowns. *J Prosthet Dent* 1981; 45: 400-4.
53. Assif D, Rimer Y, Aviv I. The flow of zinc phosphate cement under a full-coverage restoration and its effect on marginal adaptation according to the location of cement application. *Quintessence Int* 1987; 18: 765-74.
54. White SN, Yu Z, Tom J, Sangsurasak S. In vitro marginal adaptation of cast crowns luted with different cements. *J Prosthet Dent* 1995; 74: 25-32.
55. Cherkasski B, Wilson PR. The effect of oscillation, low seating force and dentine surface treatment on pulpward pressure transmission during crown cementation: A laboratory study. *J Oral Rehab* 2003; 30: 957-63.
56. Abbate MF, Tjan A, Fox W. Comparison of the marginal fit of various ceramic crown systems. *J Prosthet Dent* 1989; 61: 527-31.
57. Kern M, Schaller HG, Strub JR. Marginal fit of restorations before and after cementation in vivo. *Int J Prosthodont* 1993; 6: 585-91.
58. White SN, Yu Z, Tom JF, Sangsurasak S. In vivo microleakage of luting cements for cast crowns. *J Prosthet Dent* 1994; 71: 333-8.
59. Tjan AH, Sarkissian R. Effect of preparation finish on retention and fit complete crowns. *J Prosthet Dent* 1986; 56: 283-8.
60. Staninec M, Giles WS, Sarku JM, Hattori H. Caries penetration and cement thickness of three luting agents. *Int J Prosthodont* 1988; 1: 259-63.

61. Oilo G, Evje D. Film thickness of dental luting cements. *Dent Mater* 1986; 2: 85-9.
62. Hebel KS, Gajjar RC. Cement retained versus screw-retained implant restorations: Achieving optimal occlusion and esthetics in implant dentistry. *J Prosthet Dent* 1997; 77: 28-35.
63. Covey DA, Kent DK, Germain Jr HA, Koka S. Effects of abutment size and luting cement type on the uniaxial retention force of implant-supported crowns. *J Prosthet Dent* 2000; 83: 344-9.
64. White SN, Sorensen JA, Kang SK. Improving marginal seating of cast restorations using a silicone disclosing medium. *Int J Prosthodont* 1991; 4: 323-6.
65. White SN, Kipnis V. The three-dimensional effects of adjustment and cementation on crown seating. *Int J Prosthodont* 1993; 6: 248-54.
66. Belser UC, McEntee MI, Richter WA. Fit of three porcelain-fused-to-metal marginal designs in vivo. A scanning electron microscopy study. *J Prosthet Dent* 1985; 53: 24-9.
67. White SN, Yu Z. Film thickness of a new adhesive luting agent. *J Prosthet Dent* 1992; 67: 782-5.
68. Sorensen JA. A standardized method for determination of crown margin fidelity. *J Prosthet Dent* 1990; 64: 18-24.
69. Rosentiel SF, Land MF, Fujimoto J. Prótesis fija. Procedimientos clínicos y de laboratorio. Libros. Barcelona: Salvat, 1991.
70. Lombardía T, Álvarez A, Casado JR et al. Valoración de la discrepancia marginal en coronas de recubrimiento total. *Arch Odontoestomatol* 1990; 6: 397-402.
71. Saito T. Preparos dentais funcionais em prótese fixa. Libros. Sao Paulo, Brazil: Quintessence, 1989.

72. Grajower R, Zuberi Y, Lewinstein I. Improving the fit of crowns with the spacers. *J Prosthet Dent* 1989; 61: 555-63.
73. Jemt T. In vivo load measurements of precision fit involving implant-supported prostheses in the edentulous jaw. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996; 11: 151-8.
74. May KB, Edge MJ, Lang BR, Wang RF. The Periotest method: implant-supported framework precision of fit evaluation. *J Prosthodont* 1996; 5: 206-13.
75. May KB, Edge MJ, Russell MM, Razzog ME, Lang BR. The precision of fit at the implant prosthodontic interface. *J Prosthet Dent* 1997; 77: 497-502.
76. Ushiwata O, Vieira de Moares J. Method for marginal measurements of restorations: accessory device for toolmakers microscope. *J Prosthet Dent* 2000; 83: 362-6.
77. Burdairon G. *Manual de Biomateriales Dentarios*. Libros. Barcelona: Masson, 1991.
78. Wataha JC. Alloys for prosthodontic restorations. *J Prosthet Dent* 2002; 87: 351-63.
79. Phillips DE. *Ciencia de los materiales dentales*. Libros. México: McGraw-Hill [10ª ed], 1998.
80. Craig R. *Materiales de odontología restauradora*. Libros. Madrid: Harcourt Brace [10ª ed], 1998.
81. Iperen O. Un nuevo concepto en el tratamiento protésico con implantes. *Quintessence técnica (ed. esp.)* 2001; 12: 480-7.
82. Moffa JP. Diferentes tipos de aleación para vaciado. *Clínicas Odontológicas de Norteamérica* 1983; 4: 745-59.
83. McLean JW. Restauraciones metal-cerámicas. *Clínicas Odontológicas de Norteamérica* 1983; 4: 761-65.
84. Anderson JN. *Applied Dental Materials*. Libros. London: Blakell Scientific Publication, 1972.

85. Kleutges D. Supraestructura removible sobre un anclaje de machos cónicos cerámicos y hembras galvano formadas de oro fino. Quintessence técnica (ed. esp.) 2000; 11: 220-33.
86. Del Río Highsmith J, Gil Lozano J. Estructuras metálicas implantosoportadas. Propiedades, aleaciones y diseños. Rev Eur Odontoestomatol 1998; 10: 21-6.
87. Vega del Barrio JM. Materiales en Odontología. Fundamentos biológicos, clínicos, biofísicos y fisicoquímicos. Libros. Madrid: Avances, 1996.
88. López Álvarez JL. Técnicas de laboratorio en prótesis fija. Libros. Madrid: Doyma/Quintessence books, 1987.
89. Informe facilitado por la casa Ivoclarvivadent ® sobre los datos técnicos de la aleación IPS d.SIGN® 30 de Cobalto-Cromo. Madrid, 2003.
90. Cañada L, Del Río Highsmith, Holgado F, Martínez J. Estructuras de Cr-Co sobre implantes. Av Odontoestomatol 1997; 13: 261-4.
91. Cañada L, Del Río Highsmith, Holgado F, Malmierca A. Estructuras de Cr-Co sobre implantes: caso clínico. Av Odontoestomatol 1997; 13: 323-7.
92. Bridgeman JT, Marker VA, Hummel SK, Benson BW, Pace L. Comparison of titanium and cobalt-chromium removable partial denture classes. J Prosthet Dent 1997; 78: 187-93.
93. Riera E. Alternativas actuales en prótesis fija ceramometálica. www.geodental.com [25/02/2002].
94. Zitzmann NU, Marinello CP. Revisión de las consideraciones clínicas y técnicas relativas a las prótesis implantosoportadas fijas y removibles en el maxilar inferior edéntulo. Int J Prosthodont 2002; 15: 65-72.
95. Taga Y, Hawai K, Nokubi T. New method for divesting cobalt-chromium alloy castings: sandblasting with a mixed abrasive powder. J Prosthet Dent 2001; 85: 357-62.

96. Bizar J, Gil FJ, Peraire M, Anglada JM, Salsench J. Efecto de la temperatura de colado sobre la resistencia a la corrosión de las aleaciones de uso dental. *Rev Int Prot Estomatol* 2003; 5: 26-31.
97. Wataha JC. Alloys for prosthodontic restorations. *J Prosthet Dent* 2002; 87: 351-63.
98. Angelini E, Pezzoli M, Rosalbino F, Zucchi F. Influence of corrosion on brazed joints strength. *J Dent* 1991; 19: 56-61.
99. Munksgaard EC. Toxicology versus allergy in restorative dentistry. *Adv Dent Res* 1992; 6: 17-21.
100. Luthy H, Marinillo CP, Reclaru L, Scharer P. Corrosion considerations in the brazing repair of cobalt-based partial dentures. *J Prosthet Dent* 1996; 75: 515-24.
101. Núñez Navarro M, Martínez Vázquez de Parga JA, Cañada Madinazcoitia L. Sistemas de colado de titanio. *Rev Int Prot Estomatol* 2000; 2: 213-9.
102. Wang R, Fenton A. Titanium for prosthodontic applications: A review of the literature. *Quintessence Int* 1996; 27: 401-8.
103. Rusell R, Wang I, Fenton A. Titanio para aplicaciones prostodóncicas: revisión de la bibliografía. *Quintessence técnica (ed. esp.)* 1997; 10: 27-33.
104. Örtorp A, Linden B, Jemt T. Experiencias clínicas con estructuras de titanio soldadas con láser soportadas por implantes en la mandíbula edéntula: estudio de seguimiento a cinco años. *Rev Int Prot Estomatol* 1999; 1: 347-53.
105. Milleding P, Haag P, Neroth B, Renz I. Dos años de experiencia con coronas de titanio Procera. *Rev Int Prot Estomatol* 1999; 1: 140-8.
106. Glöckner H-W. Supraconstrucciones implantosoportadas realizadas con componentes de titanio prefabricado. *Quintessence técnica (ed. esp.)* 1997; 8: 541-50.
107. Taira M, Moser JB, Greener EH. Studies of Ti alloys for dental castings. *Dent Mater* 1989; 5: 45-50.

108. Andersson M, Bergman B, Bessing C, Ericson G, Lundquist P, Nilson H. Clinical results with titanium crowns fabricated with machine duplication and spark erosion. *Acta Odontol Scand* 1989; 47: 279-86.
109. Chan DCN, Blackman R, Kaiser DA, Chung K. The effect of sprue design on the marginal accuracy of titanium castings. *J Oral Rehab* 1998; 25: 424-9.
110. Shigemura H. Posibilidades y limitaciones del procedimiento de colado centrífugo. La teoría de colado de Morimoto en el banco de pruebas. *Quintessence técnica (ed. esp.)* 1996; 7: 199-226.
111. Fischer C. Experiencias con el sistema de colado Biotan. El camino hacia un exitoso recubrimiento cerámico sobre titanio. *Quintessence técnica (ed. esp.)* 1997; 8: 482-96.
112. Carlucci EH. El final de los tiempos pioneros en el colado del titanio. *Quintessence técnica (ed. esp.)* 2000; 11: 106-21.
113. Bessing C, Bergman M. The castability of unalloyed titanium in three different casting machines. *Swed Dent J* 1992; 16: 109-13.
114. Hamda S, Morgano M, Mark L. Investigation of the effect of three sprue designs on the porosity and the completeness of titanium partial denture frameworks. *J Prosthet Dent* 1999; 82: 15-21.
115. Dietzschold K. Coronas dobles de titanio y galvánicas; un caso clínico. *Quintessence técnica (ed. esp.)* 2001; 12: 348-58.
116. Hamanaka H, Doi H, Yoneyama T, Okuno O. Dental casting of titanium and Ni-Ti by a new casting machine. *J Dent Res* 1987; 68: 1529-33.
117. Walter M, Bonnig P, Reppel PD. Clinical performance of machined titanium restorations. *J Dent* 1994; 22: 346-8.
118. Watanabe I, Watkins JH, Nakajima H, Okabe T. Effect of pressure difference on the quality of titanium casting. *J Dent Res* 1997; 76: 773-9.

119. Rhoads JE, Rudd KD, Morrow RM. Procedimientos en el laboratorio dental. Libros. [Tomo II]. Madrid: Salvat, 1988.
120. Wakabayashi N, Mizutani H, Minoru A. Prótesis parcial removible colada completamente en titanio para un paciente con distancia intermaxilar muy reducida: presentación de un caso. Quintessence técnica (ed. esp.) 1998; 11: 77-80.
121. Yilmaz H, Demirel E, Diçer C, Päßler K, Bek B. Estudio comparativo de técnicas de ensamblaje con titanio colado y dos aleaciones dentales de metales no nobles. Quintessence técnica (ed. esp.) 2000; 11: 57-62.
122. Hasson J, Grande V. Aplicación clínica de estructuras de titanio soldadas por láser sobre implantes dentales ITI. Quintessence técnica (ed. esp.) 1997; 8: 351-63.
123. Russell R, Wang I, Gerhard E, Welsch, Castro-Cedeno M. Reacciones de interfase entre el titanio colado y los materiales de revestimiento. Rev Int Prot Estomatol 1999; 1: 48-58.
124. Deschaumes C, Mohtarim B, Morenas M. Le titane coulé: vitesse de refroidissement et caractéristiques mécaniques. Les cahiers de la prothèse 1997; 98: 35-44.
125. Informe facilitado por la casa Morita® sobre los datos técnicos de la aleación Titan 15® de Titanio. Madrid, 2003.
126. Küpper H, Bachmann K. Titanio puro como metal alternativo en la odontología restaurativa. Quintessence técnica (ed. esp.) 1992; 3: 253-68.
127. Kurdyk B. Le titane en prothèse composite. Les cahiers de la prothèse 1996; 93: 73-80.
128. Berg E, Davik G, Gjerdet N. Hardness, strength, and ductility of prefabricated titanium rods used in the manufacture of spark erosion crowns. J Prosthet Dent 1996; 75: 419-25.
129. Low D, Sumii T, Swain M. Thermal expansion coefficient of titanium casting. J Oral Rehab 2001; 28: 239-42.
130. Gilbert J, Covey D, Lautenschlager E. Bond characteristics of porcelain fused to milled titanium. Dent Mater 1994; 10: 134-40.

131. Monográfico sobre el titanio. <http://www.geodental.com>, 2003: nº 105.
132. Horasawa N, Takahashi S, Marek M. Galvanic interaction between titanium and gallium alloy or dental amalgam. *Dent Mater* 1999; 15: 318-22.
133. Gil FJ, Costa S, Cortada M, Giner L, Padrós A. Evolución del potencial natural de corrosión de diferentes metales y aleaciones que se utilizan en odontología. *Rev Int Prot Estomatol* 2001; 3: 106-10.
134. Dale JW, Moser J. A clinical evaluation of semiprecious alloys for dowels and cores. *J Prosthet Dent* 1977; 38: 161-4.
135. Informe facilitado por la casa Ivoclarvivadent ® sobre los datos técnicos de la aleación IPS d.SIGN® 84 de Paladio-Oro. Madrid, 2003.
136. Sun D, Monaghan P, Brantley WA, Johnston WM. Potentiodynamic polarisation study of the vitro corrosion behaviour of 3 high-palladium alloys and gold-palladium alloy. *J Prosthet Dent* 2002; 87: 86-93.
137. Tufeccki E, Mitchell JC, Olesik JW, Brantley WA, Papazoglou E, Monaghan P. Inductively coupled plasma-mass spectroscopy measurements of elemental release from 2 high-palladium dental casting alloys into a corrosion testing medium. *J Prosthet Dent* 2000; 87: 80-5.
138. Tan KB, Rubenstein JE, Nicholls JI, Ruodelis RA. Three-dimensional analysis of the casting accuracy of one piece, osseointegrated implant retained prostheses. *Int J Prosthodont* 1993; 6: 346-63.
139. Goll GE. Production of accurately fitting full-arch implant frameworks: part I. Clinical procedures. *J Prosthet Dent* 1991; 66: 377-84.
140. Carr AB, Brunski JB. Preload and load sharing of strain gauged CP-Ti implant components. *J Dent Res* 1992; 71: 528 [Abstract No 106].

141. Jemt T, Lie A. Accuracy of implant supported prostheses in the edentulous jaw: analysis of precision of fit between gold alloy framework and master cast by means of 3-D photogrammetric technique. *Clin Oral Implant Res* 1995; 6: 172-80.
142. Guarinos J, Sanchís JM, Peñarrocha M, Pitarch J, Soriano I. Criterios de selección del paciente en Implantología Oral. *Anal Odontoestomatol* 1997; 3: 103-10.
143. Comité Internacional de Editores de Revistas Médicas. Normas uniformes para los originales enviados a las revistas biomédicas. *Med Clin* 1985; 84: 184-8.
144. Zalkind M, Calderon Y, Rabinowith R, Hadar R, Schlesinger M. The effects of dental alloys on mouse lymphocyte subpopulations. *J Oral Rehab* 1998; 25: 106-9.
145. Sahmali SM, Kural O. Systemic effects of nickel-containing dental alloys: analysis of nickel levels in serum, liver, kidney and oral mucosa of guinean pigs. *Quintessence Int* 1991; 22: 961-6.
146. Hensten-Pettersen A. Casting alloys: side effects. *Av Dent Res* 1992; 6: 38-43.
147. Bruce GC, Hall WB. Nickel hypersensitivity-related periodontitis. *Compend Contin Educ Dent* 1995; 16: 180-4.
148. Ryansen J, Niemi E, Pernu H, Salo T. Biocompatibility of nickel-titanium memory metal and its corroding behaviour in human cell cultures. *J Biomed Mat Res* 1997; 35: 451-7.
149. Weiker D. Riesgo toxicológico y alergológico de materiales dentales para protésicos dentales y pacientes. *Quintessence técnica (ed. esp.)* 2001; 12: 265-70.
150. Díaz L, Willaert E, Salsench J, Planell JA. Evaluación de la resistencia a la corrosión de diferentes aleaciones de uso dental sometidas a tratamiento térmico. *Rev Int Prot Estomatol* 2002; 4: 117-21.
151. <http://www.adi.uam.es/docencia/elementos/spv21/sinmarcos/elementos/ga.html>
[búsqueda en <http://www.google.com>].

152. <http://www.adi.uam.es/docencia/elementos/spv21/sinmarcos/elementos/b.html>
[búsqueda en <http://www.google.com>].
153. <http://www.adi.uam.es/docencia/elementos/spv21/sinmarcos/elementos/nb.html>
[búsqueda en <http://www.google.com>].
154. <http://www.adi.uam.es/docencia/elementos/spv21/sinmarcos/elementos/fe.html>
[búsqueda en <http://www.google.com>].
155. <http://www.adi.uam.es/docencia/elementos/spv21/sinmarcos/elementos/al.html>
[búsqueda en <http://www.google.com>].
156. <http://www.adi.uam.es/docencia/elementos/spv21/sinmarcos/elementos/li.html>
[búsqueda en <http://www.google.com>].
157. Schunke S. Fundamentos clínicos y prácticos sobre el colado de metales nobles. Libros. Colombia: Actualidades Médico-Odontológicas Latinoamérica, 2000.
158. <http://www.adi.uam.es/docencia/elementos/spv21/sinmarcos/elementos/pd.html>
[búsqueda en <http://www.google.com>].
159. <http://www.adi.uam.es/docencia/elementos/spv21/sinmarcos/elementos/au.html>
[búsqueda en <http://www.google.com>].
160. <http://www.adi.uam.es/docencia/elementos/spv21/sinmarcos/elementos/in.html>
[búsqueda en <http://www.google.com>].
161. <http://www.adi.uam.es/docencia/elementos/spv21/sinmarcos/elementos/ag.html>
[búsqueda en <http://www.google.com>].
162. <http://www.adi.uam.es/docencia/elementos/spv21/sinmarcos/elementos/ru.html>
[búsqueda en <http://www.google.com>].
163. Temp Bond ®. Instrucciones de uso. Kerr Italia S.p.A., Texto revisado 04 - 2001.

164. González Escobar R. Eugenol: propiedades farmacológicas y toxicológicas. Ventajas y desventajas de su uso. Rev Cubana Estomatol 2002; 39 (2) [en http://www.infomed.sld.cu/revistas/est/vol39_2_02/Est_05202.htm].
165. <http://www.tekniker.es>
166. Calesini G, Battista G, Scipioni A, Micarelli C, Di Felice A. Estructuras coladas de una sola pieza en prótesis fija: estudio de adaptación marginal mediante imágenes de MEB computarizadas. Rev Int Prot Estomatol 2000; 2: 349-55.
167. Ramón Torrell JM. Métodos de investigación en Odontología. Libros. Barcelona: Masson, 2000.
168. Martín Andrés A, Luna del Castillo J de D. Bioestadística para las Ciencias de la Salud. Libros. Madrid: Norma, 1989.
169. Torrie S. Bioestadística. Principios y procedimientos. Libros. Barcelona: McGraw-Hill, 1980.
170. Gebelein M, Richter G, Range U, Reitemeier B. Dimensional changes of one-piece frameworks cast from titanium, base metal or noble metal alloys and supported on telescopic crowns. J Prosthet Dent 2003; 89: 193-200.
171. Huling J, Clarke E. Comparative distortion in three unit-fixed partial prostheses joined by laser welding, conventional soldering or cast in one piece. J Dent Res 1977; 56: 128-34.
172. Jemt T, Bergendal B, Arvidson K, Bergendal T, Karlsson U, Linden B et al. Estructuras de titanio soldado implantoportadas en la arcada superior desdentada: Estudio multicéntrico prospectivo de 5 años de duración. Rev Int Prot Estomatol 2003; 5: 315-9.

173. Mulcahy C, Sherrif M, Walter JD, Fenion MR. Measurement of misfit at the implant-prosthesis interface: An experimental method using a coordinate measuring machine. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000; 15: 111-8.
174. Oruç S, Tulunoglu Ý. Fit of titanium and a base metal alloy metal-ceramic crown. *J Prosthet Dent* 2000; 83: 314-8.
175. Ruiz Contreras EF, Pessanha Henriques GE, Ruiz Giolo S, Arruda Nobilo MA. Fit of cast commercially pure titanium and Ti-6Al-4V alloy crowns before and after marginal refinement by electrical discharge machining. *J Prosthet Dent* 2002; 88: 467-72.
176. Stoll R, Makris P, Stachniss V. Marginal adaptation of cast partial crowns made of pure titanium and gold alloy under influence of a manual burnishing technique. *J Oral Rehab* 2001; 28: 401-6.
177. Colton T. *Estadística en medicina*. Libros. Barcelona: Salvat, 1987.
178. Petteno D, Schierano G, Bassi F, Bresciano ME, Carossa S. Comparación del ajuste marginal de tres sistemas ceramometálicos diferentes: un estudio in vitro. *Rev Int Prot Estomatol* 2001; 3: 118-21.
179. Löfstrom LH, Barakat MM. Scanning electron microscopic evaluation of clinically cemented cast gold restorations. *J Prosthet Dent* 1989; 61: 664-9.
180. Franson B, Oilo G, Gjeitanger R. The fit of metal-ceramic crowns. A clinical study. *Dent Mater* 1985; 1: 169-74.
181. Valderrama S, Van Roekel N, Andersson M, Goodacre CJ, Muñoz CA. A comparison of the marginal and internal adaptation of titanium and gold-platinum-palladium metal ceramic crowns. *Int J Prosthodont* 1995; 8: 29-37.
182. Blackman R, Báez R, Barghi N. Marginal accuracy and geometry of cast titanium copings. *J Prosthet Dent* 1992; 67: 435-40.

183. Báez R, Blackman R, Barghi N, Tseng E. Marginal fit of pure titanium cast crown copings. *J Dent Res* 1989; 68: 269 (Abstr No 700).
184. Boening KW, Walter MH, Reppel PD. Non-cast titanium restorations in fixed prosthodontics. *J Oral Rehab* 1992; 19: 281-7.
185. Bergman B, Bessing C, Ericson G, Lundquist P, Nilson H, Andersson M. A 2-year follow-up study of titanium crowns. *Acta Odontol Scand* 1990; 48: 113-17.
186. Luchsinger E, Meyer JM, Susz CP. Casting of titanium alloys. *J Dent Res* 1985; 64: 352 (Abstr No 1595).
187. Eriksson M, Andersson M, Carlström E. Titanium dental copings prepared by a powder metallurgy method: A preliminary report. *Int J Prosthodont* 2004; 17: 11-6.
188. Jemt T, Linden B. Fixed implant-supported prostheses with laser welded titanium frameworks. *Int J Periodontics Rest Dent* 1992; 12: 177-84.
189. Bergendal B, Palmqvist S. Laser-welded titanium frameworks for fixed prostheses supported by osseointegrated implants: A 2-year multicenter study report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995; 10: 199-206.
190. Jemt T. Three-dimensional distortion of gold-alloy castings and welded titanium frameworks. Measurements of the precision of fit between completed implant prostheses and the master casts in routine edentulous situations. *J Oral Rehab* 1995; 22: 557-64.
191. Rubenstein JE. Stereo laser-welded titanium implant frameworks. Clinical and laboratory procedures with a summary of 1-year clinical trials. *J Prosthet Dent* 1995; 74: 284-93.
192. Hellden L, Dérand T, Johansson S, Lindberg A. The Cresco Ti precision method: Description of a simplified method to fabricate superstructures with passive fit to osseointegrated implants. *J Prosthet Dent* 1999; 82: 487-91.

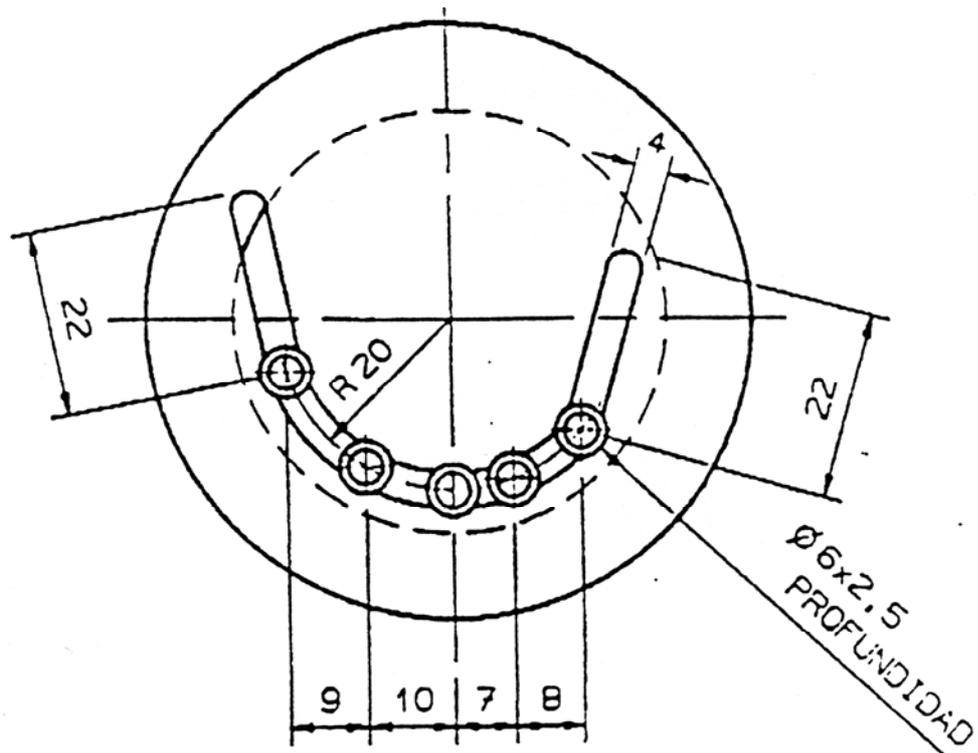
193. Bergendal B, Palmqvist S. Laser-welded titanium frameworks for implant-supported fixed prostheses: A 5-year report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999; 14: 69-71.
194. Jemt T, Bäck T, Petterson A. Precision of CNC milled titanium frameworks for implant treatment in the edentulous jaw. *Int J Prosthodont* 1999; 12: 209-15.
195. Jemt T, Bäck T, Petterson A. Photogrammetry – An alternative to conventional impressions in implant dentistry? A clinical pilot study. *Int J Prosthodont* 1999; 12: 363-8.
196. Böning K, Walter M. Palladium alloys in prosthodontics: selected aspects. *Int Dent J* 1990; 40: 289-97.
197. Ida K, Tani Y, Tsutsumi S et al. Clinical application of pure titanium crowns. *Dent Mater* 1985; 4: 191-5.
198. Leong D, Chai J, Lautenschlager E, Gilbert J. Marginal fit of machined-milled titanium and cast titanium single crowns. *Int J Prosthodont* 1994; 7: 440-7.
199. Örtorp A, Jemt T. Clinical experiences of CNC milled-titanium frameworks supported by implants in a edentulous jaw. *Clin Implant Dent Relat Res* 2000; 2: 2-9.
200. Hung SH, Hung KS, Eick JD, Chappell RP. Marginal fit of porcelain-fused-to-metal and two types of ceramic crowns. *J Prosthet Dent* 1990; 63: 23-31.
201. Sola MF, Labaig C, Martínez A, Mañés J. Estudio comparativo in vitro del ajuste marginal de restauraciones ceramometálicas y completas de cerámica. *Soprodent* 1993; 9: 67-70.
202. Gelbard S, Aoskar Y, Zalkina M, Ster N. Effect of impression materials and techniques on the marginal fit of metal casting. *J Prosthet Dent* 1994; 71: 1-6.
203. Salido MP, Suárez MJ, Pradíes GJ, Caruana G. Análisis comparativo del ajuste marginal en coronas cerámicas. *Rev Int Prot Estomatol* 2000; 2: 225-32.

204. Christensen GJ. Marginal fit of gold inlay castings. *J Prosthet Dent* 1966; 16: 297-305.
205. Jemt T. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Branemark implants in the edentulous jaw: A study of treatment for the time of prostheses placement to the first annual check up. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991; 6: 270-6.
206. Syverud M, Okabe T, Hero H. Casting of Ti-6Al-4V alloy compared with pure titanium in an Ar-arc casting machine. *Eur J Oral Sci* 1995; 103: 327-30.
207. Schiffleger B, Ziebert G, Dhuru V, Brantley W, Sigaroudi K. Comparison of accuracy of multiunit one-piece castings. *J Prosthet Dent* 1985; 54: 770-6.
208. Ziebert G, Hurtado M, Glapa C, Schiffliker B. Accuracy of one-piece castings, preceramic and postceramic soldering. *J Prosthet Dent* 1986; 55: 312-7.
209. McLean JW. *The science and art of dental ceramics* [vol 2]. Libros. Chicago: Quintessence, 1980.

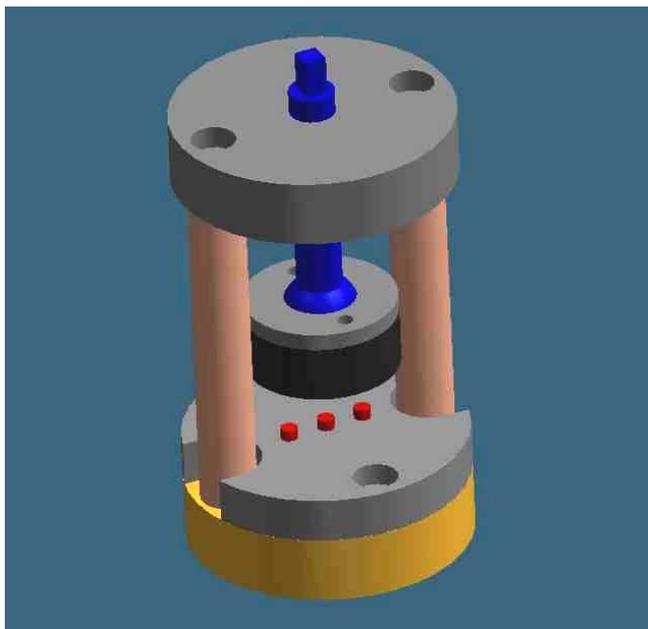
10. APÉNDICE

10. APÉNDICE

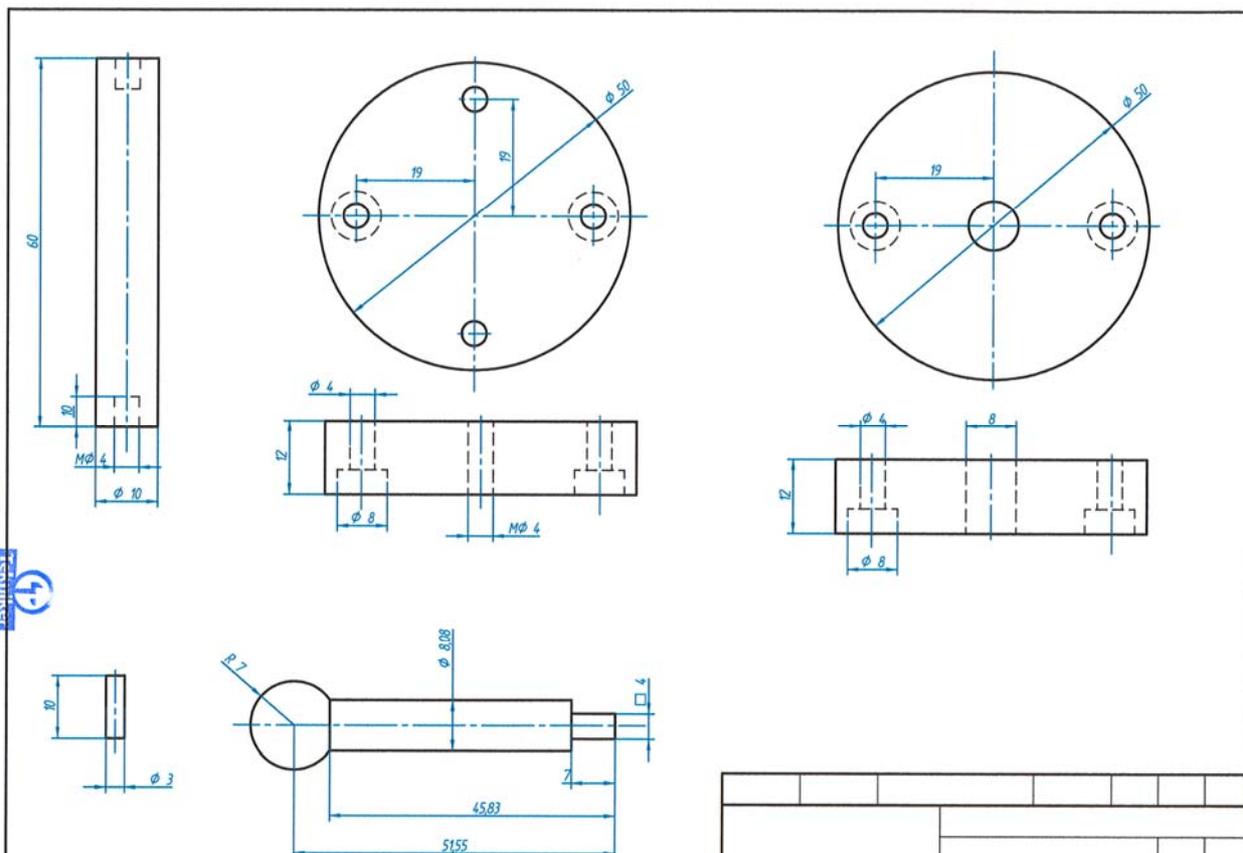
10.1. PLANOS DE LOS SOPORTES Y MORDAZAS EMPLEADOS



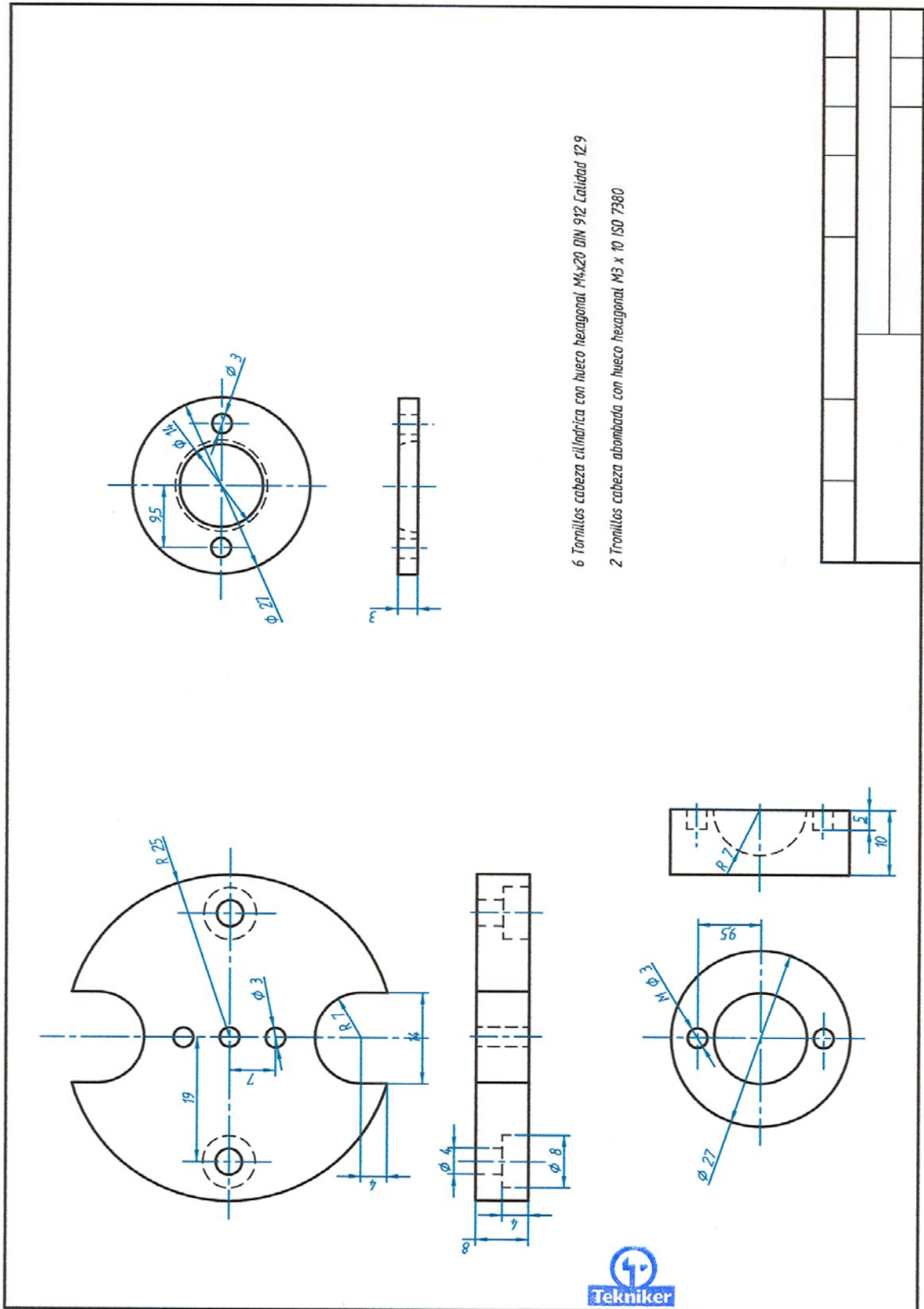
Vista superior del soporte metálico utilizado para la inmovilización de los conjuntos análogo/pilar durante los procedimientos de laboratorio (Protocolos de Cañada³⁸ y Blázquez³⁹).



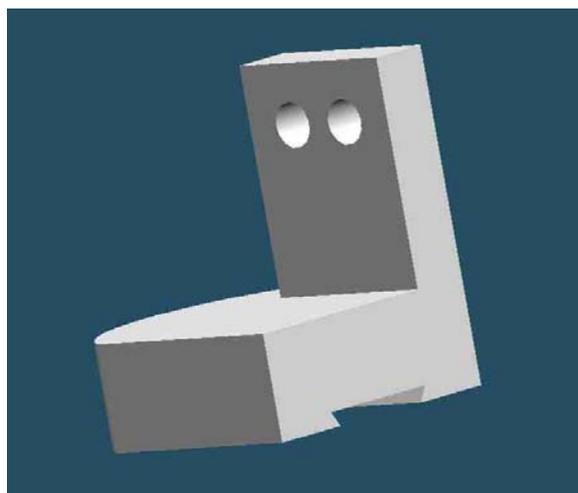
Reconstrucción tridimensional de la mordaza confeccionada para el cementado de las estructuras.



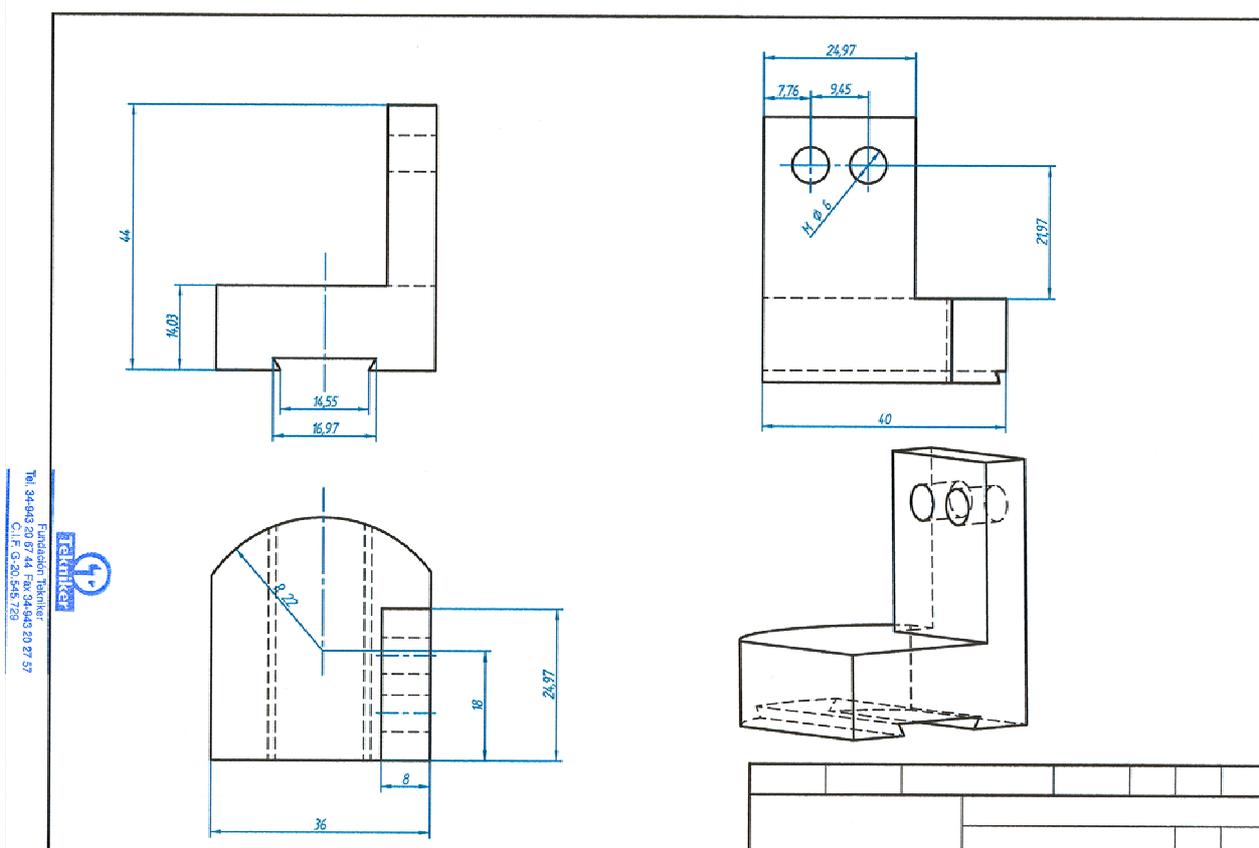
Planos de la mordaza confeccionada para el cementado de las estructuras (I).



Planos de la mordaza confeccionada para el cementado de las estructuras (II).



Reconstrucción tridimensional de la mordaza de posicionamiento de las estructuras para su análisis microscópico.



Planos de la mordaza de posicionamiento de las estructuras para su análisis microscópico.

10.2. PRUEBAS ESTADÍSTICAS

LISTADO DE DATOS (MEDIAS CALCULADAS: lpunte = lmuestra)

Obs	muestra	disegno1	aleacion	micras
1	1	u	c	28.348
2	2	u	c	72.789
3	3	u	c	87.556
4	4	u	c	62.601
5	5	u	c	30.677
6	6	u	c	75.436
7	7	u	c	76.331
8	8	u	c	38.807
9	9	u	c	69.637
10	10	u	c	97.372
11	11	u	c	66.418
12	12	u	c	103.454
13	13	u	c	72.385
14	14	u	c	17.230
15	15	u	c	38.356
16	16	u	t	3.949
17	17	u	t	8.202
18	18	u	t	36.639
19	19	u	t	22.996
20	20	u	t	18.967
21	21	u	t	5.936
22	22	u	t	8.842
23	23	u	t	9.971
24	24	u	t	26.122
25	25	u	t	84.105
26	26	u	t	38.341
27	27	u	t	11.321
28	28	u	t	39.858
29	29	u	t	13.351
30	30	u	t	3.585
31	31	u	a	9.502
32	32	u	a	10.324
33	33	u	a	21.789
34	34	u	a	12.394
35	35	u	a	16.149
36	36	u	a	29.412
37	37	u	a	22.726
38	38	u	a	20.695
39	39	u	a	49.647
40	40	u	a	93.939
41	41	u	a	22.762
42	42	u	a	17.847
43	43	u	a	8.342
44	44	u	a	45.083
45	45	u	a	10.853
46	46	p	c	81.363
47	47	p	c	102.248
48	48	p	c	26.259
49	49	p	c	84.805
50	50	p	c	55.286
51	51	p	c	55.857
52	52	p	c	13.891
53	53	p	c	19.617
54	54	p	c	17.285
55	55	p	c	16.2544
56	56	p	c	59.1051
57	57	p	c	81.4051
58	58	p	c	88.8603
59	59	p	c	26.4293
60	60	p	c	5.0333
61	61	p	t	34.0542
62	62	p	t	38.7903
63	63	p	t	19.8871
64	64	p	t	24.5126
65	65	p	t	20.8299
66	66	p	t	12.7594
67	67	p	t	25.1972
68	68	p	t	12.1784

69	69	p	t	33.9714
70	70	p	t	39.9696
71	71	p	t	30.6912
72	72	p	t	45.0751
73	73	p	t	16.6781
74	74	p	t	44.1751
75	75	p	t	26.6290
76	76	p	a	22.1764
77	77	p	a	13.3930
78	78	p	a	14.8325
79	79	p	a	55.0895
80	80	p	a	22.9151
81	81	p	a	26.3763
82	82	p	a	27.3337
83	83	p	a	7.4122
84	84	p	a	17.2444
85	85	p	a	17.0795
86	86	p	a	15.9669
87	87	p	a	22.4450
88	88	p	a	25.1024
89	89	p	a	27.2781
90	90	p	a	31.1968

DESCRIPTIVA POR GRUPOS

----- disegno1=p aleacion=a -----

The UNIVARIATE Procedure
Variable: micras (micras)

Moments

N	15	Sum Weights	15
Mean	23.0561121	Sum Observations	345.841682
Std Deviation	10.9230915	Variance	119.313929
Skewness	1.74252519	Kurtosis	5.0019165
Uncorrected SS	9644.15961	Corrected SS	1670.395
Coeff Variation	47.3761208	Std Error Mean	2.82033011

Basic Statistical Measures

Location		Variability	
Mean	23.05611	Std Deviation	10.92309
Median	22.44499	Variance	119.31393
Mode	.	Range	47.67729
		Interquartile Range	11.31117

Tests for Location: Mu0=0

Test	-Statistic-	-----p Value-----	
Student's t	t 8.174969	Pr > t	<.0001
Sign	M 7.5	Pr >= M	<.0001
Signed Rank	S 60	Pr >= S	<.0001

Tests for Normality

Test	--Statistic--	-----p Value-----	
Shapiro-Wilk	W 0.849333	Pr < W	0.0170
Kolmogorov-Smirnov	D 0.214341	Pr > D	0.0631
Cramer-von Mises	W-Sq 0.104631	Pr > W-Sq	0.0906
Anderson-Darling	A-Sq 0.739413	Pr > A-Sq	0.0434

Quantiles (Definition 5)

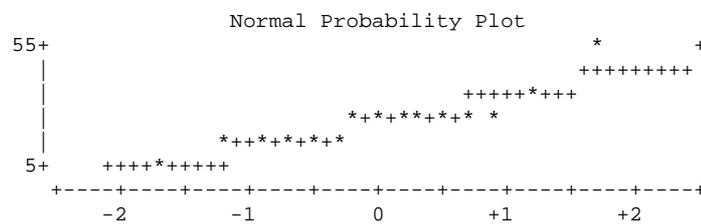
Quantile	Estimate
100% Max	55.08945
99%	55.08945
95%	55.08945
90%	31.19680
75% Q3	27.27810
50% Median	22.44499
25% Q1	15.96693
10%	13.39302
5%	7.41216
1%	7.41216
0% Min	7.41216

Extreme Observations

-----Lowest-----		-----Highest-----	
Value	Obs	Value	Obs
7.41216	8	26.3763	6
13.39302	2	27.2781	14
14.83251	3	27.3337	7
15.96693	11	31.1968	15
17.07949	10	55.0895	4

Stem Leaf	#	Boxplot
5 5	1	0
4		
3 1	1	
2 2235677	7	+-----+
1 35677	5	+-----+
0 7	1	

-----+-----+-----+-----+
 Multiply Stem.Leaf by 10**+1



DESCRIPTIVA POR GRUPOS

----- disegno1=p aleacion=c -----

The UNIVARIATE Procedure
 Variable: micras (micras)

Moments

N	15	Sum Weights	15
Mean	48.9132257	Sum Observations	733.698385
Std Deviation	32.8698307	Variance	1080.42577
Skewness	0.20833659	Kurtosis	-1.5907084
Uncorrected SS	51013.5155	Corrected SS	15125.9608
Coeff Variation	67.2002925	Std Error Mean	8.4869538

Basic Statistical Measures

Location		Variability	
Mean	48.91323	Std Deviation	32.86983
Median	55.28584	Variance	1080
Mode	.	Range	97.21492
		Interquartile Range	64.11956

Tests for Location: Mu0=0

Test	-Statistic-	-----p Value-----
Student's t	t 5.763343	Pr > t <.0001
Sign	M 7.5	Pr >= M <.0001
Signed Rank	S 60	Pr >= S <.0001

Tests for Normality

Test	--Statistic--	-----p Value-----
Shapiro-Wilk	W 0.897689	Pr < W 0.0878
Kolmogorov-Smirnov	D 0.219688	Pr > D 0.0492
Cramer-von Mises	W-Sq 0.10939	Pr > W-Sq 0.0795
Anderson-Darling	A-Sq 0.660208	Pr > A-Sq 0.0716

Quantiles (Definition 5)

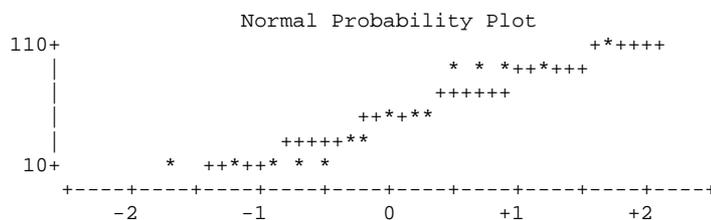
Quantile	Estimate
100% Max	102.24823
99%	102.24823
95%	102.24823
90%	88.86031
75% Q3	81.40505
50% Median	55.28584
25% Q1	17.28550
10%	13.89137
5%	5.03331
1%	5.03331
0% Min	5.03331

Extreme Observations

-----Lowest-----		-----Highest-----	
Value	Obs	Value	Obs
5.03331	15	81.3630	1
13.89137	7	81.4051	12
16.25442	10	84.8051	4
17.28550	9	88.8603	13
19.61654	8	102.2482	2

Stem Leaf	#	Boxplot
10 2	1	
8 1159	4	+-----+
6		
4 569	3	*---*---
2 066	3	
0 5467	4	+-----+

-----+-----+-----+-----+
 Multiply Stem.Leaf by 10**+1



DESCRIPTIVA POR GRUPOS

----- disegno1=p aleacion=t -----

The UNIVARIATE Procedure
Variable: micras (micras)

Moments

N	15	Sum Weights	15
Mean	28.3599041	Sum Observations	425.398561
Std Deviation	10.8246157	Variance	117.172305
Skewness	0.06124732	Kurtosis	-1.1454401
Uncorrected SS	13704.6747	Corrected SS	1640.41226
Coeff Variation	38.1687316	Std Error Mean	2.79490375

Basic Statistical Measures

Location		Variability	
Mean	28.35990	Std Deviation	10.82462
Median	26.62905	Variance	117.17230
Mode	.	Range	32.89664
		Interquartile Range	18.90318

Tests for Location: Mu0=0

Test	-Statistic-	-----p Value-----	
Student's t	t 10.14701	Pr > t	<.0001
Sign	M 7.5	Pr >= M	<.0001
Signed Rank	S 60	Pr >= S	<.0001

Tests for Normality

Test	--Statistic--	-----p Value-----	
Shapiro-Wilk	W 0.953613	Pr < W	0.5830
Kolmogorov-Smirnov	D 0.099038	Pr > D	>0.1500
Cramer-von Mises	W-Sq 0.028951	Pr > W-Sq	>0.2500
Anderson-Darling	A-Sq 0.216563	Pr > A-Sq	>0.2500

Quantiles (Definition 5)

Quantile	Estimate
100% Max	45.0751
99%	45.0751
95%	45.0751
90%	44.1751
75% Q3	38.7903
50% Median	26.6290
25% Q1	19.8871
10%	12.7594
5%	12.1784
1%	12.1784
0% Min	12.1784

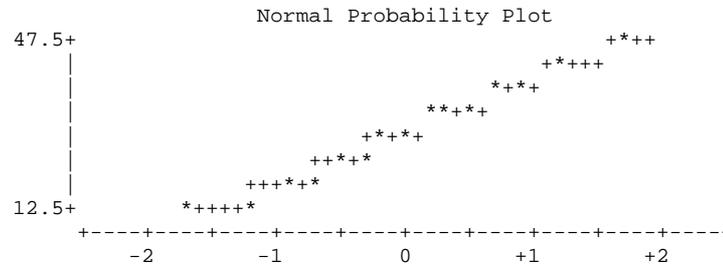
Extreme Observations

-----Lowest-----		-----Highest-----	
Value	Obs	Value	Obs
12.1784	8	34.0542	1
12.7594	6	38.7903	2
16.6781	13	39.9696	10
19.8871	3	44.1751	14
20.8299	5	45.0751	12

```

Stem Leaf                #                Boxplot
  4 5                    1                |
  4 04                   2                |
  3 9                    1                +-----+
  3 144                  3                |         |
  2 557                  3                *-----*
  2 01                   2                +-----+
  1 7                    1                |
  1 23                   2                |
  -----+-----+-----+-----+
Multiply Stem.Leaf by 10**+1

```



DESCRIPTIVA POR GRUPOS

----- disegno1=u aleacion=a -----

The UNIVARIATE Procedure
Variable: micras (micras)

Moments

N	15	Sum Weights	15
Mean	26.0975072	Sum Observations	391.462608
Std Deviation	22.4014007	Variance	501.822754
Skewness	2.2736201	Kurtosis	5.81492591
Uncorrected SS	17241.7168	Corrected SS	7025.51856
Coeff Variation	85.8373198	Std Error Mean	5.78401679

Basic Statistical Measures

Location		Variability	
Mean	26.09751	Std Deviation	22.40140
Median	20.69519	Variance	501.82275
Mode	.	Range	85.59797
		Interquartile Range	18.55903

Tests for Location: Mu0=0

Test	-Statistic-	-----p Value-----	
Student's t	t 4.512004	Pr > t	0.0005
Sign	M 7.5	Pr >= M	<.0001
Signed Rank	S 60	Pr >= S	<.0001

Tests for Normality

Test	--Statistic--	-----p Value-----	
Shapiro-Wilk	W 0.730952	Pr < W	0.0005
Kolmogorov-Smirnov	D 0.292518	Pr > D	<0.0100
Cramer-von Mises	W-Sq 0.250302	Pr > W-Sq	<0.0050
Anderson-Darling	A-Sq 1.428595	Pr > A-Sq	<0.0050

Quantiles (Definition 5)

Quantile	Estimate
100% Max	93.93948
99%	93.93948
95%	93.93948
90%	49.64686
75% Q3	29.41155
50% Median	20.69519
25% Q1	10.85252
10%	9.50222
5%	8.34151
1%	8.34151
0% Min	8.34151

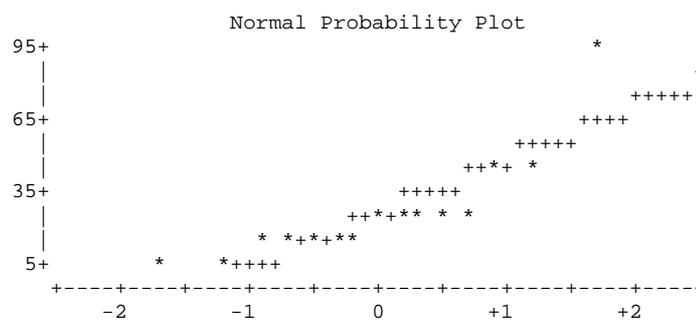
Extreme Observations

-----Lowest-----		-----Highest-----	
Value	Obs	Value	Obs
8.34151	13	22.7619	11
9.50222	1	29.4116	6
10.32361	2	45.0831	14
10.85252	15	49.6469	9
12.39423	4	93.9395	10

Stem Leaf	#	Boxplot
9 4	1	*
8		
7		
6		
5 0	1	
4 5	1	
3		
2 12339	5	+---+---+
1 001268	6	+-----+
0 8	1	

-----+-----+-----+-----+

Multiply Stem.Leaf by 10**+1



DESCRIPTIVA POR GRUPOS

----- disegno1=u aleacion=c -----

The UNIVARIATE Procedure
Variable: micras (micras)

Moments

N	15	Sum Weights	15
Mean	62.4931077	Sum Observations	937.396615
Std Deviation	26.079936	Variance	680.163062
Skewness	-0.2690208	Kurtosis	-0.9156064
Uncorrected SS	68103.1105	Corrected SS	9522.28286
Coeff Variation	41.7324997	Std Error Mean	6.73381052

Basic Statistical Measures

Location		Variability	
Mean	62.49311	Std Deviation	26.07994
Median	69.63723	Variance	680.16306
Mode	.	Range	86.22401
		Interquartile Range	37.97447

Tests for Location: Mu0=0

Test	-Statistic-	-----p Value-----	
Student's t	t 9.280497	Pr > t	<.0001
Sign	M 7.5	Pr >= M	<.0001
Signed Rank	S 60	Pr >= S	<.0001

Tests for Normality

Test	--Statistic--	-----p Value-----	
Shapiro-Wilk	W 0.941011	Pr < W	0.3953
Kolmogorov-Smirnov	D 0.16831	Pr > D	>0.1500
Cramer-von Mises	W-Sq 0.083613	Pr > W-Sq	0.1771
Anderson-Darling	A-Sq 0.43798	Pr > A-Sq	>0.2500

Quantiles (Definition 5)

Quantile	Estimate
100% Max	103.4539
99%	103.4539
95%	103.4539
90%	97.3716
75% Q3	76.3309
50% Median	69.6372
25% Q1	38.3564
10%	28.3478
5%	17.2299
1%	17.2299
0% Min	17.2299

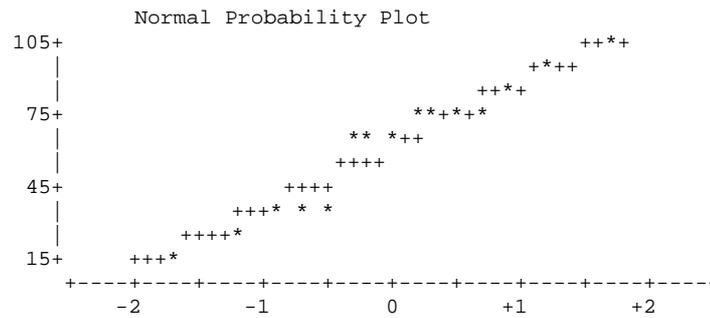
Extreme Observations

-----Lowest-----		-----Highest-----	
Value	Obs	Value	Obs
17.2299	14	75.4362	6
28.3478	1	76.3309	7
30.6771	5	87.5557	3
38.3564	15	97.3716	10
38.8071	8	103.4539	12

Stem Leaf	#	Boxplot
10 3	1	
9 7	1	
8 8	1	
7 02356	5	+-----+
6 36	2	+
5		
4		
3 189	3	+-----+
2 8	1	
1 7	1	

-----+-----+-----+-----+

Multiply Stem.Leaf by 10**+1



DESCRIPTIVA POR GRUPOS

----- disegno1=u aleacion=t -----

The UNIVARIATE Procedure
Variable: micras (micras)

Moments

N	15	Sum Weights	15
Mean	22.1455621	Sum Observations	332.183432
Std Deviation	21.2203218	Variance	450.302059
Skewness	1.94274659	Kurtosis	4.55364144
Uncorrected SS	13660.6176	Corrected SS	6304.22882
Coeff Variation	95.8220058	Std Error Mean	5.47906354

Basic Statistical Measures

Location		Variability	
Mean	22.14556	Std Deviation	21.22032
Median	13.35080	Variance	450.30206
Mode	.	Range	80.52004
		Interquartile Range	28.43714

Tests for Location: Mu0=0

Test	-Statistic-	-----p Value-----	
Student's t	t 4.041852	Pr > t	0.0012
Sign	M 7.5	Pr >= M	<.0001
Signed Rank	S 60	Pr >= S	<.0001

Tests for Normality

Test	--Statistic--	-----p Value-----	
Shapiro-Wilk	W 0.790201	Pr < W	0.0028
Kolmogorov-Smirnov	D 0.194061	Pr > D	0.1304
Cramer-von Mises	W-Sq 0.153827	Pr > W-Sq	0.0195
Anderson-Darling	A-Sq 1.011401	Pr > A-Sq	0.0085

Quantiles (Definition 5)

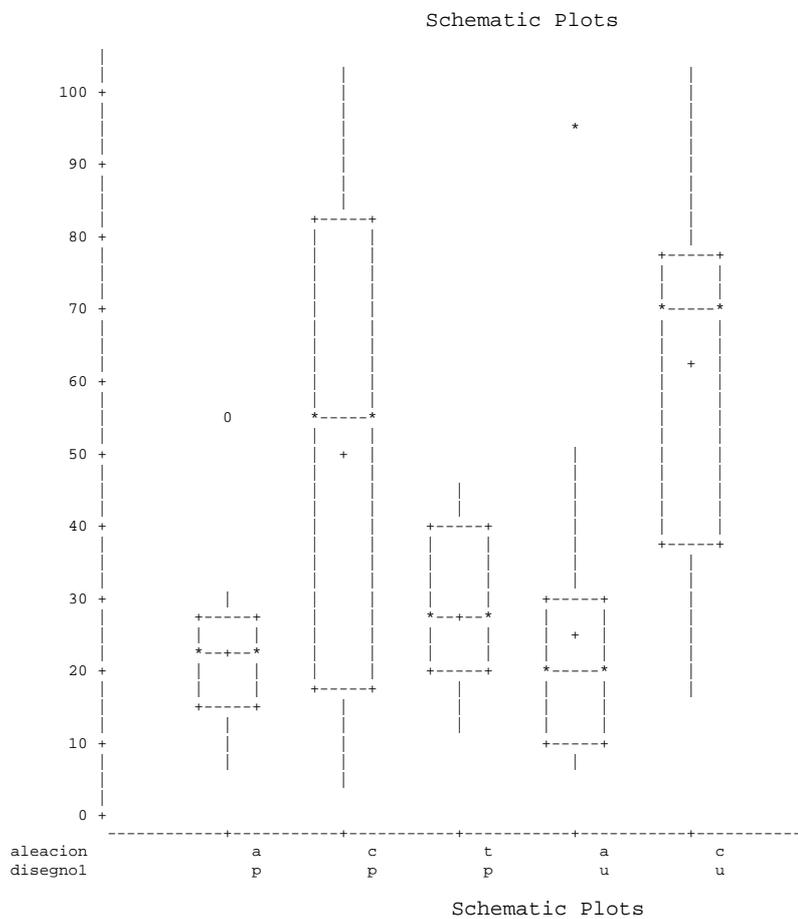
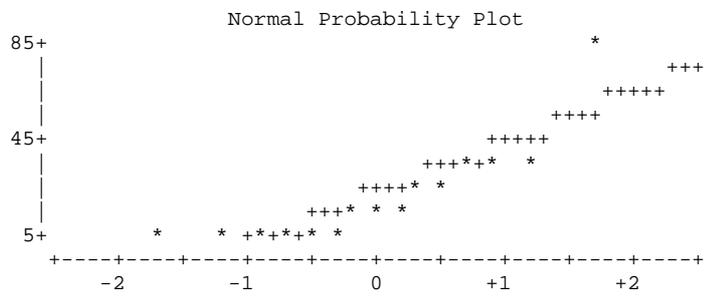
Quantile	Estimate
100% Max	84.10499
99%	84.10499
95%	84.10499
90%	39.85821
75% Q3	36.63886
50% Median	13.35080
25% Q1	8.20172
10%	3.94894
5%	3.58495
1%	3.58495
0% Min	3.58495

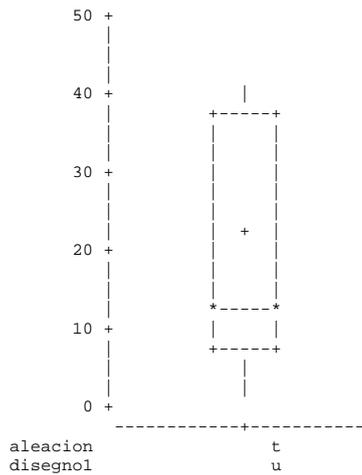
Extreme Observations

-----Lowest-----		-----Highest-----	
Value	Obs	Value	Obs
3.58495	15	26.1220	9
3.94894	1	36.6389	3
5.93556	6	38.3407	11
8.20172	2	39.8582	13
8.84162	7	84.1050	10

Stem	Leaf	#	Boxplot
8	4	1	0
7			
6			
5			
4	0	1	
3	78	2	+-----+
2	36	2	+
1	0139	4	*-----*
0	44689	5	+-----+

-----+-----+-----+-----+
Multiply Stem.Leaf by 10**+1





RESUMEN DESCRIPTIVA POR GRUPOS
The MEANS Procedure

Analysis Variable : micras micras

aleacion	Obs	N	Mean	Std Dev	Min	50th Pctl	Max
a	30	30	24.58	17.39	7.41	21.98	93.94
c	30	30	55.70	29.96	5.03	60.85	103.5
t	30	30	25.25	16.85	3.58	23.75	84.10

disegno1	aleacion	Obs	N	Mean	Std Dev	Min	50th Pctl	Max
p	a	15	15	23.06	10.92	7.41	22.44	55.09
	c	15	15	48.91	32.87	5.03	55.29	102.2
	t	15	15	28.36	10.82	12.18	26.63	45.08
u	a	15	15	26.10	22.40	8.34	20.70	93.94
	c	15	15	62.49	26.08	17.23	69.64	103.5
	t	15	15	22.15	21.22	3.58	13.35	84.10

TEST DE KRUSKAL-WALLIS: COMPARACION DE MEDIANAS (UNITARIAS+PUENTES)

The NPAR1WAY Procedure

Wilcoxon Scores (Rank Sums) for Variable micras
Classified by Variable aleacion

aleacion	N	Sum of Scores	Expected Under H0	Std Dev Under H0	Mean Score
a	30	1073.0	1365.0	116.833214	35.766667
c	30	1894.0	1365.0	116.833214	63.133333
t	30	1128.0	1365.0	116.833214	37.600000

Kruskal-Wallis Test

Chi-Square	20.5750
DF	2
Pr > Chi-Square	<.0001

=====

TEST NO PARAMETRICO DE COMPARACIONES MÚLTIPLES

VARIABLE DE AGRUPACION: aleacion

VARIABLE DE ANALISIS: micras

**** TAMAÑO Y RANGO PROMEDIO DE LOS GRUPOS ****

SERVICIOS INFORMATICOS UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID

DPTO. APOYO A INVESTIGACION ULT.MOD.:16/05/2000

=====

VAR.INDEP. (aleacion)	NUMERO GRUPO	TAMAÑO GRUPO	RANGO PROMEDIO
a	1	30	35.7667
c	2	30	63.1333
t	3	30	37.6000

=====

TEST NO PARAMETRICO DE COMPARACIONES MÚLTIPLES

NIVEL DE SIGNIFICACION GLOBAL ALPHA =0.05

NUMERO DE GRUPOS K=3

SIGNIF. ENTRE GRUPOS (*) SI P-VALOR<=ALPHA/(K*(K-1)/2)

GRUPO(I)	GRUPO(J)	DIF(I,J)	Z(I,J)	P-VALOR	SIG.
1	2	-27.3667	-4.05710	0.00005	*
1	3	-1.8333	-0.27179	0.78578	
2	3	25.5333	3.78531	0.00015	*

TEST DE KRUSKAL-WALLIS: COMPARACION DE MEDIANAS (UNITARIAS)

The NPAR1WAY Procedure

Wilcoxon Scores (Rank Sums) for Variable micras

Classified by Variable aleacion

aleacion	N	Sum of Scores	Expected Under H0	Std Dev Under H0	Mean Score
a	15	284.0	345.0	41.533119	18.933333
c	15	514.0	345.0	41.533119	34.266667
t	15	237.0	345.0	41.533119	15.800000

Kruskal-Wallis Test

Chi-Square 16.9840

DF 2

Pr > Chi-Square 0.0002

=====

TEST NO PARAMETRICO DE COMPARACIONES MÚLTIPLES

VARIABLE DE AGRUPACION: aleacion

VARIABLE DE ANALISIS: micras

**** TAMAÑO Y RANGO PROMEDIO DE LOS GRUPOS ****

VAR.INDEP. (aleacion)	NUMERO GRUPO	TAMAÑO GRUPO	RANGO PROMEDIO
a	1	15	18.9333
c	2	15	34.2667
t	3	15	15.8000

```

=====
TEST NO PARAMETRICO DE COMPARACIONES MÚLTIPLES
-----
NIVEL DE SIGNIFICACION GLOBAL ALPHA =0.05
NUMERO DE GRUPOS K=3
SIGNIF. ENTRE GRUPOS (*) SI P-VALOR<=ALPHA/(K*(K-1)/2)
-----

```

GRUPO(I)	GRUPO(J)	DIF(I,J)	Z(I,J)	P-VALOR	SIG.
1	2	-15.3333	-3.19722	0.00139	*
1	3	3.1333	0.65335	0.51353	
2	3	18.4667	3.85057	0.00012	*

TEST DE KRUSKAL-WALLIS: COMPARACION DE MEDIANAS (PUENTES)
The NPAR1WAY Procedure

Wilcoxon Scores (Rank Sums) for Variable micras
Classified by Variable aleacion

aleacion	N	Sum of Scores	Expected Under H0	Std Dev Under H0	Mean Score
a	15	266.0	345.0	41.533119	17.733333
c	15	423.0	345.0	41.533119	28.200000
t	15	346.0	345.0	41.533119	23.066667

Kruskal-Wallis Test

Chi-Square	4.7637
DF	2
Pr > Chi-Square	0.0924

```

=====
TEST NO PARAMETRICO DE COMPARACIONES MÚLTIPLES
-----
VARIABLE DE AGRUPACION: aleacion
VARIABLE DE ANALISIS: micras
**** TAMAÑO Y RANGO PROMEDIO DE LOS GRUPOS ****
-----

```

VAR.INDEP. (aleacion)	NUMERO GRUPO	TAMAÑO GRUPO	RANGO PROMEDIO
a	1	15	17.7333
c	2	15	28.2000
t	3	15	23.0667

```

TEST NO PARAMETRICO DE COMPARACIONES MÚLTIPLES
-----
NIVEL DE SIGNIFICACION GLOBAL ALPHA =0.05
NUMERO DE GRUPOS K=3
SIGNIF. ENTRE GRUPOS (*) SI P-VALOR<=ALPHA/(K*(K-1)/2)
-----

```

GRUPO(I)	GRUPO(J)	DIF(I,J)	Z(I,J)	P-VALOR	SIG.
1	2	-10.4667	-2.18245	0.02908	
1	3	-5.3333	-1.11208	0.26611	
2	3	5.1333	1.07037	0.28445	

TEST DE SUMA DE RANGOS DE WILCOXON: COMPARACION DE MEDIANAS (ALEACIONES A+C+T)

The NPAR1WAY Procedure

Wilcoxon Scores (Rank Sums) for Variable micras
Classified by Variable disegno1

disegno1	N	Sum of Scores	Expected Under H0	Std Dev Under H0	Mean Score
u	45	2028.0	2047.50	123.920337	45.066667
p	45	2067.0	2047.50	123.920337	45.933333

Wilcoxon Two-Sample Test

Statistic 2028.0000

Normal Approximation

Z -0.1533
One-Sided Pr < Z 0.4391
Two-Sided Pr > |Z| 0.8781

t Approximation

One-Sided Pr < Z 0.4392
Two-Sided Pr > |Z| 0.8785

Z includes a continuity correction of 0.5.

Kruskal-Wallis Test

Chi-Square 0.0248
DF 1
Pr > Chi-Square 0.8750

TEST DE SUMA DE RANGOS DE WILCOXON: COMPARACION DE MEDIANAS (ALEACION A)

The NPAR1WAY Procedure

Wilcoxon Scores (Rank Sums) for Variable micras
Classified by Variable disegno1

disegno1	N	Sum of Scores	Expected Under H0	Std Dev Under H0	Mean Score
u	15	219.0	232.50	24.109127	14.60
p	15	246.0	232.50	24.109127	16.40

Wilcoxon Two-Sample Test

Statistic 219.0000

Normal Approximation

Z -0.5392
One-Sided Pr < Z 0.2949
Two-Sided Pr > |Z| 0.5897

t Approximation

One-Sided Pr < Z 0.2969
Two-Sided Pr > |Z| 0.5939

Z includes a continuity correction of 0.5.

Kruskal-Wallis Test

Chi-Square 0.3135
DF 1
Pr > Chi-Square 0.5755

TEST DE SUMA DE RANGOS DE WILCOXON: COMPARACION DE MEDIANAS (ALEACION C)

The NPAR1WAY Procedure

Wilcoxon Scores (Rank Sums) for Variable micras
Classified by Variable disegno1

disegno1	N	Sum of Scores	Expected Under H0	Std Dev Under H0	Mean Score
u	15	263.0	232.50	24.109127	17.533333
p	15	202.0	232.50	24.109127	13.466667

Wilcoxon Two-Sample Test

Statistic 263.0000

Normal Approximation

Z 1.2443

One-Sided Pr > Z 0.1067

Two-Sided Pr > |Z| 0.2134

t Approximation

One-Sided Pr > Z 0.1117

Two-Sided Pr > |Z| 0.2233

Z includes a continuity correction of 0.5.

Kruskal-Wallis Test

Chi-Square 1.6004

DF 1

Pr > Chi-Square 0.2058

TEST DE SUMA DE RANGOS DE WILCOXON: COMPARACION DE MEDIANAS (ALEACION T)

The NPAR1WAY Procedure

Wilcoxon Scores (Rank Sums) for Variable micras
Classified by Variable disegno1

disegno1	N	Sum of Scores	Expected Under H0	Std Dev Under H0	Mean Score
u	15	186.0	232.50	24.109127	12.40
p	15	279.0	232.50	24.109127	18.60

Wilcoxon Two-Sample Test

Statistic 186.0000

Normal Approximation

Z -1.9080

One-Sided Pr < Z 0.0282

Two-Sided Pr > |Z| 0.0564

t Approximation

One-Sided Pr < Z 0.0332

Two-Sided Pr > |Z| 0.0663

Z includes a continuity correction of 0.5.

Kruskal-Wallis Test

Chi-Square 3.7200

DF 1

Pr > Chi-Square 0.0538

LISTADO DE DATOS (MEDIAS CALCULADAS, 1 puente=2 muestras)

Obs	muestra	diseño2	aleacion	micras
55	50	p2	c	66.780
56	51	p1	c	74.882
57	51	p2	c	36.831
58	52	p1	c	12.143
59	52	p2	c	15.640
60	53	p1	c	13.648
61	53	p2	c	25.585
62	54	p1	c	9.263
63	54	p2	c	25.308
64	55	p1	c	21.859
65	55	p2	c	10.650
66	56	p1	c	76.023
67	56	p2	c	42.187
68	57	p1	c	67.315
69	57	p2	c	95.495
70	58	p1	c	101.584
71	58	p2	c	76.136
72	59	p1	c	23.989
73	59	p2	c	28.870
74	60	p1	c	6.119
75	60	p2	c	3.947
76	61	p1	t	37.893
77	61	p2	t	30.215
78	62	p1	t	40.143
79	62	p2	t	37.437
80	63	p1	t	32.755
81	63	p2	t	7.019
82	64	p1	t	19.041
83	64	p2	t	29.984
84	65	p1	t	16.641
85	65	p2	t	25.019
86	66	p1	t	10.946
87	66	p2	t	14.573
88	67	p1	t	22.689
89	67	p2	t	27.706
90	68	p1	t	16.491
91	68	p2	t	7.866
92	69	p1	t	21.945
93	69	p2	t	45.998
94	70	p1	t	37.614
95	70	p2	t	42.325
96	71	p1	t	25.678
97	71	p2	t	35.704
98	72	p1	t	49.295
99	72	p2	t	40.855
100	73	p1	t	6.092
101	73	p2	t	27.264
102	74	p1	t	44.292
103	74	p2	t	44.058
104	75	p1	t	25.663
105	75	p2	t	27.595
106	76	p1	a	20.392
107	76	p2	a	23.960
108	77	p1	a	9.539
109	77	p2	a	17.2474
110	78	p1	a	24.6706
111	78	p2	a	4.9944
112	79	p1	a	78.6111
113	79	p2	a	31.5679
114	80	p1	a	31.1107
115	80	p2	a	14.7196
116	81	p1	a	31.2987
117	81	p2	a	21.4539
118	82	p1	a	29.9308
119	82	p2	a	24.7365
120	83	p1	a	10.1263
121	83	p2	a	4.6980
122	84	p1	a	15.5105
123	84	p2	a	18.9783
124	85	p1	a	29.8968
125	85	p2	a	4.2622
126	86	p1	a	25.1937
127	86	p2	a	6.7402

128	87	p1	a	16.2851
129	87	p2	a	28.6048
130	88	p1	a	38.9908
131	88	p2	a	11.2140
132	89	p1	a	35.9054
133	89	p2	a	18.6508
134	90	p1	a	12.1450
135	90	p2	a	50.2486

LISTADO DE DATOS PAREADOS (PUENTES)

Obs	muestra	aleacion	p2
1	46	c	97.461
2	47	c	107.926
3	48	c	28.799
4	49	c	89.440
5	50	c	66.780
6	51	c	36.831
7	52	c	15.640
8	53	c	25.585
9	54	c	25.308
10	55	c	10.650
11	56	c	42.187
12	57	c	95.495
13	58	c	76.136
14	59	c	28.870
15	60	c	3.947
16	61	t	30.215
17	62	t	37.437
18	63	t	7.019
19	64	t	29.984
20	65	t	25.019
21	66	t	14.573
22	67	t	27.706
23	68	t	7.866
24	69	t	45.998
25	70	t	42.325
26	71	t	35.704
27	72	t	40.855
28	73	t	27.264
29	74	t	44.058
30	75	t	27.595
31	76	a	23.960
32	77	a	17.247
33	78	a	4.994
34	79	a	31.568
35	80	a	14.720
36	81	a	21.454
37	82	a	24.736
38	83	a	4.698
39	84	a	18.978
40	85	a	4.262
41	86	a	6.740
42	87	a	28.605
43	88	a	11.214
44	89	a	18.651
45	90	a	50.249

LISTADO DE DATOS PAREADOS (PUENTES)

Obs	muestra	aleacion	p1	p2	dif
1	46	c	65.265	97.461	32.1963
2	47	c	96.571	107.926	11.3554
3	48	c	23.719	28.799	5.0803
4	49	c	80.170	89.440	9.2695
5	50	c	43.792	66.780	22.9874
6	51	c	74.882	36.831	-38.0511
7	52	c	12.143	15.640	3.4974
8	53	c	13.648	25.585	11.9370
9	54	c	9.263	25.308	16.0449
10	55	c	21.859	10.650	-11.2090
11	56	c	76.023	42.187	-33.8355
12	57	c	67.315	95.495	28.1795
13	58	c	101.584	76.136	-25.4477

14	59	c	23.989	28.870	4.8807
15	60	c	6.119	3.947	-2.1718
16	61	t	37.893	30.215	-7.6780
17	62	t	40.143	37.437	-2.7060
18	63	t	32.755	7.019	-25.7360
19	64	t	19.041	29.984	10.9425
20	65	t	16.641	25.019	8.3781
21	66	t	10.946	14.573	3.6276
22	67	t	22.689	27.706	5.0168
23	68	t	16.491	7.866	-8.6257
24	69	t	21.945	45.998	24.0532
25	70	t	37.614	42.325	4.7111
26	71	t	25.678	35.704	10.0254
27	72	t	49.295	40.855	-8.4395
28	73	t	6.092	27.264	21.1723
29	74	t	44.292	44.058	-0.2336
30	75	t	25.663	27.595	1.9312
31	76	a	20.392	23.960	3.5680
32	77	a	9.539	17.247	7.7088
33	78	a	24.671	4.994	-19.6762
34	79	a	78.611	31.568	-47.0432
35	80	a	31.111	14.720	-16.3911
36	81	a	31.299	21.454	-9.8448
37	82	a	29.931	24.736	-5.1943
38	83	a	10.126	4.698	-5.4283
39	84	a	15.510	18.978	3.4678
40	85	a	29.897	4.262	-25.6346
41	86	a	25.194	6.740	-18.4535
42	87	a	16.285	28.605	12.3197
43	88	a	38.991	11.214	-27.7768
44	89	a	35.905	18.651	-17.2546
45	90	a	12.145	50.249	38.1036

ANÁLISIS DE LA DIFERENCIA MOLAR-PREMOLAR EN PUENTES
ESTADÍSTICA DESCRIPTIVA
TEST NORMALIDAD
T-STUDENT PAREADA + RANGOS SIGNADOS DE WILCOXON

The UNIVARIATE Procedure
Variable: dif

Moments

N	45	Sum Weights	45
Mean	-1.252817	Sum Observations	-56.376763
Std Deviation	18.6892368	Variance	349.287572
Skewness	-0.2882162	Kurtosis	-0.031607
Uncorrected SS	15439.2829	Corrected SS	15368.6532
Coeff Variation	-1491.7771	Std Error Mean	2.78602693

Basic Statistical Measures

Location		Variability	
Mean	-1.25282	Std Deviation	18.68924
Median	3.46784	Variance	349.28757
Mode	.	Range	85.14680
		Interquartile Range	21.23439

Tests for Location: Mu0=0

Test	-Statistic-	-----p Value-----
Student's t	t -0.44968	Pr > t 0.6551
Sign	M 1.5	Pr >= M 0.7660
Signed Rank	S -16.5	Pr >= S 0.8547

Tests for Normality

Test	--Statistic---		-----p Value-----	
Shapiro-Wilk	W	0.983932	Pr < W	0.7789
Kolmogorov-Smirnov	D	0.110817	Pr > D	>0.1500
Cramer-von Mises	W-Sq	0.06773	Pr > W-Sq	>0.2500
Anderson-Darling	A-Sq	0.347954	Pr > A-Sq	>0.2500

Quantiles (Definition 5)

Quantile	Estimate
100% Max	38.10360
99%	38.10360
95%	28.17950
90%	22.98737
75% Q3	10.02538
50% Median	3.46784
25% Q1	-11.20900

ANALISIS DE LA DIFERENCIA MOLAR-PREMOLAR EN PUENTES
 ESTADISTICA DESCRIPTIVA
 TEST NORMALIDAD
 T-STUDENT PAREADA + RANGOS SIGNADOS DE WILCOXON

The UNIVARIATE Procedure
 Variable: dif

Quantiles (Definition 5)

Quantile	Estimate
10%	-25.73598
5%	-33.83549
1%	-47.04320
0% Min	-47.04320

Extreme Observations

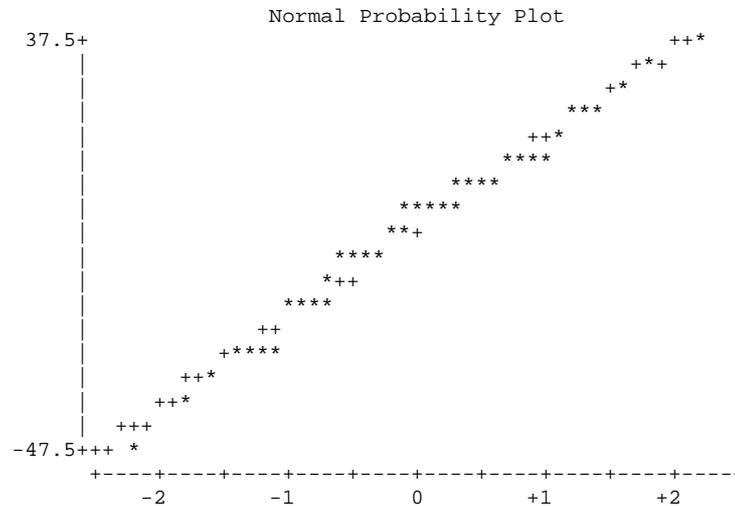
-----Lowest-----		-----Highest-----	
Value	Obs	Value	Obs
-47.0432	34	22.9874	5
-38.0511	6	24.0532	24
-33.8355	11	28.1795	12
-27.7768	43	32.1963	1
-25.7360	18	38.1036	45

Stem Leaf	#	Boxplot
3 8	1	
3 2	1	
2 8	1	
2 134	3	
1 6	1	
1 01122	5	
0 5555889	7	
0 23344	5	
-0 320	3	
-0 98855	5	
-1 10	2	
-1 876	3	
-2 0	1	
-2 8665	4	
-3 4	1	
-3 8	1	
-4		
-4 7	1	

Multiply Stem.Leaf by 10**+1

ANALISIS DE LA DIFERENCIA MOLAR-PREMOLAR EN PUENTES
 ESTADISTICA DESCRIPTIVA
 TEST NORMALIDAD
 T-STUDENT PAREADA + RANGOS SIGNADOS DE WILCOXON

The UNIVARIATE Procedure
 Variable: dif



ANALISIS DE LA DIFERENCIA MOLAR-PREMOLAR EN PUENTES
 ESTADISTICA DESCRIPTIVA
 TEST NORMALIDAD
 T-STUDENT PAREADA + RANGOS SIGNADOS DE WILCOXON

----- aleacion=a -----

The UNIVARIATE Procedure
 Variable: dif

Moments

N	15	Sum Weights	15
Mean	-8.5019651	Sum Observations	-127.52948
Std Deviation	20.1649981	Variance	406.627146
Skewness	0.45303339	Kurtosis	1.20385153
Uncorrected SS	6777.03121	Corrected SS	5692.78005
Coeff Variation	-237.18044	Std Error Mean	5.20658011

Basic Statistical Measures

Location		Variability	
Mean	-8.50197	Std Deviation	20.16500
Median	-9.84478	Variance	406.62715
Mode	.	Range	85.14680
		Interquartile Range	23.24425

Tests for Location: Mu0=0

Test	-Statistic-	-----p Value-----
Student's t	t -1.63293	Pr > t 0.1248
Sign	M -2.5	Pr >= M 0.3018
Signed Rank	S -31	Pr >= S 0.0833

Tests for Normality

Test	--Statistic---		-----p Value-----	
Shapiro-Wilk	W	0.969606	Pr < W	0.8522
Kolmogorov-Smirnov	D	0.118853	Pr > D	>0.1500
Cramer-von Mises	W-Sq	0.035918	Pr > W-Sq	>0.2500
Anderson-Darling	A-Sq	0.256262	Pr > A-Sq	>0.2500

Quantiles (Definition 5)

Quantile	Estimate
100% Max	38.10360
99%	38.10360
95%	38.10360
90%	12.31971
75% Q3	3.56805

ANALISIS DE LA DIFERENCIA MOLAR-PREMOLAR EN PUENTES
 ESTADISTICA DESCRIPTIVA
 TEST NORMALIDAD
 T-STUDENT PAREADA + RANGOS SIGNADOS DE WILCOXON

----- aleacion=a -----

The UNIVARIATE Procedure
 Variable: dif

Quantiles (Definition 5)

Quantile	Estimate
50% Median	-9.84478
25% Q1	-19.67621
10%	-27.77684
5%	-47.04320
1%	-47.04320
0% Min	-47.04320

Extreme Observations

-----Lowest-----		-----Highest-----	
Value	Obs	Value	Obs
-47.0432	4	3.46784	9
-27.7768	13	3.56805	1
-25.6346	10	7.70880	2
-19.6762	3	12.31971	12
-18.4535	11	38.10360	15

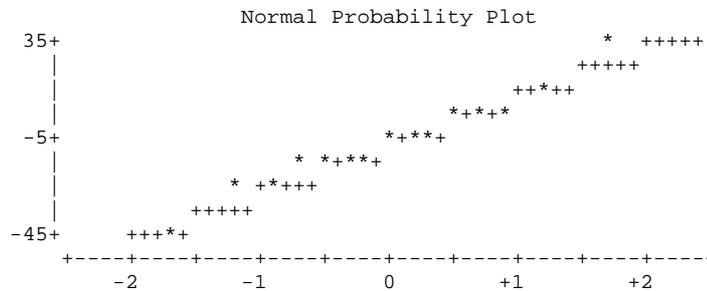
Stem Leaf	#	Boxplot
3 8	1	
2		
1 2	1	
0 348	3	+-----+
-0 55	2	+
-1 8760	4	*-----*
-2 860	3	+-----+
-3		
-4 7	1	

-----+-----+-----+-----+
 Multiply Stem.Leaf by 10**+1

ANALISIS DE LA DIFERENCIA MOLAR-PREMOLAR EN PUENTES
 ESTADISTICA DESCRIPTIVA
 TEST NORMALIDAD
 T-STUDENT PAREADA + RANGOS SIGNADOS DE WILCOXON

----- aleacion=a -----

The UNIVARIATE Procedure
 Variable: dif



ANALISIS DE LA DIFERENCIA MOLAR-PREMOLAR EN PUENTES
 ESTADISTICA DESCRIPTIVA
 TEST NORMALIDAD
 T-STUDENT PAREADA + RANGOS SIGNADOS DE WILCOXON

----- aleacion=c -----

The UNIVARIATE Procedure
 Variable: dif

Moments

N	15	Sum Weights	15
Mean	2.31422442	Sum Observations	34.7133662
Std Deviation	21.2571059	Variance	451.86455
Skewness	-0.6825953	Kurtosis	-0.286433
Uncorrected SS	6406.43822	Corrected SS	6326.1037
Coeff Variation	918.54125	Std Error Mean	5.48856113

Basic Statistical Measures

Location		Variability	
Mean	2.314224	Std Deviation	21.25711
Median	5.080306	Variance	451.86455
Mode	.	Range	70.24740
		Interquartile Range	27.25390

Tests for Location: Mu0=0

Test	-Statistic-	-----p Value-----	
Student's t	t 0.421645	Pr > t	0.6797
Sign	M 2.5	Pr >= M	0.3018
Signed Rank	S 13	Pr >= S	0.4887

Tests for Normality

Test	--Statistic--	-----p Value-----	
Shapiro-Wilk	W 0.929231	Pr < W	0.2657
Kolmogorov-Smirnov	D 0.188861	Pr > D	>0.1500
Cramer-von Mises	W-Sq 0.076503	Pr > W-Sq	0.2203
Anderson-Darling	A-Sq 0.448101	Pr > A-Sq	0.2445

Quantiles (Definition 5)

Quantile	Estimate
100% Max	32.19633
99%	32.19633
95%	32.19633
90%	28.17950
75% Q3	16.04490
50% Median	5.08031
25% Q1	-11.20900
10%	-33.83549
5%	-38.05107
1%	-38.05107
0% Min	-38.05107

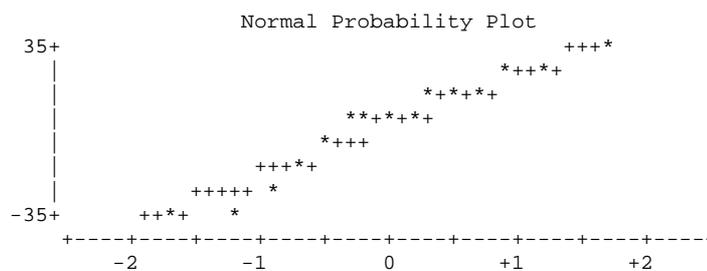
Extreme Observations

-----Lowest-----		-----Highest-----	
Value	Obs	Value	Obs
-38.05107	6	11.9370	8
-33.83549	11	16.0449	9
-25.44771	13	22.9874	5
-11.20900	10	28.1795	12
-2.17178	15	32.1963	1

Stem Leaf	#	Boxplot
3 2	1	
2 38	2	
1 126	3	+-----+
0 3559	4	*-----*
-0 2	1	
-1 1	1	+-----+
-2 5	1	
-3 84	2	

-----+-----+-----+-----+
 Multiply Stem.Leaf by 10**+1

The UNIVARIATE Procedure
 Variable: dif



ANÁLISIS DE LA DIFERENCIA MOLAR-PREMOLAR EN PUENTES
 ESTADÍSTICA DESCRIPTIVA
 TEST NORMALIDAD
 T-STUDENT PAREADA + RANGOS SIGNADOS DE WILCOXON

----- aleacion=t -----

The UNIVARIATE Procedure
 Variable: dif
 Moments

N	15	Sum Weights	15
Mean	2.42928978	Sum Observations	36.4393468
Std Deviation	12.4421283	Variance	154.806556
Skewness	-0.3496999	Kurtosis	0.91402972
Uncorrected SS	2255.81352	Corrected SS	2167.29179
Coeff Variation	512.171433	Std Error Mean	3.21254371

Basic Statistical Measures

Location		Variability	
Mean	2.429290	Std Deviation	12.44213
Median	3.627555	Variance	154.80656
Mode	.	Range	49.78922
		Interquartile Range	17.70335

Tests for Location: Mu0=0

Test	-Statistic-	-----p Value-----	
Student's t	t 0.756189	Pr > t	0.4621
Sign	M 1.5	Pr >= M	0.6072
Signed Rank	S 15	Pr >= S	0.4212

Tests for Normality

Test	--Statistic--	-----p Value-----	
Shapiro-Wilk	W 0.965227	Pr < W	0.7822
Kolmogorov-Smirnov	D 0.120465	Pr > D	>0.1500
Cramer-von Mises	W-Sq 0.034793	Pr > W-Sq	>0.2500
Anderson-Darling	A-Sq 0.256508	Pr > A-Sq	>0.2500

Quantiles (Definition 5)

Quantile	Estimate
100% Max	24.05324
99%	24.05324
95%	24.05324
90%	21.17229
75% Q3	10.02538

The UNIVARIATE Procedure
 Variable: dif

Quantiles (Definition 5)

Quantile	Estimate
50% Median	3.62756
25% Q1	-7.67797
10%	-8.62573
5%	-25.73598
1%	-25.73598
0% Min	-25.73598

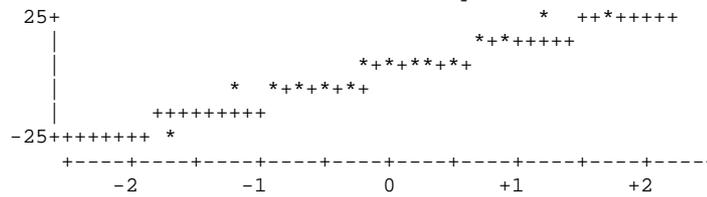
Extreme Observations

-----Lowest-----		-----Highest-----	
Value	Obs	Value	Obs
-25.73598	3	8.37814	5
-8.62573	8	10.02538	11
-8.43954	12	10.94249	4
-7.67797	1	21.17229	13
-2.70602	2	24.05324	9

Stem Leaf	#	Boxplot
2 14	2	
1 01	2	+-----+
0 24558	5	*-----*
-0 98830	5	+-----+
-1		
-2 6	1	

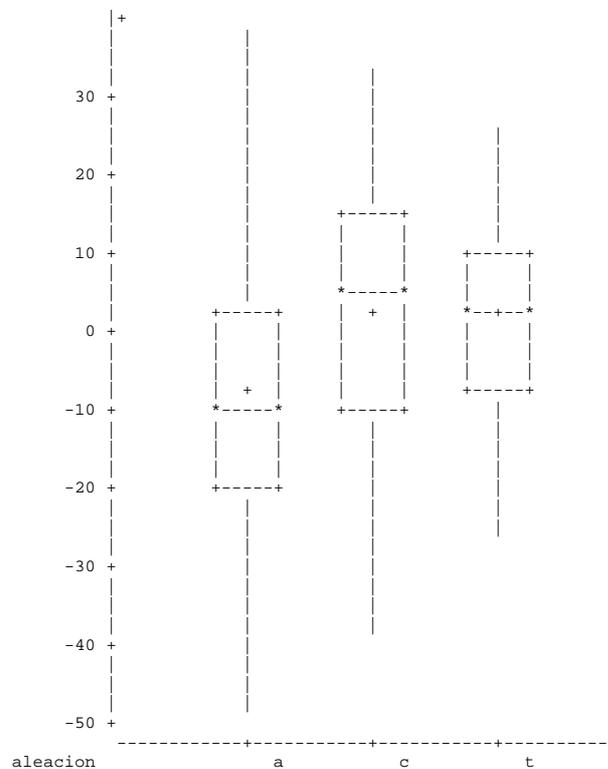
Multiply Stem.Leaf by 10**+1

Normal Probability Plot



ANALISIS DE LA DIFERENCIA MOLAR-PREMOLAR EN PUENTES
 ESTADISTICA DESCRIPTIVA
 TEST NORMALIDAD
 T-STUDENT PAREADA + RANGOS SIGNADOS DE WILCOXON

Schematic Plots



ANOVA COMPARACION DE MEDIAS (DIFERENCIAS)
 The ANOVA Procedure

Class Level Information

Class	Levels	Values
aleacion	3	a c t

Number of observations 45

The ANOVA Procedure

Dependent Variable: dif

Source	DF	Sum of Squares	Mean Square	F Value	Pr > F
Model	2	1182.47764	591.23882	1.75	0.1861
Error	42	14186.17554	337.76608		
Corrected Total	44	15368.65318			

R-Square	Coeff Var	Root MSE	dif Mean
0.076941	-1466.967	18.37841	-1.252817

Source	DF	Anova SS	Mean Square	F Value	Pr > F
aleacion	2	1182.477642	591.238821	1.75	0.1861

The ANOVA Procedure

Duncan's Multiple Range Test for dif

NOTE: This test controls the Type I comparisonwise error rate, not the experimentwise error rate.

Alpha	0.05
Error Degrees of Freedom	42
Error Mean Square	337.7661

Number of Means	2	3
Critical Range	13.54	14.24

Means with the same letter are not significantly different.

Duncan Grouping	Mean	N	aleacion
A	2.429	15	t
A			
A	2.314	15	c
A			
A	-8.502	15	a

TEST DE KRUSKAL-WALLIS: COMPARACION DE MEDIANAS (DIFERENCIAS)
The NPAR1WAY Procedure

Wilcoxon Scores (Rank Sums) for Variable dif
Classified by Variable aleacion

aleacion	N	Sum of Scores	Expected Under H0	Std Dev Under H0	Mean Score
a	15	259.0	345.0	41.533119	17.266667
c	15	399.0	345.0	41.533119	26.600000
t	15	377.0	345.0	41.533119	25.133333

Kruskal-Wallis Test

Chi-Square	4.3811
DF	2
Pr > Chi-Square	0.1119

=====

TEST NO PARAMETRICO DE COMPARACIONES MÚLTIPLES

VARIABLE DE AGRUPACION: aleacion
VARIABLE DE ANALISIS: dif

**** TAMAÑO Y RANGO PROMEDIO DE LOS GRUPOS ****

VAR.INDEP. (aleacion)	NUMERO GRUPO	TAMAÑO GRUPO	RANGO PROMEDIO
a	1	15	17.2667
c	2	15	26.6000
t	3	15	25.1333

NIVEL DE SIGNIFICACION GLOBAL ALPHA =0.05
NUMERO DE GRUPOS K=3

SIGNIF. ENTRE GRUPOS (*) SI P-VALOR<=ALPHA/(K*(K-1)/2)

=====

GRUPO(I)	GRUPO(J)	DIF(I,J)	Z(I,J)	P-VALOR	SIG.
1	2	-9.33333	-1.94613	0.05164	
1	3	-7.86667	-1.64031	0.10094	
2	3	1.46667	0.30582	0.75974	