



**Universidad
de Valparaíso**
CHILE
Escuela de Odontología

COMPARACION, IN VITRO, DE RESISTENCIA COMPRESIVA DE AMALGAMA VS.
COMPOSITE DE RESTAURACION UNIVERSAL Y COMPOSITE DE BAJA
CONTRACCIÓN, USADOS COMO LECHOS DE APOYO PARA PROTESIS
REMOVIBLE PARCIAL, EN CAVIDADES ESTANDAR Y CAVIDADES AD-HOC

Trabajo de Investigación
Requisito para Optar al
Título de Cirujano-Dentista

Alumnos: Maximiliano Guzmán Romero
Andrés Retamal Díaz

Docente Guía: Dr. Prof. Ramón Madariaga F.
Cátedra Prótesis Removible

Valparaíso – Chile
2011

Dedicado a

Mi compañero, colega y amigo Andrés, por la alegría de un logro en común y las bondades del camino que recorrimos juntos, hacia un excelente resultado;

Mis padres, por todo el cariño, entrega y sacrificio realizado para culminar este merecido premio;

A mi Tío Carlos, por ser un gran gestor en la base de lo que hoy soy y seré;

A mis hermanas, por la grandeza de estar en los mejores momentos y acompañarme aún más en los difíciles;

A mi hijo Joaquín, por ser la luz que ilumina mis pasos en el camino hacia el éxito;

A Loreto, mi compañera y amor, por estar conmigo siempre y darme el aliento para lograr cualquier meta.

Maximiliano Guzmán Romero

Dedicado a

Mi compañero Maximiliano, que con su tenacidad, capacidad, inteligencia y jovialidad permitió que este logro concluyera también en una gran amistad;

Mis padres, los ejemplos de vida más grande que poseo, me siento mezquino al expresar la gratitud por su apoyo, amor, esfuerzo y educación que día a día me entregaron, y me transformaron en la persona que hoy soy;

A Bárbara y Fabiola, mis amadas hermanas, testigos y compañeras de alegrías y penas, unidos más que por sangre, por amistad

A Daniela, mi polola y amiga, silenciosa acompañante y apoyo fundamental para esforzarme y tratar de construir juntos un gran futuro

Andrés Retamal Díaz

Agradecimientos

Al Dr. Ramón Madariaga Farías, por el compromiso demostrado en el proceso completo de nuestro gran proyecto

Al profesor Claudio García Herrera, por la excelente disposición y constante ayuda en el desarrollo de la investigación.

A Javier Salinas Kraljević por su ayuda para encontrar los instrumentos precisos.

A todos los funcionarios del departamento de Ingeniería Mecánica de la Universidad de Santiago de Chile, que tuvieron el mejor de los ánimos para ayudarnos en diferentes labores; gracias a su ayuda, todo resultó de mejor manera.

A los funcionarios de la Escuela de Odontología de la Universidad de Valparaíso, en especial a Ruth Sandoval y Massiel Riquelme, por su ayuda y colaboración en la ejecución de la actividad experimental.

A todos aquellos que hicieron posible el logro que hoy podemos tener en nuestras manos: muchas gracias.

INDICE

INTRODUCCIÓN.....	1
MARCO TEÓRICO.....	2
Elemento mecánico.....	5
Bases del diseño.....	6
Cinemática.....	6
Materiales de construcción.....	7
Evaluación de la base metálica.....	10
Apoyos.....	11
Lechos protésicos.....	13
Materiales de restauración.....	16
Materiales de restauración indirectos.....	17
Materiales de restauración directos.....	18
Amalgama.....	18
Resinas compuestas.....	22
Comparación de resistencias compresivas de los materiales a utilizar.....	27
OBJETIVOS.....	29
HIPÓTESIS DE INVESTIGACIÓN.....	29
MATERIALES Y MÉTODOS.....	30
Metodología.....	33
RESULTADOS.....	47
Análisis estadístico.....	56
DISCUSIÓN.....	59
CONCLUSIONES.....	63
SUGERENCIAS.....	64
RESUMEN.....	65
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	66
ANEXOS	

INTRODUCCIÓN

La odontología moderna nos ha llevado a avances en la restitución del sistema estomatognático que se ven reflejados en diversas alternativas clínicas para estos propósitos. A partir de ello, la odontología restauradora ha incursionado en tecnologías cada vez más eficientes para el uso del profesional y de buenos resultados clínicos en pro del bienestar del paciente.

Sin embargo, aún existe una brecha amplia en la accesibilidad de estos recursos y la realidad socioeconómica que presentan una parte importante de la población, lo que lleva al problema, aun difícil de manejar, de la pérdida dentaria. Este problema plantea variadas alternativas de tratamiento, que actualmente, liderados por los avances en implantología, pueden ser resueltos con un cambio mínimo en las estructuras dentarias y periodontales. Aun así, y debido a esta brecha económica, el uso de prótesis removible es la alternativa de tratamiento viable en términos de funcionalidad y economía.

La prótesis removible esta, generalmente, enfocada a los adultos mayores, que constituyen un 13% al 2010 en Chile y se proyecta a un 15,7% al 2015, lo que muestra un valor creciente a través del tiempo. Aún más, la región de Valparaíso posee una relación de 100 adultos mayores por cada 100 menores de 15 años, siendo esta la mayor a nivel nacional, lo que demuestra la tendencia al envejecimiento de la población y, por ende, al potencial aumento de la demanda de este tipo de tratamiento (INE 2007)

Al plantear una prótesis removible, tendremos que usar, en la mayoría de los casos, dientes pilares para soportarla y transferir las fuerzas funcionales. Estos pilares, idealmente serán dientes sanos, aunque muchas veces no es así. A este problema, tendremos una solución restauradora que será útil en la progresión del tratamiento protésico removible. Usualmente se presenta la duda de con que elemento de uso común y rápido restaurar. Pretendemos, a partir de este estudio, obtener una idea de tipo protocolar con un apoyo científico ante la decisión clínica.

Se presenta este tema con el fin de resolver un problema clínico común en prótesis removible parcial metálica, a la hora de realizar lechos de apoyo.

MARCO TEÓRICO

La disciplina de prótesis removible es una rama de la odontología, que en conjunto con otras, buscan la rehabilitación oral integral del paciente, tratando al sistema estomatognático en su conjunto, el cual es compuesto por las articulaciones temporomandibulares, la oclusión, el componente neuromuscular y la articulación dentoalveolar. (Manss, 1995).

La prótesis removible es una somatoprótesis extratisular interna, la cual permite, no solo devolver las estructuras dentarias, sino, además permite devolver la dimensión vertical oclusiva correcta y la oclusión más apropiada para cada paciente, lo que admite obtener un equilibrio en el sistema estomatognático en general, al repercutir de manera positiva en los otros componentes de éste.

Es importante destacar que esta disciplina, generalmente no es la elección de primera línea, debido a que presenta un mayor porcentaje tanto de fracasos como de problemas de adaptación, en comparación con las dos alternativas de tratamientos rehabilitadores de mejor pronóstico, como la prótesis fija convencional o sobre implantes. En un reciente estudio realizado en la Universidad Luterana de Brasil, Canoas por Cosme et al., se evaluaron 50 pacientes por cinco años, portadores de prótesis removibles, a través de cuestionarios, las percepciones de los pacientes en relación a la estética, masticación, confort e higiene. Los resultados mostraron que en ninguno de los ítems la calificación de excelente superó el 75%, siendo el más bajo la estética que sólo alcanzó el 52%. Esto demuestra que existe un porcentaje no despreciable de alrededor de un 25% en donde la alternativa de prótesis removible no fue efectiva. Además en un estudio reciente realizado, en más de 500 pacientes, en la Universidad de Kirikkale, Turquía, por Baran et al, se detectó que los problemas más frecuentes detectados en las prótesis fueron el desajuste (37,9%) y la fractura dentaria (11,9%).

A pesar de esto, sigue siendo una alternativa de tratamiento, la cual si es implementada aplicando los conocimientos necesarios, permite rehabilitaciones tan buenas como las de otros tipos de tratamiento, con la ventaja subyacente de ser la alternativa más económica de tratamiento rehabilitador. Esto es confirmado por un estudio realizado por Kapur et al., donde se descubrió, a través de biopsias, luego de tres meses de uso protésico, que se producía una queratinización del tejido epitelial subyacente, mientras que en diferentes estudios Jones, y Krajicek et al, descubrieron que una prótesis bien adaptada, no solo no irrita la mucosa, si no que la estimula.

Por ende, luego de éstas reseñas podemos darle un valor científico a las prótesis removibles como un tratamiento rehabilitador, que si bien tiene limitantes, realizado por profesionales capacitados, se convierte en una excelente y no despreciable alternativa de tratamiento.

Las prótesis removibles pueden dividirse en dos grandes grupos, las prótesis removibles completas y las prótesis removibles parciales (PPR); cada una con características individuales particulares, que permitirán la estabilización de la prótesis tanto en estática como en dinámica.

Es importante destacar que existen otros tipos de prótesis removibles, que se interrelacionan con otras disciplinas, como lo son las prótesis removibles implanto soportadas, las mixtas que poseen una parte fija y otra removible u otras que se apoyan sobre prótesis fijas talladas con esa función, como diente pilar. Si bien son parte de la disciplina, no entraremos en detalle en esta tesis acerca de sus particularidades, debido a que no atañe al tema en cuestión.

Las prótesis removibles totales están indicadas en casos de edentulismo total, en donde estas prótesis permiten restablecer el plano oclusal total; generalmente son acrílicas y deben ser confeccionadas bajo la premisa de obtener el máximo de retención de los rebordes alveolares, utilizando fuerzas que se producen entre las prótesis, la mucosa y los músculos paraprotéticos. Es importante destacar el imprescindible rol que la toma de impresión definitiva juega en la retención y estabilidad de ésta, ya que es el máximo provecho de las superficies subyacentes y la perfecta correspondencia con éstas, la que permitirá una rehabilitación exitosa.

En cuanto a las prótesis removibles parciales, la casuística nos abre un abanico amplio de terrenos biológicos con los que tratar, es por esto que es necesario comprender como confeccionar las prótesis más que aprender una técnica en particular.

Es importante mencionar que existe una división en las prótesis parciales que se debe a su material de confección, la que las diferencia no solo en el costo si no también en su calidad y comportamiento. Existen las prótesis removibles parciales acrílicas y metal-acrílicas, las primeras carecen de la rigidez, retención y estabilidad de las metal-acrílicas, que por ser de materiales de mejor comportamiento, permiten un mejor resultado

Para comprender la casuística tomaremos la clasificación de Kennedy, una de las más utilizadas y sencillas de comprender y aplicar: (Figura 1)

- *Clase I*: Cuando no existen dientes posteriores a ambos lados del arco (extremo libre bilateral)
- *Clase II*: Cuando existen dientes posteriores sólo a un lado del arco (extremo libre unilateral)
- *Clase III*: Cuando los espacios desdentados tienen dientes remanentes en ambos extremos (brecha)
- *Clase IV*: Cuando el espacio desdentado está sólo en la región anterior y sobrepasa la línea media
- *Clase V*: Cuando existen solo dos molares uno a cada lado de la arcada
- *Clase VI*: Cuando existen solo los incisivos centrales



Fig.1a



Fig.1b

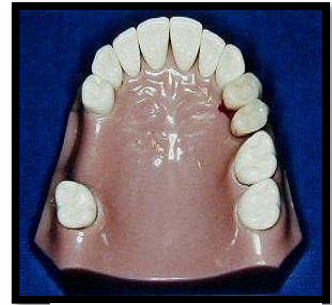


Fig.1c



Fig.1d



Fig.1e



Fig.1f

Figura 1: Clasificación de la casuística según Kennedy. 1a) Clase I, 1b) Clase II, 1c) Clase III, 1d) Clase IV, 1e) Clase V, 1f) Clase VI

Además Kennedy añadió reglas que nos permiten ser preciso en las diferentes casuísticas:

- Clasificar después del saneamiento básico
- Si el 3º molar falta, no se considera
- Si el 3º molar está presente, y se utilizará en la rehabilitación se considera
- Si existen brechas adicionales, los espacios posteriores gobiernan la clasificación
- Áreas desdentadas adicionales se denominan modificaciones
- Si el 2º molar no será repuesto no se considera extremo libre
- Importa el número de áreas desdentadas, no su extensión
- La clase IV no acepta modificaciones

Elemento mecánico

La estructura metálica de una prótesis parcial removible está compuesta por una serie de elementos que deberán ser diseñados y colados para que puedan cumplir su función. Todos intervienen en la prótesis y su nombre indica la función que ejercen y a la que están destinados. Su denominación es la misma para ambas arcadas aunque en algunos la forma puede variar.

Conector mayor: es el elemento principal, que une las sillas y a la vez unifica la estructura de la prótesis. Contribuye al soporte distribuyendo cargas funcionales ampliamente a los pilares y, en casos de prótesis maxilares, a la mucosa (paladar). Además puede contribuir a la retención indirecta por contacto íntimo con los tejidos que cubre. (Davenport, 2001)

Conectores menores: unen los elementos pequeños, tales como los apoyos o retenedores, al conector mayor. Además, pueden contribuir a la función de reciprocación (como es en el caso del RPI). El número de conectores menores debe ser el mínimo posible para aliviar la cantidad de metal usando un diseño con los principios de simpleza. (Davenport, 2001)

Apoyos oclusales: Son prolongaciones rígidas procedentes de la estructura protésica que, mediante un conector menor, se sitúan sobre los dientes previa preparación sobre el esmalte de ellos, para oponerse a las fuerzas verticales (intrusivas).

Planos guía: situados en las caras proximales junto a los espacios desdentados. En los extremos libres se encuentran en la cara distal de los últimos pilares y su función es la de guiar la trayectoria de inserción. (Mallat, 1998)

Retenedores directos: Su misión es impedir que el aparato se desprenda de su inserción, actuando en contra de las fuerzas extrusivas del lado correspondiente.

Retenedor indirecto: corresponde al conjunto de elementos secundarios situados por delante de los potenciales ejes de giro de la prótesis, y lo más alejado

del punto de aplicación de la fuerza posibles de tal manera de otorgar estabilidad al tratar de igualar los brazos de palanca. (Mallat, 1998)

Base o silla: Es la parte del elemento mecánico que lleva incorporados los dientes. Puede ubicarse sobre los dientes naturales en los casos de prótesis dentosoportadas, o bien en la encía en caso de dentomucosoporte.

Bases del diseño

Diseñar una prótesis implica conceptos más avanzados que el hecho de dibujarla sobre papel, modelo de yeso o simplemente imaginarla. Para tales efectos, es necesario manejar los conceptos y secuencia lógica necesaria para llegar a un adecuado diseño.

Tal secuencia es posible apuntarla en pasos (García y Olavarría, 2004)

1. Clasificación
2. Topografía
3. Vía de carga
4. Sillas
5. Área o superficie de apoyo
6. Área o superficie de anclaje
7. Elementos de anclaje con función de apoyo
8. Cinemática, ejes de giro
9. Elementos de anclaje con función de retención
10. Elementos de anclaje con función de contención
11. Conectores mayores
12. Conectores menores
13. Elementos de estabilización protésica y otros

Cinemática

Biomecánicamente, tenemos dos tipos fundamentales de PPR. La dentosoportada que actuará en una forma similar en la que actúa una prótesis fija, siguiendo las fuerzas, los ejes axiales de los dientes pilares. Esta dado por la clase III de Kennedy, o prótesis de brechas. Se diferenciarán de la prótesis fija en que tienden a ceder frente a los movimientos extrusivos, los cuales deben ser neutralizados con un buen diseño, colocando los elementos con función de retención de forma adecuada. (Mallat, 1998)

La otra forma es la dentomucosoportada o mixta. Aquí se presentan sistemas de palancas tanto en los movimientos funcionales como en los parafuncionales. Van a localizarse ejes de giro determinados por fulcros originados por los apoyos en los dientes pilares y por las distintas resiliencias del periodonto y de la mucosa que recibe las sillas protésicas. (Mallat, 1998).

A partir de la ubicación de los elementos con función de apoyo, podremos describir formas del diseño en cada caso clínico.

- *Diseño cuadrilátero*: Indicado en la clase III de Kennedy, suministra la mayor retención y estabilidad, debido a la ubicación de sus elementos de apoyo y retención, que neutralizan los ejes de giro y fuerzas dislocantes o tumbantes
- *Diseño triangular o tripódico*: propio de una clase II de Kennedy, es una situación de apoyo dentomucosoportado. Los apoyos deberán ubicarse en los pilares junto a los espacios desdentados. Lo ideal es incluir dentro del triángulo de apoyo la mayor extensión de área y dejar la mínima para el apoyo mucoso.
- *Diseño lineal*: propio de la clase I de Kennedy. En este caso la línea de fulcro que pasa por los pilares ubicados vecinos al espacio desdentado, puede ser contrarrestada solo mediante una correcta adaptación de las bases, una extensión funcional adecuada y control del ajuste. (Mallat, 1998)

Materiales de construcción

Una aleación es una disolución sólida de dos o más metales o de un metal o metales con uno o más no metales. (Chang, 2002)

En la mayoría de los casos los componentes de las aleaciones son completamente solubles en estado líquido, permitiendo de esta forma su combinación física, constituyendo un sistema homogéneo. Sus propiedades difieren de manera importante de los elementos que lo constituyen

Por lo general las aleaciones contienen muchos elementos distintos, cada uno de los cuales incorpora una función específica, normalmente referidas a características mecánicas.

Acero inoxidable

Los aceros inoxidables son una de muchas categorías de acero y su principal atributo es la resistencia a la corrosión, de calidad espectacular.

Utilizada mayormente cuando es necesaria la confección de una base con espesores más finos. En este caso, las aleaciones de acero inoxidable pueden ser forjadas, a diferencia de lo que pasa con el Cr-Co. (Anusavice, 2004)

Presentan buenas propiedades mecánicas, fácilmente forjables y de bajo costo. Altamente usado en ortodoncia, como retenedores protésicos en prótesis parciales acrílicas o en casos que no se desee utilizar el diente seleccionado como apoyo. Su uso como base de prótesis es limitado. (Anusavice, 2004)

Aleación de oro

Las aleaciones de oro más utilizadas en odontología corresponden a 4 tipos: I, II, III y IV, y se distinguen por su composición, según el porcentaje que posean de metal noble (Tabla I) (Mallat, 1998)

%	I	II	III	IV
Oro	80-95	73-83	71-80	62-72
Plata	2-12	7-14,5	5-13,5	8-17,5
Cobre	1,5-6	5,8-10	7-12,5	8,5-15
Paladio	0-3,6	0-5,6	0-6,5	0-10
Platino	0-1	0-4,2	0-7,5	0,2-8,2
Cinc	0-1,2	0-1,4	0-2	0-2,7

Tabla I: Porcentaje de metales en aleaciones de oro de tipo I, II, III y IV

Entre sus propiedades destacan la facilidad de colado (punto de fusión adecuadamente bajo), limpieza y acabado permitiendo conseguir superficies limpias y brillantes. Entre sus desventajas destaca el elevado costo que posee.

Aleación de titanio

Por su resistencia, su poco peso y su bajo modulo elástico, así como su elevada resistencia a la corrosión, el titanio y sus aleaciones se han utilizado en diversas industrias desde hace más de 60 años. Si añadimos a esto su gran ventaja de biocompatibilidad, soldadura y buen acabado, se vuelve un material muy amigable para el uso odontológico.

Entre sus aleaciones encontramos: Aleación Ti-6Al-4V, aleación Ni-Ti, aleación Beta-Ti

Aleación de Cr-Co

La primera aleación de Cr-Co utilizada en odontología (1929) contenía 70% de Co y 30% de Cr, con pequeñas cantidades de carbono, manganeso y silicio. En la actualidad, las aleaciones difieren poco de la composición inicial con pequeñas cantidades de níquel y molibdeno que reemplazan parte del cobalto. Esto es necesario debido a la necesidad de mayor ductilidad, comparado con la aleación de 70-30, y al mismo tiempo, no es necesaria una tan elevada resistencia a altas temperatura, propiedad asociada al alto contenido de cobalto. Su reemplazo por otros elementos aumenta la ductibilidad a expensas de la resistencia mecánica. (Mallat, 1998). Los porcentajes de metal usados en la aleación se detallan en la Tabla II

Efecto de los componentes:

- Cobalto: proporciona dureza, resistencia y rigidez. Posee alto punto de fusión
- Cromo: Aumenta la resistencia a la corrosión y pigmentación. Reduce el punto de fusión
- Níquel: intercambiable con el cobalto. Cuando esto sucede, la resistencia, dureza, módulo de elasticidad y temperatura de fusión tienden a descender, mientras la ductibilidad aumenta.
- Molibdeno: disminuye el tamaño del grano, lo que provee más núcleos para la solidificación durante el colado. Es importante en la PPR ya que las aleaciones de Cr-Co, lo que determina que puedan existir muy pocos en el espesor de, por ejemplo, un retenedor o una cinta palatina.
- Carbono: de gran importancia ya que forma una limitada solución sólida con los componentes principales y aporta dureza con pequeñas cantidades. Gran cantidad de carbono implica aumento de la fragilidad.
- Otros elementos: se presentan en pequeñas cantidades; el hierro y el berilio, endurecen por formación de solución sólida; el galio y el indio, disminuyen el tamaño del grano; el manganeso y el silicio, son desoxidantes. (Mallat, 1998).

Metales	Porcentaje
Co	55-65
Cr	23-30
Ni	0-20
Mo	0-7
Fe	0-5
C	0-2
W, Mn, Si, Pt	Trazas

Tabla II: Porcentajes de metales en aleación de Cromo- Cobalto

Propiedades de la aleación de Cr-Co

Las aleaciones de Cr-Co son muy frágiles lo que dificulta el labrado. Por lo mismo, siempre son coladas. Su ductibilidad es limitada y su dureza superficial es muy alta, lo que condiciona el acabado y pulido a una dificultad mayor que las otras aleaciones.

Su módulo de elasticidad es de 225 Gpa, cerca del doble que poseen las de oro. (Mallat, 1998)

Su biocompatibilidad no es tema de discusión debido al respaldo de éxito clínico que otorgan más de 50 años de trayectoria. La mayor cantidad de casos problemáticos se presentan en reacciones alérgicas a alguno de los componentes de la aleación, y la más común de ellas es al níquel, causando dermatitis alérgica al metal. (Mallat, 1998)

Evaluación de la base metálica

Una vez realizado el colado es imprescindible la inspección, ajuste en el modelo y en boca. Todo colado debe poder ser instalado sin provocar traumatismo a las piezas que se han elegido como pilares de soporte, ni a los tejidos blandos subyacentes y adyacentes. Una estructura que entre forzada será traumática y dará lugar a la movilidad progresiva de las piezas pilares.

Inspección:

- Tomar el colado con la mano y palpar para consignar irregularidades que hubiesen, sobre todo en las caras tisulares. Eliminarlas y pulirlas perfectamente.
- Observar defectos de colado tales como nódulos o detalles faltantes consignados en el diseño clínico, que puedan comprometer el asentamiento o la integridad funcional de la base.
- Controlar los grosores de los retenedores, apoyos, conectores mayores y menores.
- Controlar la resistencia flexural de conector mayor, Debe ser suficientemente rígido con el fin de evitar deformarse y que con ello transmita las fuerzas torsionales a los dientes pilares (Mallat, 2001)

Prueba en el modelo de trabajo

- Colocar la base en el modelo. Debe asentar sin ejercer excesiva presión. Los retenedores deben estar desactivados.
- Presionar el conector mayor en la zona del paladar y observar ajuste íntimo con él. Es de suma importancia debido a la contracción de los metales al colar.
- Observar encaje de los elementos pequeños: apoyos, retenedores, conectores menores, y su correspondencia con el diseño dibujado en el modelo de trabajo. Además, considerar los elementos marcados para su alivio, como torus palatinos y linguales.
- Cuidar que los asentamientos de las sillas tengan un apropiado para la integración del acrílico.

- Presionar los extremos para observar bascula. Ajustar si existe. Desechar y repetir si no es posible corregirla.
- Observar que los apoyos tengan una altura apropiada y no interfieran con la oclusión

Prueba en boca

- Detectar si existen puntos que ofrezcan resistencia al asentamiento. Se pueden utilizar medios para revelarlos (por ejemplo, lápiz de anilina)
- Verificar el ajuste de los brazos retentivos bajo los ecuadores de los dientes pilares y la de los brazos recíprocos en la contracara del diente pilar, previamente tallada.
- Volver a comprobar la báscula, tanto en sentido vestibulolingual, como anteroposterior. La única forma de comprobar la correcta estabilidad, sin báscula, es la pérdida de ella y el correcto asentamiento de los apoyos, a la altura oclusal que se tallaron los lechos.
- Comprobar si algún elemento traumatiza tejidos blandos, como los retenedores cercanos a los carrillos, que pueden pinzar estas zonas
- Finalmente activar los retenedores de forma de hacer uso de los brazos retentivos pero no de manera excesiva. Si el retenedor hace un ruido tipo “click” al posicionarlo posterior a una fuerza más que moderada, se debe ajustar la activación del retenedor. De tal manera, debe usarse en torno a no exceder la elasticidad de las fibras periodontales de los dientes pilares (Mallat, 1998)

Apoyos

Mallat los define como *“unas prolongaciones rígidas que, procedentes de la estructura protésica, mediante un conector menor se sitúan encima de los dientes, previa preparación en el esmalte de éstos para neutralizar las fuerzas verticales que tienden a clavar la prótesis en la mucosa bucal. A la vez compensan las fuerzas de tipo horizontal”*. (Mallat, 1998)

Mientras que Loza los define como *“una extensión rígida de la estructura metálica que transmite las fuerzas funcionales a los dientes y previene el movimiento de la prótesis hacia los tejidos blandos”* (Loza, 2006)

Y finalmente Carr et. al los define como *“Cualquier componente de una dentadura parcial que dé soporte vertical, que siempre debe localizarse en una superficie dental adecuadamente preparada”* (Carr et al., 2006)

Por ende nos atrevemos a definir el apoyo como:

- “Cualquier extensión rígida de la base metálica de una prótesis removible parcial, la cual mediante un conector menor proporcione un soporte vertical, que debe localizarse en el esmalte, o en una restauración, de un diente previamente preparado(a) para ése propósito, cumpliendo el objetivo de neutralizar fuerzas intrusivas de la prótesis”

Cabe destacar que recurrimos a esta nueva definición, ya que ningún autor se refirió a que estos apoyos pueden alojarse sobre restauraciones, y siendo estrictos en ese sentido, sus definiciones no contemplarían que un apoyo en estas condiciones fuera considerado como tal.

Si bien la función principal de los apoyos ya fue nombrada, existen funciones secundarias que pueden ser consecuencia de su función principal o agregadas:

- Impiden que el aparato se desplace y lesione los tejidos blandos en que se apoya la prótesis.
- Indirectamente mantienen las puntas de los retenedores en su posición exacta y no varían el punto de retención
- Los conectores menores de donde proceden los apoyos oclusales, transmiten las fuerzas laterales de la prótesis a los dientes pilares
- Actúa como retenedor indirecto
- En caso de ligeros diastemas impide el empaque alimenticio
- Evita la extrusión y migración dentaria
- Restaura el plano de oclusión
- Feruliza los dientes periodontalmente comprometidos (Carr et al., 2006)

Características estructurales

Si bien las características estructurales dependen del material de construcción de los apoyos, nos enfocaremos al material que utilizaremos en este estudio, el cual es cromo-cobalto.

El cromo cobalto ha sido ampliamente detallado anteriormente en este estudio, con sus propiedades. Cabe destacar que se ha afirmado que grosores mínimos de esta aleación, permiten que estas propiedades estén presentes (Carr et al., 2006), empresas productoras del producto como Jelenko, afirma que con grosores de 0.3 mm estas características existen.

A pesar de esto, el grosor del apoyo oclusal en cromo cobalto como tal, no está del todo bien estudiado más que empíricamente, y por ende no existe un estudio que nos diga el grosor mínimo ni el ideal para éste propósito

Sin embargo, esto no es obstáculo para el estudio que se realizará, ya que el grosor del apoyo será determinado por el tallado del descanso oclusal, sabiendo que empíricamente tiene un grosor de 0.8 mm. Es suficiente para mantener las características ideales del material. (Madariaga, 2010)

Biomecánica

Es importante destacar que los apoyos oclusales, son los que determinan la cinemática de la prótesis removible parcial, si bien este punto fue descrito anteriormente, es importante destacar otro punto: los extremos libres.

En caso de extremos libres, se ha establecido que los apoyos deben ir por mesial del diente pilar cercano al extremo libre, con el fin de limitar las fuerzas de torsión en éste, producto de la fuerza ejercida por la silla situada en el extremo libre adyacente. (Mallat, 2001; García y Olavarría, 2001)

Lechos protésicos

Los lechos protésicos o descanso, son las superficies dentarias en las cuales toma contacto el apoyo protésico, éstas tienen una conformación definida y pueden clasificarse según su ubicación y según sobre el material en que son tallados. (Loza, 2006)

Descansos oclusales

Son los lechos protésicos tallados en las caras oclusales de molares y premolares, y tiene las siguientes características:

- El contorno del apoyo oclusal debe tener forma triangular redondeada, con el vértice hacia el centro de la cara oclusal
- Su ancho debe ser de un tercio del ancho de la corona del diente, o la mitad de la distancia entre las cúspides del diente, mientras que su largo debe ser al menos de 2.5 mm. (Figura 2)
- Se debe reducir 1.5 mm de la cresta marginal y 0.5 mm hacia la zona central del diente
- La angulación del apoyo debe ser menor a 90°, esto quiere decir que la zona del apoyo que está hacia la zona central del diente debe ser más apical que la zona que está en el reborde marginal
- En casos en que la inclinación del diente no permita lo anterior, se debe realizar un apoyo recíproco en el otro reborde marginal del diente para compensar las fuerzas tumbantes (Davenport, 2001)
- Carr et al. agregan que en casos que existe clase II modificación 1 de Kennedy y clases III de Kennedy, se debe realizar un apoyo extendido, debido a que el pilar más posterior es un molar mesializado como se muestra en la figura 3. (Carr et al., 2006)

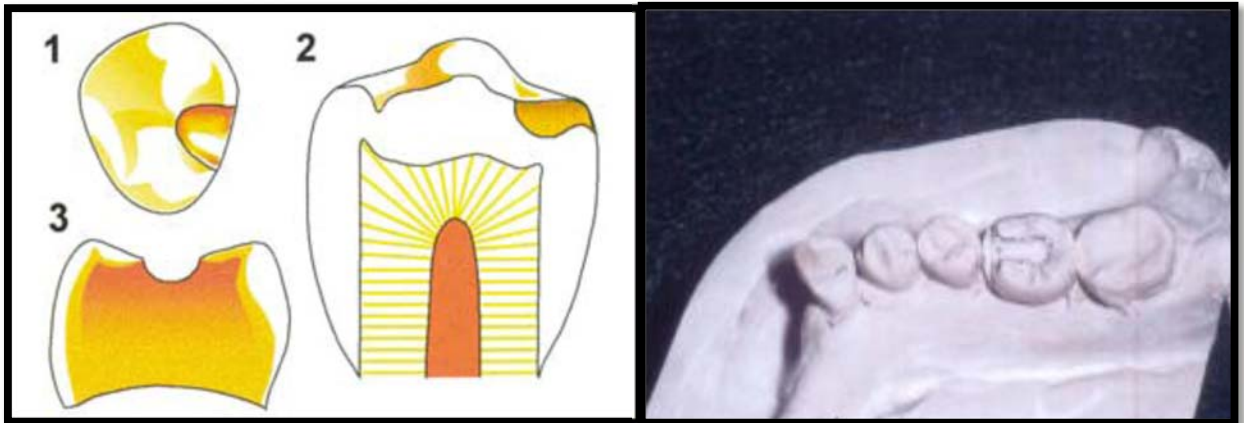


Figura 2: Forma de lecho protésico oclusal realizado en un premolar

Figura 3: Apoyo protésico extendido en diente 4.6

Descansos Interproximales

Básicamente constituyen dos descanso oclusales adyacentes, aunque tienen ciertas peculiaridades y advertencias que deben ser tomadas en cuenta (figura.4):

- Poseen las mismas características cavitarias que los descansos oclusales simples
- Deben ser más extendidos por lingual que los ordinarios, para permitir un grosor adecuado del metal sin interferir en la oclusión
- Deben estar diseñados de tal manera que impidan el empaquetamiento alimenticio interproximal
- Hay que ser cuidadoso y no alterar el punto de contacto (Mallat, 1998)

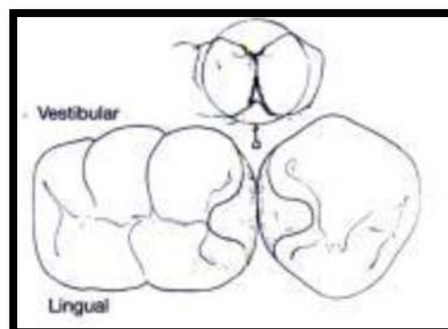


Figura 4: Vista vestibular y oclusal de un descanso interproximal

Descansos cingulares

Es aquel apoyo que se talla en los cúngulos de caninos e incisivos, si bien se prefieren los caninos por su gran raíz, la casuística muchas veces no nos permite ceñirnos a lo ideal. Las características de estos apoyos son (figura 5):

- Se talla un “V” redondeada en la cara lingual o palatina de los dientes, en la unión del tercio gingival y el tercio medio. Desde lingual o palatino se verá como un “V” invertida y desde proximal como una “V” normal.
- Esta debe ser más gruesa en el centro e irse difuminando hacia los extremos
- En casos de dientes muy unidos puede realizarse una pequeña uña interdientaria
- Debe tener ángulos redondeados y debe ser esmeradamente pulido (Davenport, 2001)

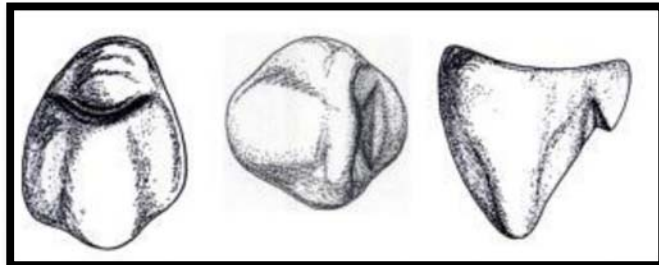


Figura 5: Visión palatina, oclusal y proximal de un descanso cingular

Descansos Incisales

Son descansos preparados en las caras Incisales de los dientes, están indicados más que nada en los incisivos mandibulares, aunque como última alternativa debido al compromiso estético y al escaso soporte periodontal de éste sector dentario. Sus características son (figura 6):

- Por estética estarán situados en la zona del ángulo disto incisal, a una distancia de entre 1.5 a 2 mm. de este ángulo.
- Es una escotadura que deberá ser redondeada, sin ángulos, de forma cóncava aplanada, con una ligera desviación hacia la cara lingual para tener más refuerzo

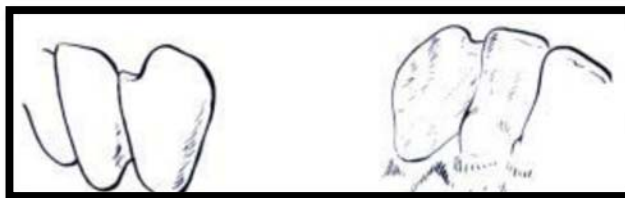


Figura 6: Visión vestibular y lingual de un descanso incisal

Como se mencionó con anterioridad los lechos protésicos también pueden ser clasificados según el material sobre el cual son tallados, las características del tallado no varían, lo que varía es su pronóstico:

- Sobre diente natural: Todas sus características han sido expuestas anteriormente, cabe destacar que éstos deben ser tallado en esmalte, no en dentina, para evitar posibles caries
- Sobre amalgama: Al igual que en todos los materiales de restauración se deben tallar de igual manera que fuera en diente natural. Mallat¹, asegura que la amalgama, si no es ejecutada correctamente, puede sufrir el fenómeno de creep y que además posee escasa resistencia a la fractura, por lo que debe usarse sólo en caso de dentadura remanente precaria o en reconstrucciones provisionales. Pero en casos de utilizar una buena técnica hace referencia a ella como un excelente material, con la desventaja estética solamente. Carr et al. además destaca que existe un riesgo de desgastar en sobremanera el material restaurador, pero no habla del grosor mínimo para la resistencia de cada uno de éstos. (Carr et al., 2006)
- Sobre Composite: A pesar de la amplia gama de resinas compuestas existentes en el mercado, ningún autor hace referencias respecto a estos de manera individual, sólo Mallat, hace una referencia afirmando que es un mal material para ser utilizado con este propósito, y asegura que sólo debe utilizarse para remodelación de caras vestibulares u otras locaciones que no serán expuestas a cargas, debido a que no pueden competir con otros materiales en cuanto a duración, conservación de márgenes y resistencia. Este último punto estará sujeto a estudio en nuestro trabajo de tesis. (Mallat, 1998)
- Sobre Incrustaciones y prótesis fijas: todos los autores concuerdan en que son el ideal para tallar apoyos, ya que ofrecen una gran resistencia y durabilidad, además permiten un tallado del apoyo más amplio y definido. (Loza, 2006)

Por ende podemos concluir que las amalgamas y los composites son los materiales menos recomendados por los autores, pero no se hace referencia en ningún volumen a algún estudio que evalúe las resistencias de estos materiales, y es allí donde se sustenta nuestro estudio.

Además cabe destacar que sólo Mallat hace una referencia a la conformación cavitaria que éstos materiales deben tener, agregando que la amalgama debe tener un grosor mínimo de 2mm. Y el composite “algo más” que eso, dejando una gran duda acerca de cuáles deben ser las características cavitarias de las amalgamas y los composite para resistir un apoyo de prótesis removible parcial.

Materiales de restauración

Si nos remitimos a las restauraciones a nivel amplio, podemos clasificarlas, de forma didáctica, según su ubicación en la arcada y según su aplicación clínica.

Según su ubicación, por un lado, las restauraciones del sector anterior tienen requerimientos altos de estética, siempre y cuando, se encuentre en el rango estético del paciente. Por otra parte, tendrá requerimientos de funcionalidad asociados a la adhesión que presente el material de restauración. Recordemos que muchas de estas restauraciones serán sometidas a cargas en sentido perpendicular al eje axial del diente, en los movimientos excursivos de protrusión y lateralidades, cuando sean realizados con guía incisiva y canina respectivamente, o aún más, si existen contactos “asistenciales” en el transcurso de estas guías. Así, se vuelve una restauración cuya prognosis es sensible a la técnica. En el sentido mecánico, su resistencia compresiva puede ser de menor importancia que las características antes mencionadas.

Las restauraciones posteriores, en cambio, van a necesitar características mecánicas superiores, por sobre las características estéticas del material de restauración, debido a las cargas funcionales de masticación concentradas, sobre todo, a nivel de los 1º molares y 2º premolares.

Según su aplicación clínica, podemos clasificarlos como directos o indirectos. Debemos recordar que los tipos de restauración abarcan más que los que mencionaremos a continuación, sin embargo, no nos remitiremos a las incluidas en el área de la prótesis fija, y más aún, nos remitiremos solo a las más usadas convencionalmente en la odontología restauradora.

Materiales de restauración indirectos

Los materiales de restauración indirectos requieren de un cemento para la retención del mismo en la preparación, pudiendo tener ellos una amplia influencia en el comportamiento clínico y biocompatibilidad de la restauración. A partir de esto, el clínico tendrá una variedad de materiales de cementación para recurrir y dependerá, en cada caso clínico y según el tipo de restauración a usar, el material seleccionado

- **Cerámico:** La cerámica es un material muy duro y resistente, capaz de resistir fuerzas masticatorias funcionales, sin embargo, al ser de naturaleza frágil, se ve expuesto a fracturas cuando las cargas sobrepasan hacia fuerzas parafuncionales o extremas. Debido a su dureza natural, son muy resistentes al desgaste, sin embargo, si no están correctamente pulidas y acabadas, pueden producir un desgaste rápido a restauraciones o dientes antagonistas. Sus propiedades estéticas la han puesto en alza. Son biológicamente seguras y muy raramente se pueden presentar reacciones alérgicas a alguno de los componentes. Están indicadas en forma de coronas, inlay, onlay y carillas. A pesar de las ya mencionadas características de dureza de la cerámica, debido a su fragilidad, las restauraciones puras posteriores tienen índices más bajos de éxito que las restauraciones metálicas. (Shillingburg, 1997)
- **Metal-Cerámico:** Estas restauraciones son realizadas uniendo la porcelana dental de formas calóricas a una estructura metálica a medida del diente o dientes subyacentes. La alta fuerza de soporte de la estructura metálica

permite realizar cobertura completa de dientes únicos y de restauraciones plurales (Shillingburg,1997)

- Aleaciones nobles: una de las restauraciones más duraderas de la práctica dental corresponde a las aleaciones nobles (aleación de oro). Permiten una opción fuerte, biocompatible y duradera, con mucha historia de éxito clínico que lo respalda. Sus buenas propiedades mecánicas permiten además preservar tejido dentario ya que se necesita una reducción dentaria conservadora para obtener grosor adecuado para el colado. El elevado rango de sobrevida, su bajo desgaste tanto a la restauración como al diente antagonista, sus aceptables características de ajuste marginal y su biocompatibilidad lo ubican como el gold Estándar frente a otros materiales de restauración. Su naturaleza noble le confiere características de estabilidad química (no reactivo) y pueden ser cementadas con, prácticamente, cualquier cemento. Son indicadas como inlay, onlay y prótesis fijas. Su gran desventaja, aparte de su alto costo, es la falta de estética, sin embargo, pueden ser obviadas en restauraciones conservadoras en las que no se asomen caras estéticas. (Shillingburg,1997)
- Aleaciones no nobles: fueron diseñadas para ofrecer una alternativa menos costosa que las aleaciones nobles. (Shillingburg,1997)

Materiales de restauración directos

Amalgama

La restauración de amalgama moderna es una aleación compuesta de mercurio, plata, estaño y cobre, junto con otros elementos metálicos adicionados para mejorar las propiedades físicas y mecánicas. La amalgama es muy recomendada en casos de restauraciones clase I y II, en las cuales se ejerzan fuerzas masticatorias elevadas. Las cavidades clase II tienden a ser grandes con un área de interfase diente restauración extensa. Esto presenta un potencial de microinfiltración y, por lo tanto, del desarrollo de caries. Sin embargo, las características químicas de la amalgama, asociadas a los subproductos derivados de la corrosión, han demostrado la capacidad de autosellado de los márgenes en el tiempo, fenómeno conocido como creep. Debido a su color metálico, la estética es el problema fundamental de la amalgama, y la limita en este sentido. (Barrancos Mooney, 2006)

La formación del subproducto denominado Gamma 2 obliga, a través del tiempo a compensar dicha fase, sin empeorar las propiedades mecánicas obtenidas. En un inicio se agregaba solo una pequeña parte de cobre (3-5%) para obtener una más elevada resistencia, y en algunas ocasiones alrededor de un 1% de cinc, para facilitar la fabricación y manipulación, a los porcentajes de 65-70% de plata y 26-28% de estaño. Hoy en día, se les conoce como aleaciones “convencionales” de amalgama y casi han sido reemplazadas por otras en las cuales se encuentra una proporción significativamente mayor de cobre (hasta un 28-29% en peso). Se les conoce como aleaciones con alto contenido de cobre. (Barrancos Mooney, 2006)

Propiedades de la amalgama

Aspectos biológicos

La amalgama per se tiene pocos efectos nocivos a nivel del órgano dentinopulpar. Sin embargo debe tenerse en cuenta que el mercurio libre tiene efectos tóxicos si es absorbido por el organismo a través de las vías respiratorias, de la misma manera que si el metal es incorporado a través de la piel. Estos efectos son, muchas veces más nocivos para el profesional o el personal que manipula los componentes de la mezcla, más que para el paciente. Asimismo, la producción y manipulación puede generar contaminación ambiental. (Barrancos Mooney, 2006)

En el medio sistémico, la presencia de restauraciones de amalgama puede determinar cantidades algo más elevadas que lo normal, pero muy bajo el nivel determinante de aparición de patologías. (Barrancos Mooney, 2006)

Con la finalidad de encontrar un material similar a la amalgama, pero sin el inconveniente de toxicidad atribuible al mercurio, se ha intentado reemplazar por un líquido constituido por galio, indio y estaño, sin embargo, implicaron una manipulación mucho más estricta con respecto al aislamiento de humedad y saliva, incluso durante algunas horas después de insertadas en una cavidad.

Fijación a la estructura dentaria.

Dada la elevada tensión superficial del mercurio, no es posible pretender que la amalgama se adhiera al diente a nivel microscópico o químico por sí sola. Por lo tanto se requiere una preparación cavitaria con formas de retención que aseguren su permanencia en posición. Sin embargo, es posible mejorar la situación en este sentido si las superficies dentarias son preparadas con sistemas adhesivos para resinas, mediante la formación de la denominada "capa híbrida". (Barrancos Mooney, 2006)

Propiedades físicas

Posee las propiedades físicas inherentes de los materiales metálicos. La amalgama es ópticamente opaca y buena conductora térmica y eléctrica, y debido a esto último es a veces necesaria la protección dentinopulpar con materiales aislantes antes de la inserción. Su coeficiente de variación térmica es más elevado que el de la estructura dentaria (aproximadamente el doble), sin embargo, no es relevante en el sellado ya que se produce mediante el mecanismo de creep, ya descrito.

Propiedades mecánicas

Debido a que los núcleos de la estructura final de la amalgama están constituidos por compuestos metálicos de composición definida (compuestos intermetálicos), las propiedades mecánicas son esperables: elevada rigidez (alto módulo de elasticidad), elevada resistencia compresiva aunque no tan elevada, proporcionalmente, resistencia traccional y pleural, y escasa capacidad de

deformación permanente (frágil). Deben ser tomados en cuenta en la preparación cavitaria, de manera de no exponer espesores excesivamente delgados de material y que la restauración completa esté protegida por el diente. (Barrancos Mooney, 2006)

En un estudio realizado a siete marcas diferentes de amalgama, entre las que habían dos polvo en limadura, dos de composición esférica, dos de morfología dispersa y una de morfología híbrida, se encontraron valores de resistencia compresiva de 473 y 476 Mpa; 480 y 416 Mpa; 472 y 468 Mpa; 486 Mpa respectivamente, todos ellos luego de siete días realizada la restauración. (Sánchez, 2009).

Preparación cavitaria

Determinaremos aspectos en una preparación cavitaria para recibir amalgama de clase I y II.

Inclinación de paredes bucal y lingual de molares y premolares: existen tres tipos fundamentales de preparaciones en sentido cervino-oclusal: A) con paredes paralelas entre sí, B) Con paredes divergentes hacia oclusal y C) con paredes convergentes hacia oclusal. Hoy en día se sigue un criterio de acuerdo con lo establecido en la alternativa C. De este modo, se busca obtener un ángulo cavo lo más cercano posible a los 90° con objeto de proteger tanto la amalgama como los márgenes cavitarios. Esto es respaldado en preparaciones medianas y pequeñas. En preparaciones grandes pueden ser paralelas y ligeramente divergentes entre sí.

Tamaño cavitario: Hasta 1950, las preparaciones preconizadas por los autores eran de tamaño mediano a grande. Posterior a ello, se comienza una tendencia hacia las preparaciones más conservadoras (Barrancos Mooney, 2006)

Preparación cavitaria clase II

- Se utilizan para restaurar M o PM con caries en caras proximales
- Cuando una clase I a debilitado el borde marginal
- Se utiliza para crear un pequeño diastema en PM y M.
- Existen varios tipos:
 - Con caja oclusal
 - En forma de ranura, sin caja oclusal (cuando no hay caries oclusal)
 - Estrictamente proximal (cuando no hay diente vecino)
 - En forma de ojo de cerradura (caries esta LAC y reborde marginal)
 - En forma de túnel (caries en LAC y reborde marginal)
 - Con reconstrucción de cúspides (pérdida importante de tejido)
 - Con anclaje adicional (pérdida importante de tejido)

Paredes Libres: Paredes vestibulares, palatinas y linguales, en general, leve convergencia hacia oclusal de 6 a 12 grados, es decir retentivas. Va a depender de la zona; bajo de las cúspides son siempre retentivas, y hacia los surcos (lo que no

está bajo las cúspides) son levemente divergentes. Esto es para proteger al diente. Paredes V, P o L convergen hacia oclusal, excepto entre las cúspides donde son paralelas o levemente divergentes a oclusal.

Piso cavitario.

- Principalmente plano, aunque a veces las lesiones dejan un piso con socavados.
- No excesivamente profundo; pero puede que la lesión de una cavidad profunda.
- Puntos de apoyo en tejido sano (dentina).
- Ángulos diedros y triedros redondeados: así se distribuyen mejor las fuerzas. Para ello se utilizan las fresas en forma de pera.
- Profundidad mínima de 2mm para que la amalgama no se fracture
- Apertura lo más cercano a la lesión

Cajón oclusal: se marca el surco, se hace contorno cavitario y se va abriendo hacia proximal cada vez más para dejar el esmalte sin sustento y poder fracturarlo. Luego se retira con un instrumento el esmalte que se fracturó y posteriormente se profundiza el cajón oclusal y proximal. (Figura 7)

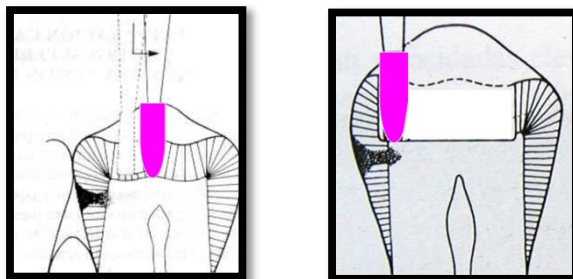


Figura 7: Ranura a expensas de esmalte y dentina en un premolar

Terminación de las paredes: al eliminar el esmalte quedan espolones remanentes de esmalte, porque la fresa es redonda (queda redondito). Se deben eliminar con troncocónica, instrumental de mano, instrumental rotatorio.

Separación y Bisel Gingival: En la pared gingival del cajón proximal, con un instrumental manual o rotatorio, se hace bisel para sacar los prismas de esmalte que sobran y dejarlos enteros. Es la única zona del contorno cavitario que lleva bisel.

Es importante salir del punto de contacto en sentido vestibulopalatino en 45°. El piso cavitario del cajón proximal no puede contactar con el diente vecino y ver que se salió del punto de contacto.

Resinas compuestas

Las resinas compuestas se han introducido en el campo de la odontología conservadora para minimizar los defectos de las resinas acrílicas que hacia los años 40 habían reemplazado a los cementos de silicato, hasta entonces los únicos materiales estéticos disponibles. El desarrollo de los composites ha sido y es incesante, lo que obliga a una continua actualización.

Características de los composite actuales

Las propiedades físicas, mecánicas, estéticas y el comportamiento clínico dependen de la estructura del material. Básicamente, los composites dentales están compuestos por tres materiales químicamente diferentes: la matriz orgánica o fase orgánica; la matriz inorgánica, material de relleno o fase dispersa; y un organosilano o agente de unión entre la resina orgánica y el relleno cuya molécula posee grupos silánicos en un extremo (unión iónica con SiO₂), y grupos metacrilatos en el otro extremo (unión covalente con la resina). La matriz orgánica de las resinas compuestas, está constituida básicamente por: un sistema de monómeros mono, di- o tri-funcionales; un sistema iniciador de la polimerización de los radicales libres, que en las resinas compuestas fotopolimerizables es una alfa-dicetona (canforoquinona), usada en combinación con una agente reductor, que es una amina alifática terciaria (4-n,n-dimetilaminofetil alcohol, (DMAPE), y en las quimiopolimerizables es un per-compuesto, el peróxido de benzoilo, usado en combinación con una amina terciaria aromática (n,n-dihidroxietyl-p-toluidina); un sistema acelerador que actúa sobre el iniciador y permite la polimerización en un intervalo clínicamente aceptable (el dimetilamino etilmetacrilato DMAEM, el etil-4-dimetilaminobenzoato EDMAB o el N,N-cianoetil-metilnilina (CEMA); un sistema de estabilizadores o inhibidores, como el éter monometílico de hidroquinona, para maximizar la durabilidad del producto durante el almacenamiento antes de la polimerización y su estabilidad química tras la misma; por último, los absorbentes de la luz ultravioleta por debajo de los 350 nm, como la 2- hidroxí-4-metoxibenzofenona, para proveer estabilidad del color y eliminar sus efectos sobre los compuestos amínicos del sistema iniciador capaces de generar decoloraciones a medio o largo plazo. El sistema de monómeros puede ser considerado como la columna sobre la que se vertebra la resina compuesta. El Bis-GMA, sigue siendo el monómero más utilizado en la fabricación de los composites actuales, solo o asociado al dimetacrilato de uretano e integra la composición Estándar de las resinas compuestas en una proporción cercana al 20% (v/v). Como regla general, se admite que, cuanto más bajo sea el peso molecular promedio del monómero o de su mezcla, mayor será el porcentaje de contracción volumétrica. Esta resina es altamente viscosa, por lo que para facilitar el proceso de fabricación y su manipulación clínica, se diluye con otros monómeros de baja viscosidad (bajo peso molecular), considerados como controladores de esta viscosidad, como el dimetacrilato de bisfenol A (Bis-GMA), el etilenglicol-dimetacrilato (EGDMA), el trietilenglicol-dimetacrilato (TEGDMA), el metilmetacrilato (MMA) o el dimetacrilato de uretano (UDMA). (Hervas-García, 2005)

La polimerización del composite, siempre conlleva una contracción, dependiente de la matriz orgánica; por ello, y para disminuir este efecto negativo, la industria Odontológica ha ensayado gran variedad de monómeros, entre ellos, los monómeros SOC (espiroortocarbonatos) con capacidad de expansión, combinaciones de sistemas epoxídicos-polióles que muestran in vitro cambios volumétricos 40-50% menores que los sistemas tradicionales, las resinas basadas en siloxano-oxirano patentada por 3M-Espe o el uso de moléculas de alto peso molecular como el multi-etilglicol-dimetacrilato y copolímeros capaces de lograr una conversión del 90-100% como consecuencia de reducir las uniones C=C. En este sentido, las ormocerams, composites modificados con rellenos orgánicos e inorgánicos, han mostrado su capacidad para reducir, aunque sea mínimamente, la contracción de polimerización. No obstante, en la actualidad, los principales fabricantes de composites dentales siguen apostando por los sistemas tradicionales, incorporando de forma mayoritaria en su matriz orgánica el monómero Bis-GMA/TEGDMA, o la asociación Bis-GMA /UEDMA/TEGDMA. (Hervas-García, 2005)

Por su parte, la fase dispersa de las resinas compuestas está integrada por un material de relleno inorgánico del que dependen, fundamentalmente, las propiedades físicas y mecánicas del composite. La naturaleza del relleno, su modo de obtención y la cantidad incorporada determinarán en gran medida las propiedades mecánicas del material restaurador. Las partículas de relleno son incorporadas a la fase orgánica para mejorar las propiedades físico-mecánicas de la matriz orgánica, de ahí que la incorporación del mayor porcentaje de relleno posible, sea un objetivo fundamental. Gracias al relleno se consigue reducir el coeficiente de expansión térmica, disminuir la contracción final de la polimerización, proporcionar radioopacidad, mejorar la manipulación e incrementar la estética. Existe una gran variedad de partículas de relleno empleadas en función de su composición química, morfología y dimensiones, destacando de forma mayoritaria el dióxido de silicio, así como los borosilicatos y aluminosilicatos de litio. Muchos composites reemplazan parcialmente el cuarzo por partículas de metales pesados, como el bario, estroncio, zinc, aluminio o zirconio, que son radiopacos. En la actualidad se buscan materiales, como el metafosfato de calcio, que tengan una dureza menor que los vidrios de modo que sean menos abrasivos con el diente antagonista.

La nanotecnología ha conducido al desarrollo de una nueva resina compuesta, que se caracteriza por tener en su composición la presencia de nanopartículas que presentan una dimensión de aproximadamente 25 nm y nanoagregados de aproximadamente 75 nm, estos están formados por partículas de circonio/sílice o nanosílice. Los agregados son tratados con silano para lograr entrelazarse con la resina.

En función de la composición de las resinas compuestas, éstas se han clasificado de distintos modos con el fin de facilitar al clínico su identificación y posterior uso terapéutico. Una clasificación muy popular, todavía utilizable, es la que, basada en el tamaño de la partícula de relleno, hicieron Lutz y Phillips; estos autores dividieron a las resinas compuestas en composites de macro relleno (partículas de

0,1 a 100 μ), micro relleno (partículas de 0,04 μ) y en composites híbridos (con rellenos de diferentes tamaños). Una clasificación más exhaustiva fue la Willems et al., (Tabla III) fundamentada en diversos parámetros como el módulo de Young, el porcentaje (en volumen) del relleno inorgánico, el tamaño de las partículas principales, la rugosidad superficial y la fuerza de compresión. (Hervas-García, 2005)

Tipo de Composite	Relleno
Densificados: -De relleno medio Ultrafinos Finos -De relleno compacto Ultrafinos Finos	<60% en volumen Partículas < 3 μ m Partículas > 3 μ m >60% en volumen Partículas < 3 μ m Partículas > 3 μ m
Microfinos -Homogéneos -Heterogéneos	Tamaño medio de las partículas = 0.04 μ m
Mixtos	Mezcla de composites densificados y microfinos
Tradicionales	Equivalentes a los llamados composites de macrorrelleno en otras clasificaciones
Reforzados con fibras	Composites de uso industrial

Tabla III: Clasificación de Resinas compuestas según Willems et al. (Hervas-García, 2005)

Actualmente se pueden reunir las resinas compuestas en cinco categorías principales (Tabla IV):

Tipo de resina	Tamaño del relleno (μ m)	Material de relleno
Macrorelleno	10 – 40	Cuarzo o vidrio
Microrelleno	0.01 – 0.1	Sílice coloidal
Híbrida	15 – 20 y 0.01 – 0.05	Vidrio y sílice coloidal
Híbridos modernos	0.5 – 1 y 0.01 – 0.05	Vidrio, zirconio y sílice coloidal
Nanorelleno	< 0.01 (10 nm)	Sílice o zirconio

Tabla IV: Clasificación de Resinas Compuestas sugerida por Hervas-García

- *Resinas de macrorelleno o convencionales:* Tienen partículas de relleno con un tamaño promedio entre 10 y 50 μ m. Este tipo de resinas fue muy utilizada, sin embargo, sus desventajas justifican su desuso. Su desempeño clínico es deficiente y el acabado superficial es pobre, visto que hay un desgaste preferencial de matriz resinosa, propiciando la prominencia de grandes partículas de

relleno las cuales son más resistentes. Además, la rugosidad influencia el poco brillo superficial y produce una mayor susceptibilidad a la pigmentación. Los rellenos más utilizados en este tipo de resinas fueron el cuarzo y el vidrio de estroncio o bario. El relleno de cuarzo tiene buena estética y durabilidad pero carece de radiopacidad y produce un alto desgaste al diente antagonista. El vidrio de estroncio o bario son radiopacos pero desafortunadamente son menos estables que el cuarzo. (Hervas-García, 2005)

- *Resinas de microrelleno:* Estas contienen relleno de sílice coloidal con un tamaño de partícula entre 0.01 y 0.05 μm . Clínicamente estas resinas se comportan mejor en la región anterior, donde las ondas y la tensión masticatoria son relativamente pequeñas, proporcionan un alto pulimento y brillo superficial, confiriendo alta estética a la restauración. Entre tanto, cuando se aplican en la región posterior muestran algunas desventajas, debido a sus inferiores propiedades mecánicas y físicas, ya que, presentan mayor porcentaje de sorción acuosa, alto coeficiente de expansión térmica y menor módulo de elasticidad. (Hervas-García, 2005)

- *Resinas híbridas:* Se denominan así por estar reforzados por una fase inorgánica de vidrios de diferente composición y tamaño en un porcentaje en peso de 60% o más, con tamaños de partículas que oscilan entre 0,6 y 1 μm , incorporando sílice coloidal con tamaño de 0,04 μm . Corresponden a la gran mayoría de los materiales compuestos actualmente aplicados al campo de la Odontología. Los aspectos que caracterizan a estos materiales son: disponer de gran variedad de colores y capacidad de mimetización con la estructura dental, menor contracción de polimerización, baja sorción acuosa, excelentes características de pulido y texturización, abrasión, desgaste y coeficiente de expansión térmica muy similar al experimentado por las estructuras dentarias, fórmulas de uso universal tanto en el sector anterior como en el posterior, diferentes grados de opacidad y translucidez en diferentes matices y fluorescencia. (Hervas-García, 2005)

- *Híbridos Modernos:* Este tipo de resinas tienen un alto porcentaje de relleno de partículas sub-micrométricas (más del 60% en volumen). Su tamaño de partícula reducida (desde 0.4 μm a 1.0 μm), unido al porcentaje de relleno provee una óptima resistencia al desgaste y otras propiedades mecánicas adecuadas. Sin embargo, estas resinas son difíciles de pulir y el brillo superficial se pierde con rapidez.

- *Resinas de Nanorelleno:* Este tipo de resinas son un desarrollo reciente, contienen partículas con tamaños menores a 10 nm (0.01 μm), este relleno se dispone de forma individual o agrupados en "nanoclusters" o nanoagregados de aproximadamente 75 nm. El uso de la nanotecnología en las resinas compuestas ofrecen alta translucidez, pulido superior, similar a las resinas de microrelleno pero manteniendo propiedades físicas y resistencia al desgaste equivalente a las resinas híbridas. Por estas razones, tienen aplicaciones tanto en el sector anterior como en el posterior. (Hervas-García, 2005)

- **Resinas Condensables:** son aquellas con un alto porcentaje de relleno. Han sido llamadas erróneamente "condensables", sin embargo, ellas no se condensan ya que no disminuyen su volumen al compactarlas, sencillamente ofrecen una alta viscosidad que trata de imitar la técnica de colocación de las amalgamas. La consistencia de este tipo de materiales permite producir áreas de contacto más justos con la banda matriz que los logrados con los materiales de viscosidad estándar en restauraciones clase II. Para obtener esta característica, se desarrolló un compuesto denominado PRIMM (Polimeric Rigid Inorganic Matrix Material), formado por una resina Bis-GMA ó UDMA y un alto porcentaje de relleno de partículas irregulares (superior a un 80% en peso) de zirconia/sílica. De esta forma se reduce la cantidad de matriz de resina aumentando su viscosidad y creando esta particular propiedad en su manejo, diferente a las resinas híbridas convencionales, ya que estas resinas son relativamente resistentes al desplazamiento durante la inserción. Su comportamiento físico-mecánico supera a las resinas híbridas, sin embargo, su comportamiento clínico es similar al de las resinas híbridas. Como principales inconvenientes destacan la difícil adaptación entre una capa de resina y otra, la dificultad de manipulación y la poca estética en los dientes anteriores. Su principal indicación es la restauración de cavidades de clase I, II y VI.

- **Resinas de baja contracción:** Las resinas de baja contracción varían, en relación a las otras resinas, debido a que sus diferencias no radican en la cantidad de relleno que poseen, sino que varían en la química misma de la composición de la resina, debido a que cambia el sistema monomérico que éstos utilizan, ya que los composites tradicionales utilizan el metacrilato y los composites de baja contracción sustituyen este sistema por el de uno basado en silorano (Ilie 2007). Weinmann et al. Describieron la síntesis de un promisorio nuevo sistema monomérico, silorano, obtenido de la reacción de moléculas de oxirano y siloxano, El mecanismo de compensación del stress de contracción que utiliza este nuevo sistema está basado en la apertura del anillo de oxirano durante la polimerización. (Fig. 8)

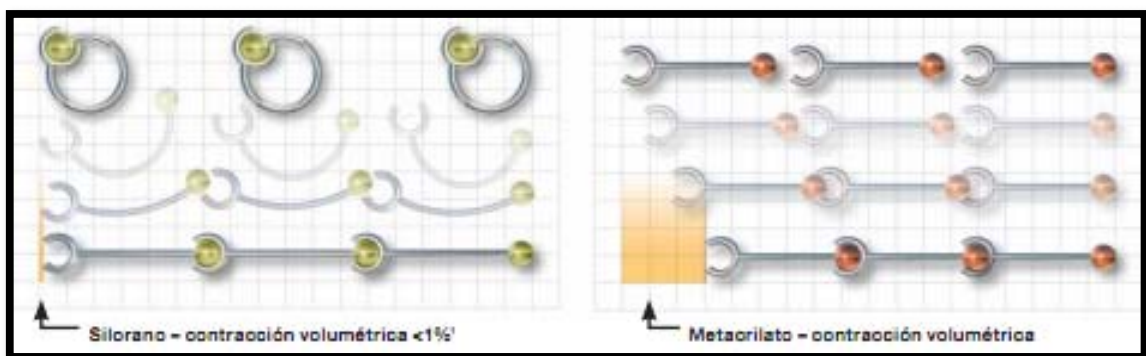


Fig. 8: Ejemplo esquemático de la contracción volumétrica de los sistemas monoméricos de silorano y metacrilato

Cavidad para Resina Compuesta

Como se trata de una restauración adhesiva, no se requiere planimetría cavitaria como para una restauración, por ejemplo, de amalgama. (Barrancos Mooney, 2006).

No se hace extensión por resistencia debido a que el composite refuerza el diente. La profundidad se extiende hasta donde llegue la lesión cariosa, que puede ser en esmalte o en dentina. (Barrancos Mooney, 2006).

Lo anterior limita la cavidad de composite a una extensión mínimamente invasiva, más que cualquier otro tipo de cavidad, incluso pudiendo quedar esmalte sin sustento dentinario, el cual se mantiene mediante la técnica adhesiva del material.

Comparación de resistencias compresivas de los materiales a utilizar.

Anusavice define la resistencia compresiva como la resistencia de un cuerpo a una carga que tiende a comprimirlo o acortarlo (Anusavice, 2004), mientras que el físico Cromer la define como un bloque sólido que tiene dos fuerzas opuestas presionándole a uno y otro lado. En este caso se dice que el bloque está comprimido o en un estado de compresión (Cromer, 2007).

Por último la empresa norteamericana Instron®, fabricante de equipos de ensayo de materiales, define a la resistencia a la compresión de los materiales como la cantidad de tensión necesaria para deformar el material una cantidad arbitraria. La resistencia a la compresión se calcula dividiendo la carga máxima por el área original de la sección transversal de una muestra en una prueba de compresión.

De lo anterior podemos inferir que la resistencia compresiva es la resultante de las tensiones o presiones que existe dentro de un sólido deformable, caracterizada porque tiende a una reducción de volumen o un acortamiento en determinada dirección.

Este concepto ya ha sido testeado en numerosas ocasiones en materiales odontológicos. Debido a esto usaremos los resultados como referencia, dejando en claro que la naturaleza de nuestro estudio no necesariamente debe coincidir con ellos, ya que los estudios generalmente son realizados sobre probetas de material de grosores ampliamente superiores a los usados en clínica.

Los materiales a utilizar, en la parte experimental, serán: amalgama de fase dispersa non-gamma 2, composite microhíbrido de restauración universal y composite de baja contracción, representados por la Amalgama KerrAlloy® de Kerr, Restaurador Universal Filtek™ Z100® de 3M ESPE y Filtek P90® restaurador posterior de baja contracción de 3M ESPE respectivamente.

Ellos, según la bibliografía, poseen distintos valores de resistencia compresiva a los entregados por los fabricantes.

Las amalgamas de fase dispersa, como fue indicado anteriormente, presentan una resistencia promedio a la compresión de 470 Mpa luego de 7 días de ser

restaurados (Sánchez, 2009). Según la Kerr, su producto presenta una resistencia compresiva de 533 Mpa al cabo de 24 horas.

Por su parte, las resinas compuestas presentan variabilidad con respecto a sus resistencias compresivas, las cuales dependen de factores como su método de fabricación, su composición, su relleno, entre otras. En este estudio en particular, trabajaremos con dos tipos de resinas compuestas:

- Resina compuesta de restauración universal Filtek Z100® 3M/ESPE: posee resistencia compresiva de 448 Mpa, según el fabricante.
- Resina compuesta de baja contracción P90® 3M/ESPE: posee una resistencia compresiva de 395 Mpa según el fabricante.

En un estudio realizado el 2005, comparando resistencias compresivas de cuatro resinas compuestas, se obtuvo que la resina de restauración universal Filtek Z100 presento valores de 307.20 ± 12.61 Mpa. (Brandão et. al, 2005)

Estudios de la resistencia compresiva que incluyan la Resina de restauración posterior de baja contracción Filtek™ P90 de 3M, no fue posible encontrar en la revisión bibliográfica a excepción de la mostrada por el fabricante.

Los resultados en general se resumen en la Tabla V

Tipo de material	Valores según fabricante (Mpa)	Valores según bibliografía (Mpa)
Resina de restauración universal Filtek Z100® 3M/ESPE	448	307.20
Resina de restauración posterior de baja contracción P90® 3M/ESPE	390	-
Amalgama de fase dispersa KerrAlloy®	520	470

Tabla V: Resistencias compresivas de los materiales de restauración, según fabricante y bibliografía.

Por otra parte, cabe destacar que la fuerza de mordida es medible mediante valores concretos. Ello está condicionado por factores fisiológicos y morfológicos como: morfología craneofacial, edad, género, soporte periodontal, alteraciones y dolor temporomandibular, edentulismo y malposiciones dentarias. Los valores a su vez están condicionados por los instrumentos de medición, que presentan una variabilidad de 446 a 1221 N. (Koc et al, 2010).

Okeson por su parte establece que la fuerza de mordida de la mujer varía entre 35.8 Kg. (350 N) y 44.9 Kg. (440 N). Mientras que la del varón oscila entre 53.6 Kg. (525 N) y 64.4 Kg. (631 N). La fuerza de mordida máxima registrada es de 443 Kg. (4341 N). También se señala que la fuerza máxima aplicada en un primer molar es de 41.3 Kg. (404 N) a 89.8 Kg. (880 N). (Okeson, 2003)

OBJETIVOS

Objetivo General

- Evaluar comparativamente las resistencias compresivas de los materiales de restauración a usar como lechos de apoyo de prótesis removible parcial, en cavidades Estándar y en cavidades Ad-Hoc.

Objetivos específicos

- Comparar las resistencias compresivas de la amalgama y composite universal y de baja contracción en cavidades Estándar.
- Comparar las resistencias compresivas de la amalgama y composite universal y de baja contracción en cavidades Ad-Hoc.
- Comparar las resistencias de cada material usado para restaurar en cavidades Estándar y Ad-Hoc.

HIPÓTESIS DE INVESTIGACIÓN

- I. Los materiales restaurados en cavidad Ad-Hoc tendrán una mayor resistencia compresiva que los que sean restaurados en cavidad Estándar.
- II. Las preparaciones cavitarias restauradas con amalgama tendrán una mayor resistencia compresiva que aquellas restauradas con composite.
- III. El grupo de estudio que será restaurado con amalgama en cavidades Ad-Hoc tendrá una resistencia compresiva que el resto de los grupos de trabajo.

MATERIALES Y MÉTODO

Tipo de estudio

Experimental in vitro, transversal.

Universo

Población objetivo: Premolares y molares humanos, extraídos por cualquier causa y en cualquier lugar, que mantengan su corona intacta o que tengan lesiones oclusales y/o proximales, que permitan el tallado de una cavidad Estándar para amalgama.

La población de estudio queda determinada según los siguientes criterios de exclusión

- Dientes con restauraciones preexistentes
- Dientes con coronas clínicas cortas en sentido ocluso-cervical, que no permitan la profundidad Estándar de la preparación cavitaria.
- Dientes con caries o fracturas que debiliten o destruyan cúspides
- Dientes con caries que no permitan realizar una cavidad Estándar en diente sano
- Dientes con angulación coronaria, que no permitan axializar las fuerzas compresivas.
- Dientes malformaciones o anomalías morfológicas.
- Dientes con raíces fracturadas o con rasgo de fractura sobre el tercio coronal de la raíz.

Muestra

Para la determinación de la cantidad de piezas dentales necesarias para el estudio, se utilizó el método análisis de varianza (ANOVA) a un factor (pero para 6 tratamientos), para esto se considera la probabilidad de error tipo II que es:

$$\beta = 1 - P(\text{Rechazar } H_0 / H_0 \text{ es falsa})$$

Para evaluar la probabilidad descrita anteriormente se utilizan las curvas características de operación que se presentan en el anexo. Estas curvas se grafica la probabilidad de la ecuación contra un parámetro Φ , donde:

$$\Phi^2 = \frac{n \cdot D^2}{a \cdot \sigma^2}$$

Donde:

- σ^2 : Es la varianza de la variable en estudio a nivel poblacional.
- a : Es el número de grupos a evaluar.
- n : Es el tamaño de la muestra por grupo.
- D : Es la diferencia máxima entre dos tratamientos cualesquiera.

Los valores “D” ($D=85,12 N$) y la desviación Estándar ($\sigma=24,9175102 N$).se obtuvieron del estudio “*Compressive strength and compressive fatigue limit of conventional and high viscosity posterior resin composites*”. (Brandão et. al, 2005)

Tamaño de la muestra.

Considerando una potencia del test del 85% y un nivel de significancia del 5%, se determinó que el tamaño mínimo adecuado de la muestra por tratamiento fuera de por lo menos 4 dientes.

Variables

Factores independientes:

- Material de restauración (cualitativa – tricotómica / escala nominal).
- Tipo de cavidad (cualitativa – dicotómica / escala nominal).

Estos factores representan las variables independientes, pero, debido a que son manejadas por el operador, dejan de ser variables y se convierten en factores.

Variable dependiente:

- Límite de fractura, medida en Newton (N).

Covariable:

- Penetración, medida en milímetros (mm)

Se determinó la importancia de la inclusión de está covariable debido al alto rango de correlación entre sus valores y los valores de la variable dependiente, medido según el índice de Correlación de Pearson (Penetración Total y Carga total) que arrojó un valor de 0,529.

Definiciones conceptuales y operacionales

Límite de fractura (en resistencias compresivas):

- Definición conceptual: es la resultante de las tensiones o presiones que existe dentro de un sólido deformable, caracterizada porque tiende a una reducción de volumen o un acortamiento en determinada dirección, provocando, si se sobrepasa, la pérdida de continuidad del material.
- Definición operacional: cantidad de Newton (N) aplicados contra el material de manera axial, necesarios para producir su fractura.

Instrumento de medición

Se utilizó el Instrumento de Ensayo Universal Serie 3340, modelo 3343 Instron®, controlado mediante el software Bluehill® Lite de la misma compañía.

Los sistemas de ensayo de una sola columna de la serie 3340 son ideales para aplicaciones de tracción y/o compresión con ensayos de menos de 5 kN (1.100 lbf), Los sistemas de ensayo de una sola columna de la serie 3340 proporcionan sencillez, rendimiento y un precio asequible para el control de calidad y el ensayo de productos.

Características

- Intervalo de fuerza 100:1 (es decir, uso de la célula de carga al 1,0% de la capacidad sin pérdida de exactitud)
- Exactitud de la carga de un 0,5% de la carga indicada
- Frecuencia de adquisición de datos de 100 Hz
- Control completo mediante software (capacidad cíclica opcional)
- Reconocimiento automático del transductor
- Conforme totalmente con la normativa CE

Modelo 3343

- Capacidad de 1 kN (225 lbf)
- Espacio de ensayo vertical de 1067 mm (42 pulgadas)

Software Bluehill® Lite

El software de ensayo de materiales Bluehill® Lite proporciona todas las capacidades que necesita para manejar los requisitos de ensayos de tracción, compresión, flexión, pelado, desgarramiento, fricción y cíclicos simples estandarizados con rapidez y eficacia.

METODOLOGÍA

Preparación de la unidad de estudio

Se prepararon 48 unidades de estudio consistentes según los criterios de inclusión y exclusión detallados anteriormente, en premolares y molares previamente hidratados en una solución salina isotónica (Pashley, 1983).

El total de la muestra fue numerada aleatoriamente mediante funciones del software Excel 2010, desde el 1 al 48 (figura X), considerando según se muestra en la tabla VI.

Grupo	Nombre	Unidades de estudio
1	Amalgama Ad-Hoc	1 a 8
2	P90 Ad-Hoc	9 a 16
3	Z100 Ad-Hoc	17 a 24
4	Amalgama Estándar	25 a 32
5	P90 Estándar	33 a 40
6	Z100 Estándar	41 a 44

Tabla VI: distribución de las unidades de estudio en los grupos de trabajo

En las grupos 1, 2 y 3, se tallaron cavidades con la particularidad de mantener el grosor de material indicado para amalgama, adicional a lo que será desgastado para confeccionar el apoyo oclusal. De esta manera, sus dimensiones fueron establecidas según se muestra en las figuras 9 y 10.

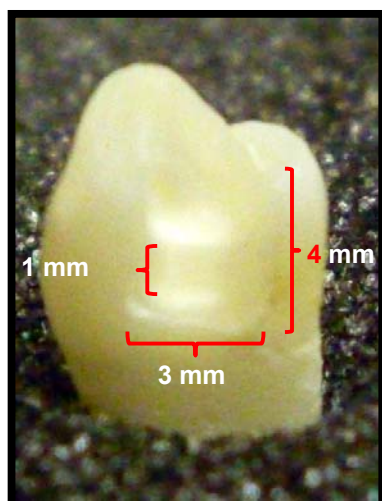


Figura 9: Preparación cavitaria Ad-Hoc y sus dimensiones, vista proximal

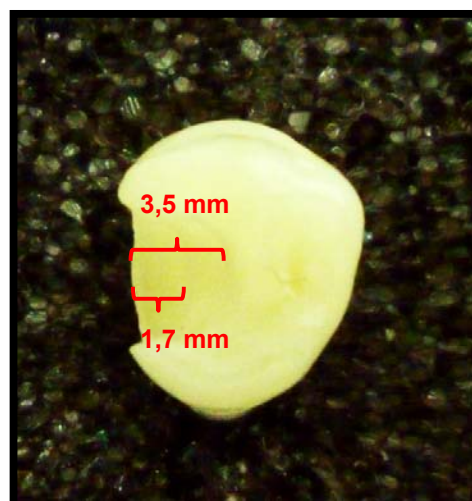


Figura 10: Preparación cavitaria Ad-Hoc y sus dimensiones, vista oclusal

Para los grupos 4, 5 y 6, se mantuvieron las dimensiones convencionales de preparación cavitaria para una cavidad de amalgama, independiente de las consideraciones de material desgastado para confeccionar el apoyo. De tal manera, sus dimensiones quedan según lo establecido en las figuras 11 y 12.

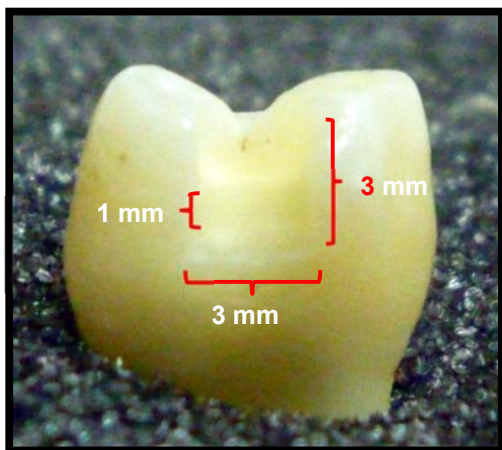


Figura 11: Preparación cavitaria Estándar y sus dimensiones, vista proximal

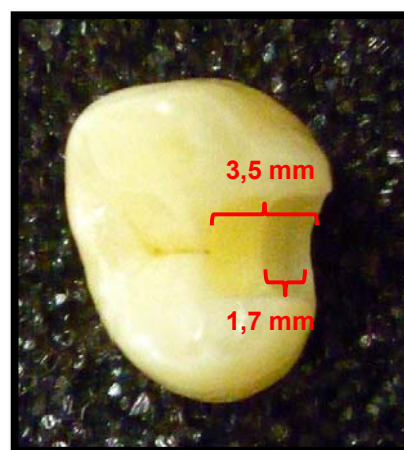


Figura 12: Preparación cavitaria Estándar y sus dimensiones, vista oclusal

Las fresas de diamante utilizadas para el tallado de las cavidades son cilíndricas de punta redonda, grano medio y poseen una longitud total de 3 mm, para el caso de las cavidades Estándar, y 4 mm para las cavidades Ad-Hoc. De esta manera, el cajón proximal fue tallado según la longitud total de la fresa, y el cajón oclusal, según los 2/3 de la longitud de ella. Para el tallado de las cavidades Ad-Hoc, se utilizó, en el cajón proximal, la longitud total de la fresa, y en el cajón oclusal, los 3/4 de ella.



Figura 13: fresa diamante cilíndrica punta redonda, 3 mm de longitud



Figura 14: fresa diamante cilíndrica punta redonda, 4 mm de longitud

Una vez concluida la fase de tallado de las cavidades, se restauró cada grupo con el material de restauración correspondiente.

Cada paso fue corroborado, en dimensiones, tanto en el tallado cavitario como en el tallado de los apoyos durante el proceso de tallado, con sonda periodontal Williams

La preparación cavitaria así como la restauración de todas las unidades de estudio fue realizada por el mismo operador.

Amalgama Kerr® Alloy

En los grupos 1 y 4 se restauró con Amalgama Kerr® Alloy en cápsulas (figura 15). La secuencia de restauración fue la siguiente (figura 16):

1. Preparación de la unidad de estudio: se posicionó banda matriz de 5 mm., montado en porta matriz tipo Tofflemire.
2. Trituración: se utilizó el amalgamador ProMix™ de Dentsply® (figura 17), en trituración rápida por 11 segundos, según las indicaciones del fabricante.
3. Aplicación de la aleación: con porta amalgama de doble punta.
4. Condensación de la aleación: se utilizó condensadores de tamaño medio, partiendo desde el cajón proximal hacia el oclusal.
5. Bruñido pre tallado: se realizó con bruñidor Ash, en forma centrípeta (Figura 18)
6. Tallado: realizado con talladores Frahm y Westcott, insinuando la anatomía dentaria.
7. Bruñido post tallado: realizado con bruñidor bolita.
8. Pulido: con puntas y gomas, con baja velocidad usando Micromotor NSK EX 203. (figura 19)



Figura 15: Amalgama Kerr® Alloy en cápsulas



Figura 16: materiales e insumos para la restauración con amalgama

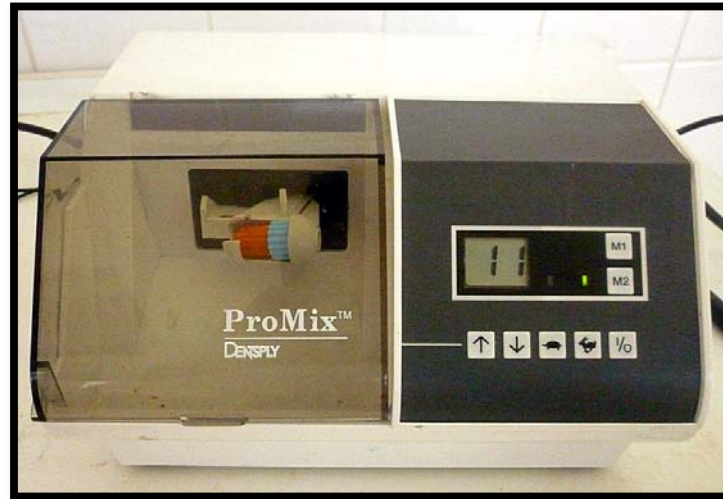


Figura 17: Amalgamador ProMix™,
Dentsply



Figura 18: Bruñido pre tallado
de restauración de amalgama



Figura 19: Restauración de
amalgama finalizada

Resina Compuesta de restauración posterior, de baja contracción Filtek™ P90

Los grupos 2 y 5 fueron restaurados con Resina Compuesta de restauración posterior de baja contracción Filtek™ P90 (figura 20), el cual es indicado de usar como un sistema, por el fabricante. Es decir, su utilización requiere de el uso de un Primer P90, más un Adhesivo P90, exclusivamente como materiales de acondicionamiento cavitario previo a la restauración.

El procedimiento utilizado fue el que se describe a continuación, según las indicaciones del fabricante, además del manejo clínico propio de los operadores, establecido como tal para este estudio (figura 21).

1. Preparación de la unidad de estudio: se lavó y secó la cavidad con spray de agua y aire, mas aire para secar.
2. Grabado acido: con Scotchbond™ Gel Grabador de ácido ortofosfórico al 37%, de forma uniforme en la cavidad, durante 15 segundos, y se lavó con chorro agua durante 15 segundos. Se secó la cavidad con chorro de aire.
3. Aplicación del Primer: se aplicó durante 5 segundos con microtip de forma uniforme sobre la preparación cavitaria. Se secó con chorro de aire durante y posteriormente se fotopolimerizó durante 10 segundos, en intensidad constante (Figura 22)
4. Aplicación de Adhesivo: se aplicó con un microtip distinto, uniformemente. Se secó con chorro de aire y se fotopolimerizó durante 10 segundos.
5. Aplicación del material de restauración: se restauró con espátula de composite American Eagle®, de doble paleta y de paleta y condensador. Se utilizó una cantidad suficiente para condensar aproximadamente incrementos de 2 mm, restaurando desde el cajón proximal, hacia el cajón oclusal. Se aplicó, posterior a cada incremento, fotopolimerización de forma constante por 40 segundos.
6. Pulido: Se pulió con puntas y copas en graduación de grano, desde menor a mayor grano (Figura 23).



Figura 20: Resina Compuesta de restauración posterior de baja contracción Filtek™ P90



Figura 21: materiales e insumos para la restauración con Filtek™ P90

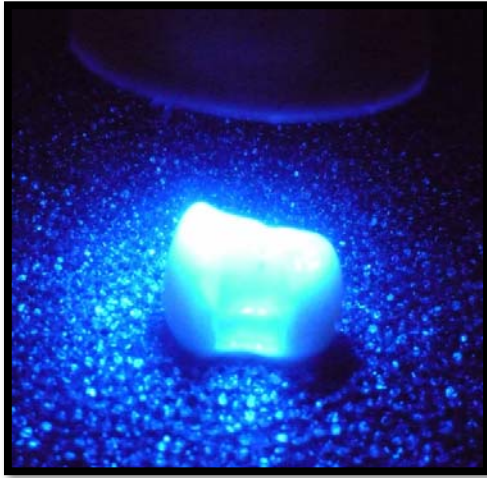


Figura 22: Polimerización de Primer P90 Figura 23: Restauración de Filtek™ P90 finalizada

Resina Compuesta Universal Filtek™ Z100™

Los grupos 3 y 6 fueron restaurados con Resina Compuesta Universal Filtek™ Z100™ (Figura 24), según las recomendaciones del fabricante. Para ello, se utilizó Scotchbond™ Gel Grabador de 3M y Adhesivo Adper™ Single Bond 2 de 3M, en las etapas de acondicionamiento previo a la aplicación del material de restauración (Figura 25).

1. Preparación de la unidad de estudio: se lavó y secó la cavidad con spray de agua y aire, mas aire para secar.
2. Grabado acido: con Scotchbond™ Gel Grabador de acido ortofosfórico al 37%, de forma uniforme en la cavidad, durante 15 segundos, y se lavó con chorro agua durante 15 segundos. Se secó la cavidad con chorro de aire (Figura 26).
3. Aplicación de Adhesivo: se aplicó Adhesivo Adper™ Single Bond 2 de 3M con un microtip, uniformemente. Se secó con chorro de aire y se fotopolimerizó durante 10 segundos.
4. Aplicación del material de restauración: se restauró con espátula de composite American Eagle®, de doble paleta y de paleta y condensador. Se utilizó una cantidad suficiente para condensar aproximadamente incrementos de 2 mm, restaurando desde el cajón proximal, hacia el cajón oclusal. Se aplicó, posterior a cada incremento, fotopolimerización de forma constante por 40 segundos.
5. Pulido: Se pulió con puntas y copas en graduación de grano, desde menor a mayor grano (Figura 27).



Figura 24: Resina Compuesta Universal Filtek™ Z100™



Figura 25: materiales e insumos para restauración con Filtek™ Z100™



Figura 26: Grabado ácido con Scotchbond Gel grabador



Figura 27: Restauración con Filtek™ Z100™ finalizada

Tallado de los lechos de apoyo

El tallado de los apoyos fue realizado por el mismo operador que realizó los pasos anteriores.

Fue efectuado sobre la restauración de todas las unidades de estudio, usando turbina NSK modelo PANAMAX tipo Push Botton.

Se usaron fresas redondas estandarizadas ISO tamaño 010 (1 mm de diámetro) (Figura 28), tallando el lecho en forma de uñeta con vértice hacia oclusal y base hacia proximal, causando una profundidad de 1 mm, consecuente con la aplicación del total del diámetro de la fresa en el lecho. Las medidas del lecho en se muestran en la figura 29.



Figura 28: Fresa redonda, grano medio ISO 010



Figura 29: Descanso oclusal y sus dimensiones

Una vez conformado el apoyo, fue corroborado con punta de la probeta superior, para que existiese concordancia en las dimensiones de ambos.

Confección de probetas para maquina Instron® serie 3343

Para realizar el estudio utilizamos dos probetas que se adaptaron a las boquillas de la maquina (figura 30 y 31), las cuales nos permitieron axializar las fuerzas de manera correcta, evitando sesgos y errores por mala ejecución.



Figura 30: Boquilla superior maquina Instron® serie 3343



Figura 31: Boquilla inferior maquina Instron® serie 3343

Probeta superior: Se diseño para simular el apoyo oclusal de una PPR. Se confeccionó en dos partes, una parte que es un cilindro que se adaptó a la boquilla de la maquina Instron® y otra parte que fue confeccionada en su totalidad en Cromo-Cobalto, a partir de un patrón de Acrílico Duralay® creado especialmente con esta finalidad, que se encajó en la probeta cilíndrica con el fin de unirse a la máquina (Figura 32)

La parte cilíndrica de la probeta se confeccionó a partir de un tubo de acero de 20,5 mm. de diámetro interior, con un largo total de 60 mm. Este largo tiene una división interna de metal que separa el tubo en dos cámaras de 30 mm cada una. La primera cámara. está diseñada para alojar la segunda parte de la probeta, mientras que la otra cámara. está diseñada para adaptarse a la boquilla de la máquina, es por esto que a 6 mm. de la separación posee un orificio que lo atraviesa de lado a lado de un grosor de 6,5 mm.

Mientras que la segunda parte de la probeta superior consiste en un cilindro basal de 20,3 mm. de diámetro, con altura de 45 mm. total. Esta altura se divide en dos partes, una de 20 mm. de largo que corresponde a un cilindro que se encajará en la otra parte de la probeta. Y la segunda parte consiste en un cono de base de 23

mm. y largo de 25 mm. el cual finaliza en una punta que emula la superficie que contacta con el diente de un apoyo oclusal Estándar. Este apoyo oclusal tiene una forma triangulo isósceles con aristas redondeadas, de base de 2 mm y altura de 2 mm. (Figura 33 y 34).



Figura 32: Probeta superior completa



Figura 33: Apoyo de cromo cobalto en la punta de probeta superior, vista superior



Figura 34: Apoyo de cromo cobalto en la punta de probeta superior, vista lateral

Probeta Inferior: Está diseñada para recibir la unidad de estudio. Consiste en una base cilíndrica de 20,3 mm. de diámetro, y 50 mm. de altura, confeccionada en acero. Este largo tiene una división interna de metal que separa el tubo en dos cámaras, una de 20 mm y otra de 30 mm. La cámara de 20 mm. está diseñada para alojar la unidad de estudio, mientras que la cámara de 30 mm. está diseñada para adaptarse a la boquilla de la máquina, es por esto que a 6 mm. de la separación posee un orificio que lo atraviesa de lado a lado de un grosor de 6,5 mm. (Figura 35)



Figura 35: Probeta Inferior

Las unidades de estudio preparadas fueron montadas en las probetas inferiores, en una base de yeso extraduro (Figura 36), mediante la colocación de clips ajustados al cuello dentario y con aletas hacia los bordes de la probeta (Figura 37), de tal manera de evitar la migración apical de la pieza dentaria durante el fraguado del yeso y cualquier alteración de la posición que pudiera haber interferido en la perfecta correspondencia a momento del ensayo, de los descansos tallados con el apoyo de la probeta superior (Figura 38).



Figura 36: Materiales para realizar el montaje de la unidad de estudio preparada

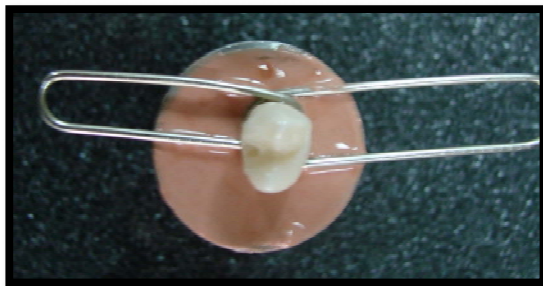


Figura 37: Unidad de estudio preparada y posicionada



Figura 38: Probeta inferior con unidad de estudio preparada montada

Metodología de la prueba de compresión

Se situaron ambas probetas en las boquillas de la maquina y se sujetaron mediante un pasador cilíndrico de acero, el cual es parte de la máquina Instron® serie 3343 De forma manual, se aproximaron ambas probetas de manera de ajustarlas de forma que encajaran el apoyo sobre el lecho tallado, sin ejercer presión aun. Una vez posicionadas las probetas, se mandó la orden mediante el software de control Bluehill® Lite, aplicando un desplazamiento controlado de 0,035 milímetros por minuto, obtenido puntos de información en el rango de 10 puntos por segundo. Esta información quedó registrada en un tabla y grafico de penetración (milímetros) versus carga (Newton), aportando, así, un dato exacto por cada punto de medición.

Una vez comenzado el ensayo, se ejercía la carga uniformemente hasta el momento que la carga constante descendía de manera súbita e interrumpía la carga uniforme (Figura 39). Es importante destacar que hubo ciertas ocasiones se producían descargas de baja magnitud, que luego continuaban la carga uniforme, y se interpretaron como leves acomodamientos entre las superficies de contacto.

Una vez concluido en ensayo, se desmontaron las probetas y se observó la zona de fractura del material, obteniendo un registro fotográfico de cada una (Figura 40).



Figura 39: ensayo de compresión en Máquina Instron® serie 3340 en ejecución



Figura 40: Ejemplos de fracturas en unidades de estudio restauradas con Filtek™ Z100, Kerr® Alloy y Filtek™ P90, respectivamente

Análisis estadístico

Para analizar los resultados de este estudio se utilizara un análisis de comparación de medias (Límite de fractura), a través del ANOVA bajo un modelo de dos factores fijos.

En caso de detectar alguna diferencia estadísticamente significativa, se utilizaran los test de comparaciones múltiples de Tuckey y Bonferroni.

El software utilizado para el análisis estadístico fue Minitab 15.

RESULTADOS

Evaluación de límite de fractura y penetración: Se determinó como límite de fractura (F), cuando la carga medida en Newton (N), dejó de aumentar secuencialmente y consecutivamente disminuyó de forma brusca.

En cambio, la penetración (P) se midió en milímetros (mm.), y como la diferencia del avance de la punta de la probeta superior, desde el momento de la carga (P inicial) hasta el límite de fractura (P final) ($P = P_{\text{final}} - P_{\text{Inicial}}$).

Los datos se obtuvieron por grupo de trabajo los cuales se expondrán de forma detallada a continuación y serán numerados:

1. Amalgama Ad-Hoc (Tabla VII y Gráficos 1 y 2): Media F: 231 N, Media P: 0,69 mm.

Diente	P (mm.)	F (N)
1	0,56046	322,21
2	0,81078	149,26
3	0,28859	107,14
4	0,20093	97,87
5	0,44906	163,52
6	1,18625	117,19
7	0,55297	400,38
8	1,47688	490,43

Tabla VII: Valores de F y P, para grupo 1

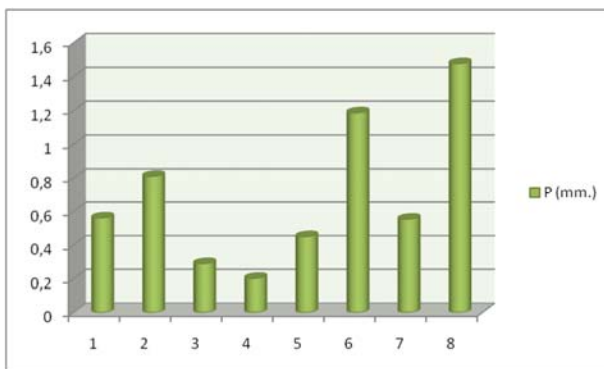


Gráfico 1: Penetración en mm. en las amalgamas Ad-Hoc

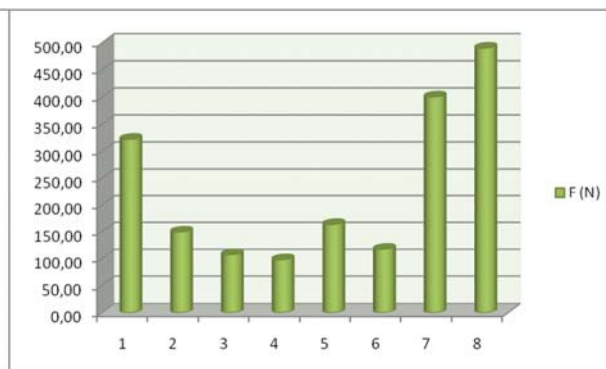


Gráfico 2: Fuerza en N. en las amalgamas Ad-Hoc

2. P90 Ad- Hoc (Tabla VIII y Gráficos 3 y 4): Media F: 313,33 N, Media P: 0,90 mm.

Diente	P (mm.)	F (N)
9	1,4511	443,53
10	0,78422	328,51
11	1,38749	476,83
12	0,77953	237,88
13	1,005	427,75
14	0,57312	238,00
15	0,59563	203,33
16	0,64875	254,11

Tabla VIII: Valores de F y P, para grupo 2

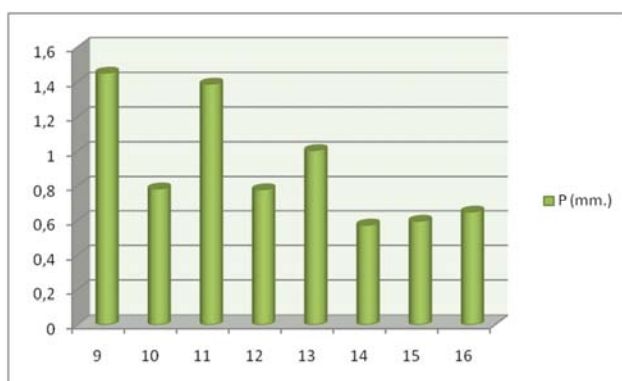


Gráfico 3: Penetración en mm. en P90 Ad-Hoc

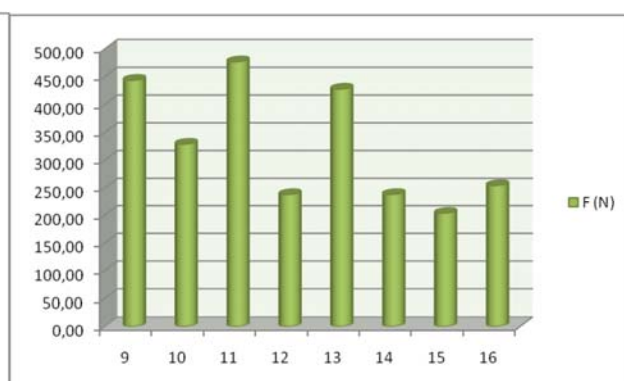


Gráfico 4: Fuerza en N. en P90 Ad-Hoc

3. Z100 Ad-Hoc (Tabla IX y Gráficos 5 y 6): Media F: 290,15 N, Media P: 0,92 mm.

Diente	P (mm.)	F (N)
17	0,42	231,32
18	1,84	390,12
19	0,55	100,64
20	0,93	160,55
21	0,67	160,45
22	1,25	514,93
23	0,74	262,48
24	0,94	500,74

Tabla IX: Valores de F y P, para grupo 3

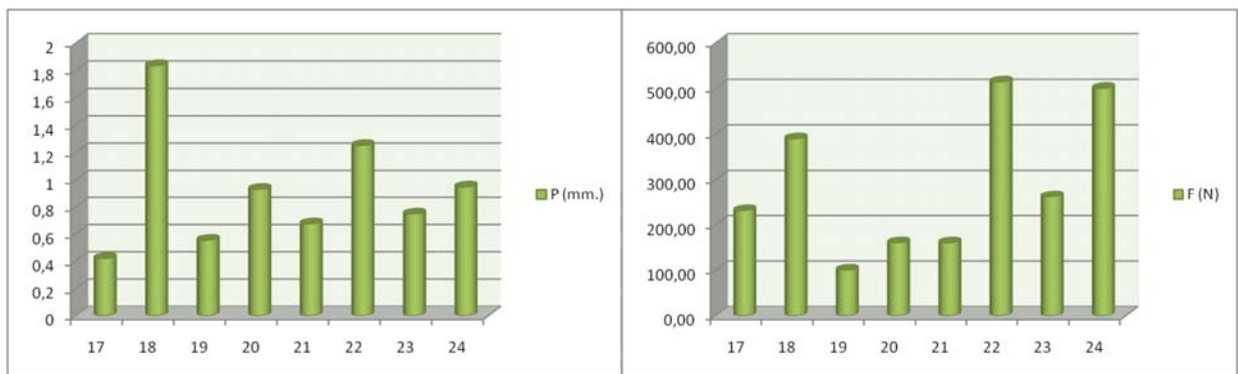


Gráfico 5: Penetración en mm. en Z100 Ad-Hoc

Gráfico 6: Fuerza en N. en Z100 Ad-Hoc

4. Amalgama Estándar (Tabla X y Gráficos 7 y 8): Media F: 221,92 N, Media P: 0,83 mm.

Diente	P (mm.)	F (N)
25	1,03	113,46
26	0,61	52,34
27	1,55	236,93
28	0,89	296,64
29	0,59	417,97
30	0,47	191,01
31	0,35	110,92
32	1,11	356,11

Tabla X: Valores de F y P, para grupo 4

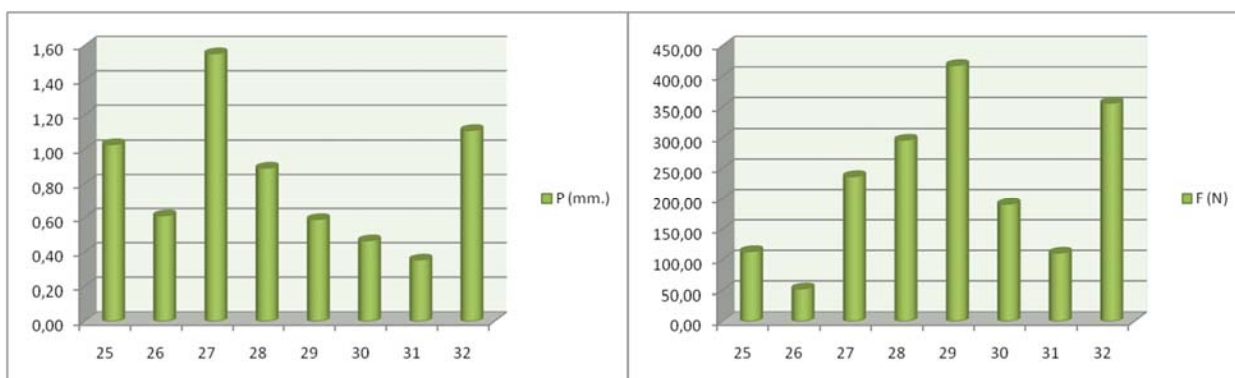


Gráfico 7: Penetración en mm. en las amalgamas Estándar

Gráfico 8: Fuerza en N. en las amalgamas Estándar

5. P90 Estándar (Tabla XI y Gráficos 9 y 10): Media F: 136,41 N, Media P: 0,86 mm.

Diente	P (mm.)	F (N)
33	2,50	346,26
34	0,65	54,73
35	0,58	49,55
36	0,29	28,87
37	1,36	189,11
38	0,34	102,26
39	0,19	43,43
40	0,95	277,05

Tabla XI: Valores de F y P, para grupo 5

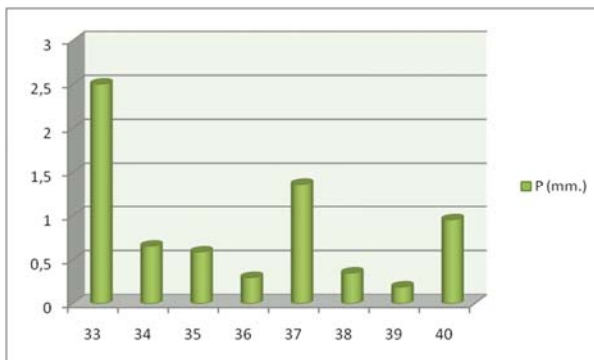


Gráfico 9: Penetración en mm.
P90 Estándar

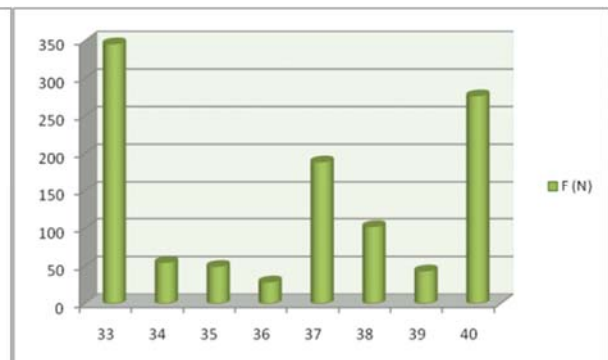


Gráfico 10: Fuerza en N. en
P90 Estándar

6. Z100 Estándar (Tabla XII y Gráficos 11 y 12): Media F: 247,62 N, Media P: 0,80 mm.

Diente	P (mm.)	F (N)
41	0,60	210,05
42	1,04	403,14
43	0,57	107,72
44	0,87	240,27
45	0,93	161,90
46	0,71	267,45
47	0,82	481,47
48	0,86	108,93

Tabla XII: Valores de F y P, para grupo 6

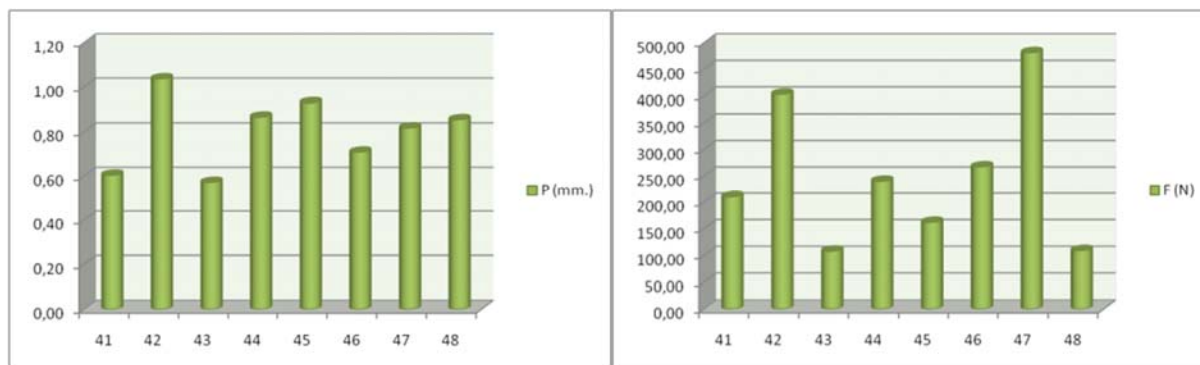


Gráfico 11: Penetración en mm. en Z100 Estándar

Gráfico 12: Fuerza en N. en Z100 Estándar

Antes de plasmar el análisis estadístico, es necesario calcular las medias de F de los diferentes grupos interrelacionados (Tablas XIII y XIV; Gráficos de 13 a 16):

Tipo de cavidades	F (N)
Ad-Hoc	278,16
Estándar	201,16

Tipo de restauración	F (N)
Amalgama	226,46
Z100	268,89
P90	224,87

Tabla XIII: Medias de los diferentes tipos de cavidades

Tabla XIV: Medias de los diferentes tipos de restauraciones

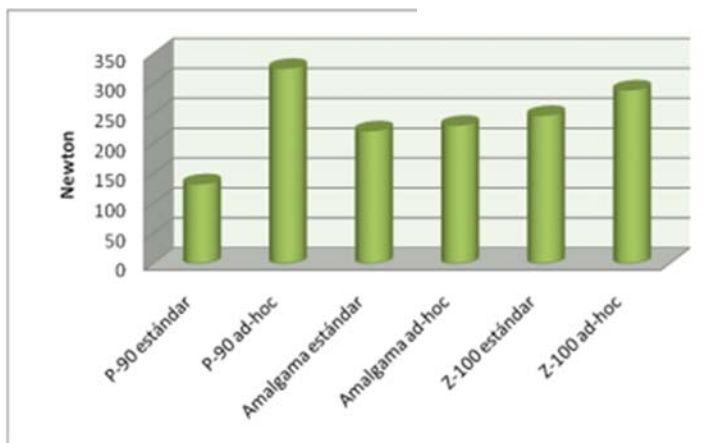


Gráfico 13: Medias de los diferentes grupos

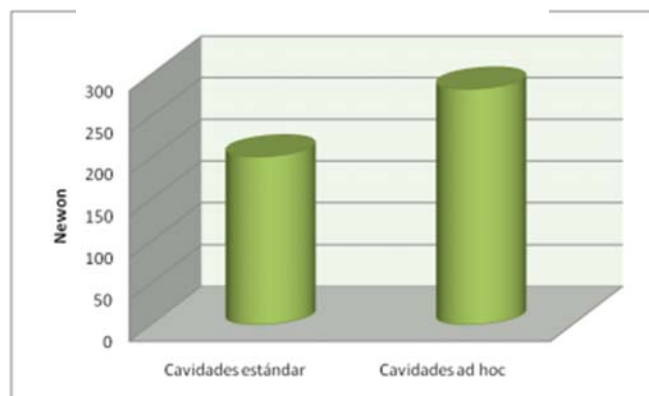


Gráfico 14: Medias de los diferentes tipos de cavidades

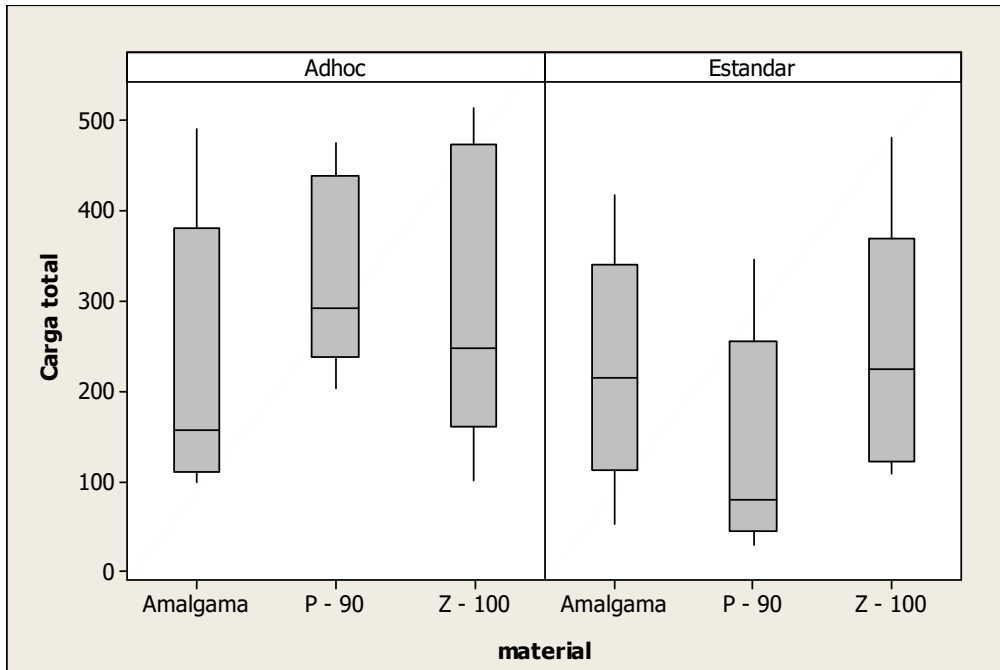


Grafico 15: grafico de caja de carga total, por grupo de trabajo

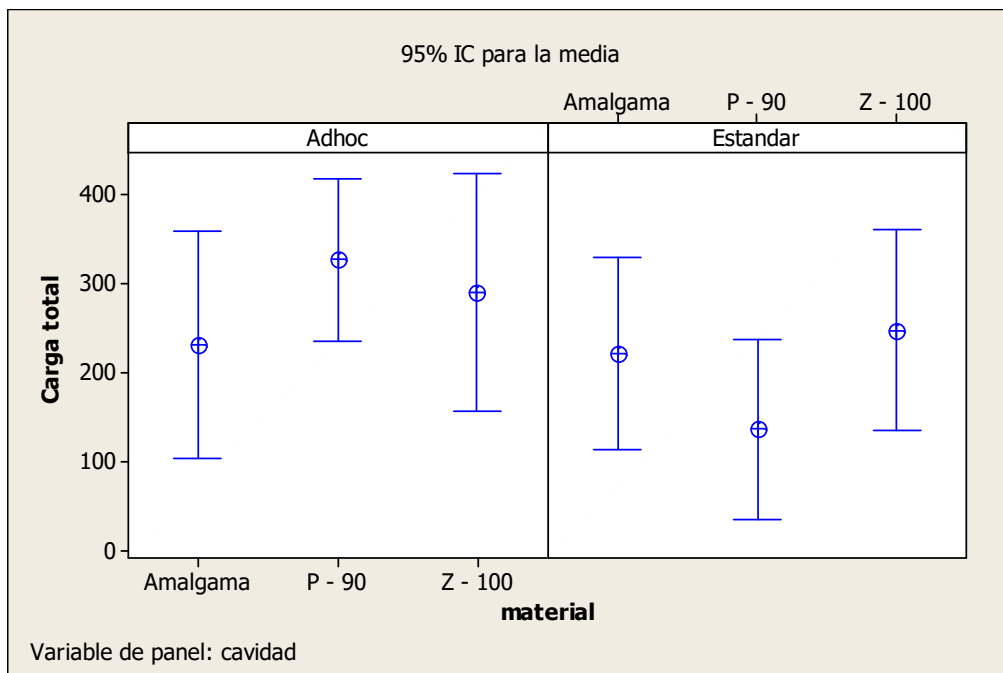


Grafico 16: grafico de intervalos de carga total, por grupo de trabajo

Análisis estadístico: Se analizaron los valores máximos de resistencia, llamados Fractura, estadísticamente mediante el test ANOVA con un modelo lineal general con dos factores fijos (Tabla XV y XVI; Gráficos 17 y 18), donde la hipótesis nula a contrastar es:

H_{0a}: No existe diferencia estadísticamente significativa en el Límite de Fractura (F) entre cavidades Estándar y Ad-Hoc.

H_{0b}: No existe diferencia estadísticamente significativa en el Límite de Fractura (F) entre los materiales de restauración ensayados.

H_{0c}: No existe diferencia estadísticamente significativa en el Límite de Fractura (F) entre los seis grupos de estudio.

Se utilizó un nivel de significancia del 5%, obteniendo los siguientes resultados:

Fuente	GL	SC sec.	SC ajust.	MC ajust.	F	P
penetración Total	1	261715	246839	246839	19,42	0,000
material	2	14002	13992	6996	0,55	0,581
cavidad	1	74919	74947	74947	5,90	0,020
material*cavidad	2	65162	65162	32581	2,56	0,089
Error	41	521122	521122	12710		
Total	47	936921				

S = 112,740 R-cuad. = 44,38% R-cuad.(ajustado) = 36,24%

Tabla XV: ANOVA del modelo general

Término	Coef	Coef. de EE	T	P
Constante	104,45	35,25	2,96	0,005
penetración material	165,29	37,51	4,41	0,000
Amalgama	-3,33	23,19	-0,14	0,886
P - 90	-19,05	23,09	-0,82	0,414
cavidad Adhoc	39,52	16,27	2,43	0,020
material*cavidad				
Amalgama Adhoc	-23,80	23,17	-1,03	0,310
P - 90 Adhoc	52,05	23,02	2,26	0,029

Tabla XVI: ANOVA de componentes del modelo

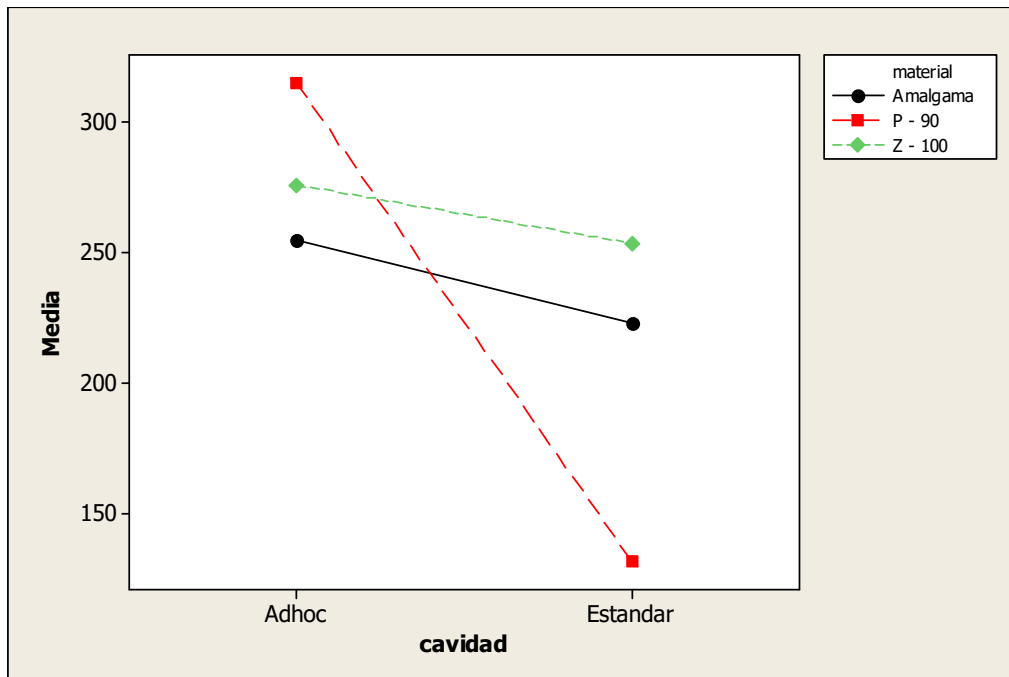


Gráfico 17: Gráfica de interacción para carga total.

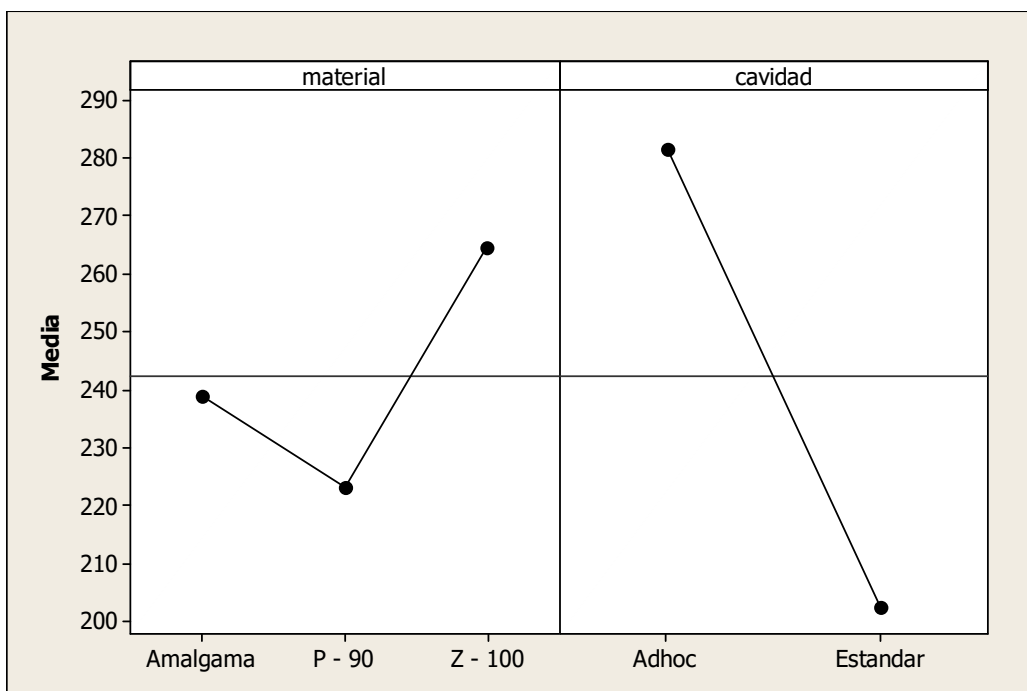


Gráfico 18: Gráfica de efectos principales para carga total.

En el primer caso se evaluó el comportamiento de las cavidades Estándar versus las cavidades Ad-Hoc. Para este conjunto existieron diferencias significativas que nos permiten rechazar la hipótesis nula. ($p= 0.020$). En ese caso, se plantea la hipótesis nula (estadística) que el factor no varia

En el segundo caso se analizó el comportamiento del tipo de materiales de restauración entre sí. Lo cual obtuvo valores que no son estadísticamente significativos, por ende no rechazan la hipótesis nula. ($p > 0.05$).

En un tercer caso se calculó la significancia estadística del material de restauración en interacción con el tipo de cavidad. De los seis grupos obtenidos, solo en uno de ellos se observó un valor de p estadísticamente significativo, lo que permite rechazar la hipótesis nula en el grupo de P90 Ad-Hoc. ($p= 0.029$). Para los cinco grupos restantes el test arrojó probabilidades menores al 95%.

DISCUSIÓN

Actualmente, las ciencias de todo tipo han avanzado de manera exponencial gracias a las publicaciones, que han mantenido con vida el espíritu de encontrar respuestas a las interrogantes que crecen día a día. Aún así, el esfuerzo puesto en este trabajo por millones de científicos, no ha permitido saldar todas las dudas en todas las ramas actuales, y la odontología no es la excepción.

Es por esto que hemos encontrado un vacío al momento de preguntarnos qué hacer cuando debemos tallar un apoyo de prótesis removible sobre una restauración. A pesar de buscar mucha información al respecto no nos fue posible encontrar datos que no se basaran más que en la mera experiencia clínica, cosa que hoy en día no es completamente satisfactoria debido a la posibilidad de realizar un estudio científico para saldar esta deuda. Cabe destacar que muchos autores aseveran que las restauraciones indirectas son las que están mejor diseñadas para cumplir este objetivo (Loza, 2006; Mallat, 1998), aún así es para nosotros importantes descubrir una buena alternativa de restauración directa, ya que disminuye los costos para el paciente, los tiempos clínicos de la preparación biomecánica y además de ser consecuente con la estrategia preventiva de la odontología mínimamente invasiva, permitiendo mantener más remanente.

Basándonos en lo anterior el objetivo que nos planteamos fue claro: identificar cual de las alternativas que ofrece el mercado para realizar restauraciones directas, nos permite obtener un mejor resultado al tallar un descanso oclusal en él, debido a la amplitud que presenta este tema, hemos decidido enfocarnos solo en dientes posteriores ya que son ellos, por lo general, los que reciben las mayores cargas oclusales, al encontrarse ubicados en la zona del baricentro masticatorio o de su defecto, en la zona molar, dejando la vía abierta para el análisis en otras zonas de la arcada.

Dentro de los materiales que utilizamos se encontraba la amalgama de fase dispersa, un composite universal y un composite de última generación, de baja contracción.

Elegimos utilizar amalgama porque es un material de restauración que aun no es completamente desplazado por los composites, debido a su buena adaptación marginal y su longevidad en boca, por ende aún presente en la boca de muchos pacientes, sobre todo en aquellos pacientes de más edad que son el grupo etario de mayor susceptibilidad a utilizar prótesis removibles, considerando, por ejemplo, que entre un 35 y un 50% de los mayores de 60 años en Chile son desdentados totales (Soto, 1994). Elegimos una amalgama de alto contenido de cobre y de fase dispersa.

El segundo material utilizado, fue un composite universal, el cual es un material indicado y utilizado de forma indiferente en sectores anteriores y posteriores. Es por esta razón que debemos incluirlo en el estudio, ya que es una alternativa de uso muy posible en la vida odontológica, tanto en el sector privado como en el público. Tiene la ventaja de ser de un bajo costo relativo y de manipulación cómoda para el operador, a diferencia de otros tipos de composite que presentan mayor cantidad de relleno, lo que los hace más difícil en la condensación y a unión mediante las técnicas incrementales de restauración. Presenta además, variedad de colores en y es, para el odontólogo, una vía fácil y rápida de acceder a la mayoría de las posibilidades clínicas de restauración.

Por último, hemos elegido un composite de baja contracción, de última generación, debido a dos razones fundamentales: es un composite indicado específicamente para la restauración de dientes posteriores y es que difiere de los tradicionales en su composición química, lo que nos otorga ventajas o desventajas que aún están por descubrir mediante los estudios clínicos que se pudiesen realizar, y que nos han llamado la atención al punto de querer sumarnos en la empresa.

Por otra parte nos llama la atención un factor indispensable al momento de realizar la preparación biomecánica en una restauración: corresponde a la cantidad de material retirado para conformar el descanso, que podría mermar el comportamiento del material de restauración al no respetar sus grosores mínimos según lo establecido en los conceptos de planimetría cavitaria. Es el caso, por ejemplo, de la amalgama, que se fundamenta en la mantención de un grosor mínimo en el material de restauración. Así, la cavidad fue modificada y diseñada para respetar estos márgenes, y fue extrapolada para las restauraciones de resina compuesta de forma de estandarizar la planimetría usada para la prueba experimental.

Enfocándonos en los resultados, al comparar lo obtenido entre las dos alternativas de cavidad, obtuvimos una significancia estadística de acuerdo con lo propuesto, para el Grupo Ad – Hoc, que nos muestra una medida favorable para el comportamiento de este, por sobre las cavidades Estándar. Esto nos hace inferir que el mantener un grosor de material mayor nos permite un mejor comportamiento a la resistencia compresiva. Sería interesante descubrir cuál es el efecto específico del grosor en la creación de una cavidad ideal y por el contrario, cuándo deja de incrementar sus propiedades mecánicas de compresión en virtud de este.

Otro caso importante de analizar es el comportamiento de cada grupo en función de la interacción del material de restauración con las cavidades propuestas. En ello, se observó que sólo el grupo P90 Ad-Hoc obtuvo valores con significancia

estadística, a diferencia de los otros cinco grupos restantes. Al verlo específicamente, su comportamiento mecánico de resistencia compresiva fue muy superior al grupo de P90 Estándar. Esto nos indica que las propiedades de este material de restauración se ven amplificadas en términos de resistencia, el incrementar su grosor, y que esta sería la combinación de material y cavidad que nosotros recomendaríamos como la mejor a utilizar en casos de hacer una restauración directa para realizar el apoyo, debido al sustento estadístico de la que esta combinación se jacta.

En contraste con lo obtenido anteriormente, no nos fue posible encontrar diferencias estadísticas en los otros cinco grupos, como ya lo habíamos mencionado. Aún así podemos sacar algunas conclusiones que nos pueden dar algún tipo de referencia en cuanto a los materiales y sus cavidades. Una de ellas es que el comportamiento de la amalgama fue similar al del composite universal, a pesar de lo encontrado en los estudios expuestos en el marco teórico, que inferían que la amalgama debería habernos arrojado un mejor comportamiento (Sánchez, 2009). Otra conclusión de no menor importancia, es que el grupo de composite de baja contracción en cavidad Estándar nos dio una resistencia menor a la de todos los otros grupos, lo que podría inferir que el comportamiento en bloque de este tipo de restauración, cuando a compresión nos referimos, es mejor mientras el grosor del material sea mayor.

El experimento en si constó de varias fortalezas, dentro de las cuales podemos nombrar la utilización de la maquina Instron® serie 3343, la cual nos permitió ejercer fuerzas continuas y controladas, aumentadas a intervalos regulares que el operador definió al inicio del estudio, además todo esto controlado mediante un software especializado de la misma empresa. Otra medida que disminuyó el sesgo fue utilizar la misma probeta superior para realizar todas las pruebas, evitando una posible alteración en la forma de otras hipotéticas probetas superiores, que pudieran haber alterado el resultado. Además utilizamos amalgamas todas de un mismo lote, y las restauraciones de composite se realizaron todas desde el mismo tubo, con el fin de evitar pequeñas diferencias y distorsiones del mismo material, y todo esto realizado por el mismo operador.

Pero no podemos referirnos solamente a las fortalezas; debemos también hacer hincapié en aquellos detalles que podrían ser mejorados en futuros estudios, para disminuir aquellas variables que nos lleven a error. Una de ellas fue la imposibilidad de lograr cavidades y apoyos absolutamente iguales en todas sus dimensiones, debido a la inevitable diferencia de sensibilidad del operador, aún trabajando con sondas de medición y fresas estandarizadas. Otro factor que puede ser mejorado, es el tallado, de la probeta superior mediante una maquina de fresado

automatizada, que permita un control estricto de la forma de la punta de la probeta. Por último recomendamos que en futuros estudios similares, el posicionamiento de los dientes en las probetas, sea a través de un sistema creado especialmente con este propósito, con el fin de lograr una axialización perfecta de las fuerzas.

CONCLUSIONES

- Comparativamente la Resina Compuesta de restauración posterior, de baja contracción Filtek™ P90 de 3M, restaurada en cavidad Ad-Hoc, obtuvo una resistencia compresiva estadísticamente superior a los otros grupos de estudio.
- Las resistencias compresivas de la Amalgama de fase dispersa Kerr® Alloy, la Resina Compuesta universal Filtek™ Z100 de 3M y la Resina Compuesta de restauración posterior, de baja contracción Filtek™ P90 de 3M utilizadas en cavidades Estándar no tienen diferencias estadísticamente significativas entre sí.
- Las resistencias compresivas de la Amalgama de fase dispersa Kerr® Alloy, la Resina Compuesta universal Filtek™ Z100 de 3M tienen menor resistencia compresiva que la Resina Compuesta de restauración posterior, de baja contracción Filtek™ P90 de 3M utilizadas en cavidades Ad-Hoc.
- Las resistencias compresivas de la Amalgama de fase dispersa Kerr® Alloy, la Resina Compuesta universal Filtek™ Z100 de 3M y la Resina Compuesta de restauración posterior, de baja contracción Filtek™ P90 de 3M en cavidades Ad-Hoc, son estadísticamente más altas que la de estos mismos materiales en cavidades Estándar.

SUGERENCIAS

Después de realizar este estudio y al tratar de abrir una pequeña ventana de la rama de la prostodoncia aún no estudiada, nos hemos encontrado con varias aristas que este estudio no abarca a totalidad y que podría aumentar el conocimiento en esta área, dentro de las que podríamos mencionar están:

- Realizar el estudio enfocándose en los diferentes tipos de dientes de la arcada por separado, para evitar que las variaciones entre estos puedan influir en los resultados.
- Es de mucha utilidad en un estudio trabajar con muestras de mayor tamaño; así, los datos obtenidos serán también mayores.
- Aumentar las dimensiones del apoyo, en sentido próximo proximal, con el fin de tener un apoyo mayor en el piso de la cavidad.
- Estandarizar de manera más eficaz las cavidades y la probeta superior utilizando un sistema de diseño y fresado por computación. (CAD/CAM)
- Realizar un estudio de fatiga de las restauraciones que pueda complementar el estudio de resistencia compresiva.

RESUMEN

BACKGROUND: La necesidad creciente de interacción entre odontología restauradora y rehabilitación protésica nos hace tener que confeccionar, muchas veces, sobre un material de restauración, un lecho de apoyo de prótesis parcial, cumpliendo ello un papel fundamental en la interacción como agentes receptores del apoyo protésico. **OBJETIVOS:** Comparar las resistencias compresivas de los materiales de restauración a usar como lechos de apoyo de prótesis removible parcial, en cavidades Estándar y Ad-Hoc. **MATERIALES Y MÉTODO:** Se prepararon 48 premolares y molares con cavidades estándar (literatura) y ad-hoc (manteniendo el grosor de material mínimo, post-tallado del lecho). Luego fueron restaurados con Amalgama KerrAlloy®, Resina compuesta P90® 3M/ESPE y Resina compuesta Filtek Z100® 3M/ESPE, formando 6 grupos de trabajo. A cada grupo se tallo un lecho de apoyo estandarizado, y fueron ensayados en prueba de compresión utilizando la maquina Instron® serie 3343. **RESULTADOS:** se obtuvo significancia estadística ($p < 0,05$) para cavidades Ad-Hoc vs Estandar, y para la interaccion entre cavidad Ad-Hoc con Resina Filtek P90®. **DISCUSION:** Los valores obtenidos para la cavidad Ad-Hc concuerdan con lo planteado inicialmente, no así, con los valores individuales de cada grupo, en los cuales, las propiedades de la amalgama no resultaron tan altas como lo previsto en la literatura. **CONCLUSIONES:** la Resina Compuesta de restauración posterior, de baja contracción Filtek™ P90 de 3M en cavidad Ad-Hoc obtuvo una resistencia compresiva estadísticamente superior a los otros grupos de estudio; las resistencias compresivas de todos los materiales en cavidad ad-hoc son estadísticamente mayores que la de ellos en cavidades Estándar.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Anusavice K.J. (2004), Solidificación y microestructura de los materiales, Phillips ciencia de los materiales dentales, 77-111, Ed. Elsevier, Philadelphia, EE.UU.
- Baran I.; Ergün G; Semiz M. (2007): Socio-Demographic and Economic Factors Affecting the Acceptance of Removable Dentures. Eur J Dent. April 1(2): 104-110
- Barrancos J, Barrancos P. (2006) Operatoria dental, Integración clínica. Ed. Panamericana, Buenos Aires, Argentina.
- Brandão L; Adabo G; Vaz L; Cury J (2005): Resistência a compressão e limite de fadiga compressiva de resinas compostas convencional e de alta viscosidade para dentes posteriores, Braz Oral Res 19(4):272-277
- Carr A.B.; Brown D. T.; McGivney G. P. (2006) Mccracken Prótesis parcial removible, Elsevier Mosby, Philadelphia, EEUU.
- Cátedra de Operatoria dental (2008), Amalgama, Cátedra de operatoria dental, Universidad de Valparaíso, Chile.
- Cátedra de Prótesis Removible (2008), Clasificación de la casuística, Cátedra de prótesis removible, Universidad de Valparaíso, Chile
- Chang R. (2002) Metalurgia y química de los metales, Química, 812, Ed. McGraw-Hill. New York, EE.UU.
- Cosme D. C.; Baldisserotto S. M.; Fernandes E. L.; Rivaldo E. G.; Rosing C. K.; Shinkai R. S. (2006): Functional evaluation of oral rehabilitation with removable partial dentures after five years. J Appl Oral Sci. 14 (2): 111-116
- Cromer A.H. (2007) Fuerza, Física para las ciencias de la vida, Pág. 25, Ed. Reverté, Barcelona, España
- Davenport J. C.; Basker R.M; Heath J. R; Ralph J. P.; Glantz P-O; Hammond P (2001) Tooth Preparations, Brit Dent J, Vol 190, N° 6, 288-294
- Davenport J.C.; Basker R. M; Heath J. R; Ralph J. P; Glantz P. O.; Hammond P. (2001): Connectors. Brit Dent J, 190, N° 4, 184-191.

- García L.; Olavarría E (2001). Diseño en Prótesis parcial removible, Prótesis Parcial Removible, secuencia practica y lógica para su diseño, 85-86, Ed. Universidad de Valparaíso, Valparaíso, Chile
- Hervas-García A; Martínez M; Cabanes J; Escribano A; Fos P. (2005) Composite resins. A review of the materials and clinical indications. Med Oral Patol Oral Cir Bucal, 11: 215-20
- Ilie N., Jelen E., Clementino-Luedemann T., Hickel R., Low-shrinkage Composite for Dental Application, Dental Material Journal, 2007, 26(2): 149-155.
- INE (2007) Enfoque estadístico del adulto mayor en Chile. Gobierno de Chile
- Jelenko. Alloy specification sheet, 11/24/2010
- Jones P. M., Complete dentures and the associated soft tissues, J Prosthet Dent, 1976, 36(2):136–149.
- Kapur K., Shklar G., The effect of complete dentures on alveolar mucosa, J Prosthet Dent, 1963, 13(6):1030–1037.
- Koc D; Dogan A; Bec B (2010) Bite Force and Influential Factors on Bite Force Measurements: A Literature Review, Eur J Dent Vol. 4, 223-232
- Krajicek D. D., Dooner J., Porter K., Observations on the histologic features of the human edentulous ridge. Part I: Mucosal epithelium, J Prosthet Dent, 1984, 52(4):526–531.
- Loza D.; Valverde H.R. (2006) Diseño de prótesis parcial removible, Editorial médica Ripano, Madrid, España.
- Madariaga R. (2010), Facultad de Odontología, Universidad de Valparaíso, Chile.
- Mallat E. (2001): Consideraciones periodontales en el diseño de la prótesis parcial removible, Geodental.
- Mallat E.; Keogh T.P, (1998), Prótesis parcial removible: clínica y laboratorio. Ed. Harcourt Brace, Madrid, España
- Manss A.; Díaz G. (1995) Análisis morfofuncional de los componentes fisiológicos del sistema estomatognático, Sistema estomatognático, pág. 8, Editorial Universidad de Chile, Santiago, Chile.

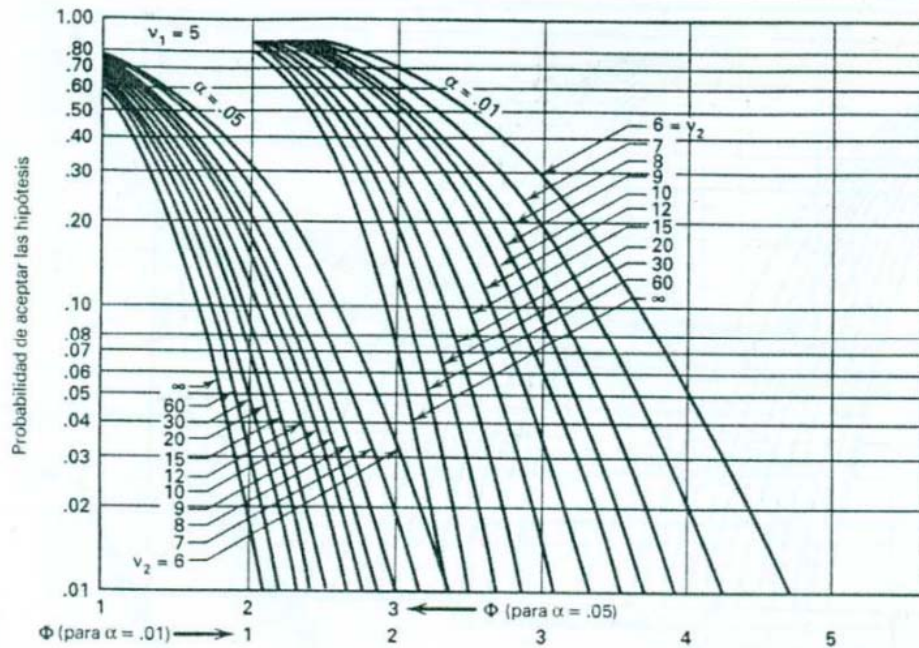
- Okeson J. P. (2003): Tratamiento de Oclusión y Afecciones Temporomandibulares, Ed. Elsevier, Philadelphia, EE.UU.
- Pashley EL, Pashey DH. Sterilization of human teeth: Its effect on permeability and bond strength. Am J Dent 1983; 6(4):189-91
- Perfil Técnico del producto 3M™ Filtek™ P60 Restaurador posterior
- Perfil Técnico del producto 3M™ Filtek™ Z100 Restaurador Universal
- Perfil Técnico del producto SDI Alloy, Admix Amalgam
- Sánchez I; García A; Portoles C; Arizmendiarieta M; Soler J; Triana G (2009): Influencia que ciertas condiciones de manipulación ejercen sobre la resistencia compresiva de modernas amalgamas de alto contenido en cobre, Dentum 9 N°3: 115-118.
- Shillingburg H, Hobo S.; Whittset L; Jacobi R.; Brackett S. (1997) Fundamentos esenciales en prótesis fija, Ed. Quintessence, Barcelona, España.
- Soto R. "Estado de la Salud Bucal y Nutricional de Adultos Mayores". Geriatrika, 1994; 2, págs. 35-8

ANEXOS

Anexo 1: Curvas características de Operación.

Son curvas que ayudan a determinar el tamaño mínimo de muestra por grupo cuando se evalúa solo un factor, los grados de libertad del numerador dependen de la cantidad de grupos a comparar ($v_1 = N^\circ$ tratamientos - 1) y los grados de libertad del denominador dependen de la cantidad de observaciones que se quieran evaluar, a continuación se muestra la curva característica cuando se tienen 2 grados de libertad del numerador:

V. Curvas de operación característica para el análisis de varianza del modelo con efectos fijos (continuación)

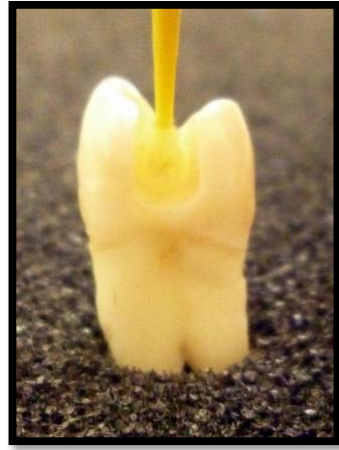


*Anexo 2: Registro fotográfico de restauración de Amalgama de fase dispersa
Kerr® Alloy*

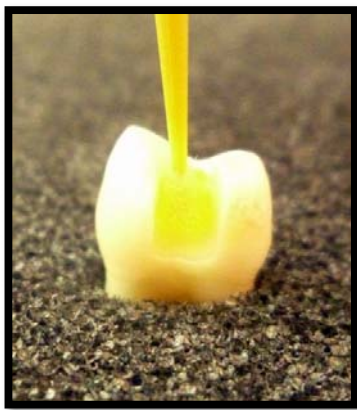
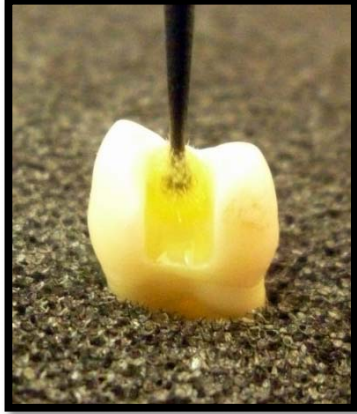




*Anexo 3: Registro fotográfico restauración de Resina Compuesta universal
Filtek™ Z100 de 3M*



Anexo 4: Registro fotográfico restauración de Resina Compuesta de restauración posterior, de baja contracción Filtek™ P90 de 3M





Anexo 5: Base de datos de los ensayos de todas las unidades de estudio

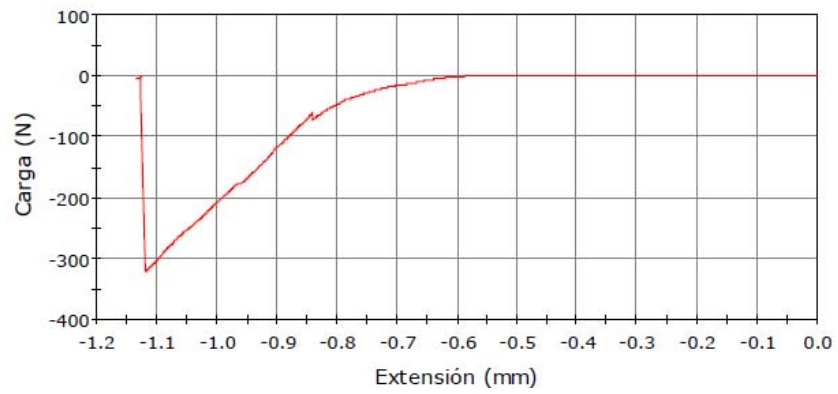
Diente	Extensión Inicial	Extensión Final	Carga	penetración Total	Grupo	material	cavidad
1	-0,56	-1,12	-322,21	0,56	1	Amalgama	Adhoc
2	-0,33	-1,14	-149,26	0,81	1	Amalgama	Adhoc
3	0,00	-0,29	-107,14	0,29	1	Amalgama	Adhoc
4	-0,53	-0,73	-97,87	0,20	1	Amalgama	Adhoc
5	-0,07	-0,52	-163,52	0,45	1	Amalgama	Adhoc
6	-0,01	-1,19	-117,19	1,19	1	Amalgama	Adhoc
7	-0,05	-0,60	-400,38	0,55	1	Amalgama	Adhoc
8	0,00	-1,48	-490,43	1,48	1	Amalgama	Adhoc
9	0,00	-1,45	-443,53	1,45	2	P - 90	Adhoc
10	-0,07	-0,86	-328,51	0,78	2	P - 90	Adhoc
11	-0,02	-1,40	-476,83	1,39	2	P - 90	Adhoc
12	0,00	-0,78	-237,88	0,78	2	P - 90	Adhoc
13	-0,03	-1,04	-427,75	1,01	2	P - 90	Adhoc
14	-0,13	-0,70	-238,00	0,57	2	P - 90	Adhoc
15	-0,11	-0,70	-203,33	0,60	2	P - 90	Adhoc
16	-0,03	-0,68	-254,11	0,65	2	P - 90	Adhoc
17	0,00	-0,42	-231,32	0,42	3	Z - 100	Adhoc
18	0,00	-1,84	-390,12	1,84	3	Z - 100	Adhoc
19	-0,10	-0,65	-100,64	0,55	3	Z - 100	Adhoc
20	0,00	-0,93	-160,55	0,93	3	Z - 100	Adhoc
21	-0,36	-1,03	-160,45	0,67	3	Z - 100	Adhoc
22	-0,16	-1,41	-514,93	1,25	3	Z - 100	Adhoc
23	-0,44	-1,19	-262,48	0,75	3	Z - 100	Adhoc
24	-0,52	-1,47	-500,74	0,95	3	Z - 100	Adhoc
25	-0,01	-1,04	-113,46	1,03	4	Amalgama	Estandar
26	-0,19	-0,81	-52,34	0,61	4	Amalgama	Estandar
27	0,00	-1,55	-236,93	1,55	4	Amalgama	Estandar
28	0,00	-0,89	-296,64	0,89	4	Amalgama	Estandar
29	-0,53	-1,12	-417,97	0,59	4	Amalgama	Estandar
30	-0,04	-0,50	-191,01	0,47	4	Amalgama	Estandar
31	0,00	-0,35	-110,92	0,35	4	Amalgama	Estandar
32	-0,04	-1,15	-356,11	1,11	4	Amalgama	Estandar
33	0,00	-2,50	-346,26	2,50	5	P - 90	Estandar
34	-0,31	-0,96	-54,74	0,65	5	P - 90	Estandar
35	-0,52	-1,11	-49,55	0,59	5	P - 90	Estandar
36	-0,03	-0,33	-28,88	0,30	5	P - 90	Estandar
37	-0,01	-1,37	-189,11	1,36	5	P - 90	Estandar
38	-0,02	-0,36	-102,26	0,35	5	P - 90	Estandar
39	-0,18	-0,37	-43,43	0,19	5	P - 90	Estandar
40	0,00	-0,95	-277,06	0,95	5	P - 90	Estandar
41	-0,11	-0,71	-210,05	0,60	6	Z - 100	Estandar
42	-0,03	-1,07	-403,14	1,04	6	Z - 101	Estandar
43	-0,10	-0,67	-107,72	0,57	6	Z - 102	Estandar
44	-0,27	-1,14	-240,27	0,87	6	Z - 103	Estandar
45	0,00	-0,93	-161,90	0,93	6	Z - 104	Estandar
46	-0,04	-0,75	-267,45	0,71	6	Z - 105	Estandar
47	-0,03	-0,84	-481,47	0,82	6	Z - 106	Estandar
48	-0,06	-0,91	-108,93	0,86	6	Z - 107	Estandar

Anexo 6: Gráficos de carga versus penetración arrojados pro maquinaria Instron® serie 3340, por grupo de estudio.

Grupo 1: Amalgama Ad-Hoc

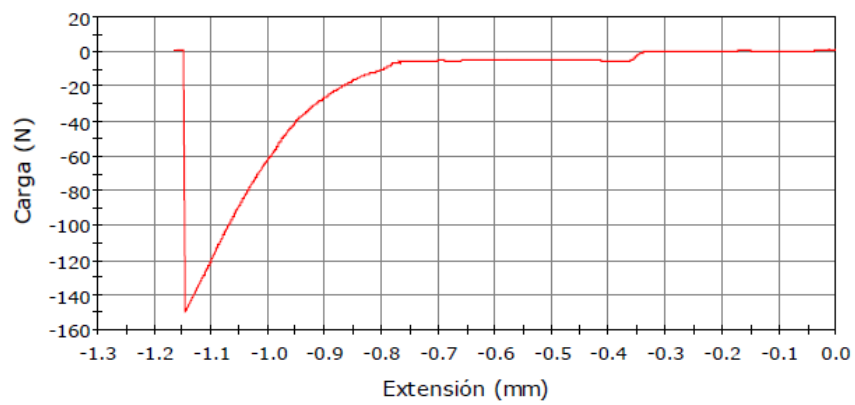
Probeta 1 a 1

1



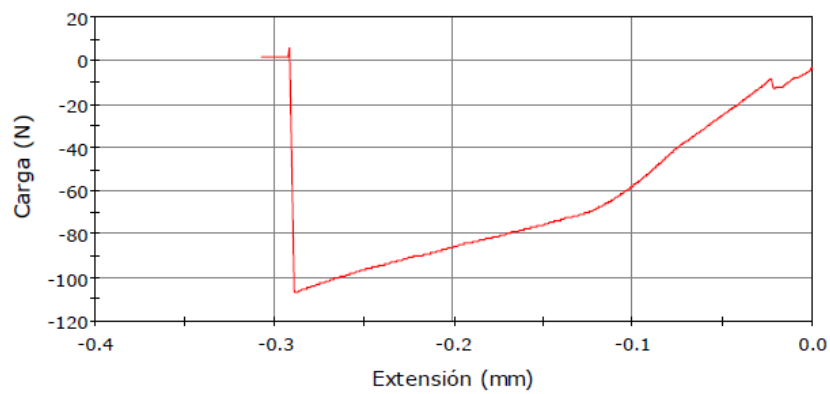
Probeta 1 a 1

2



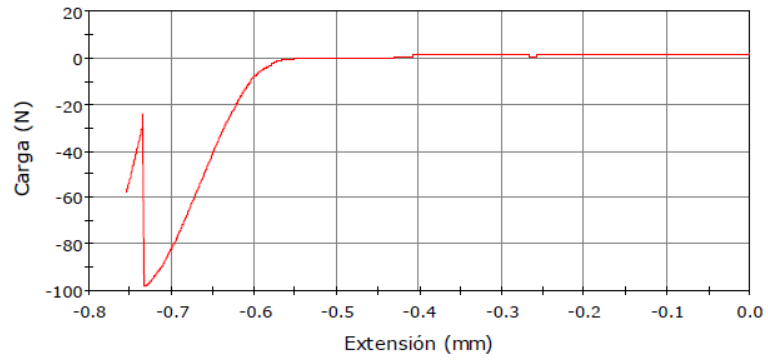
Probeta 1 a 1

3



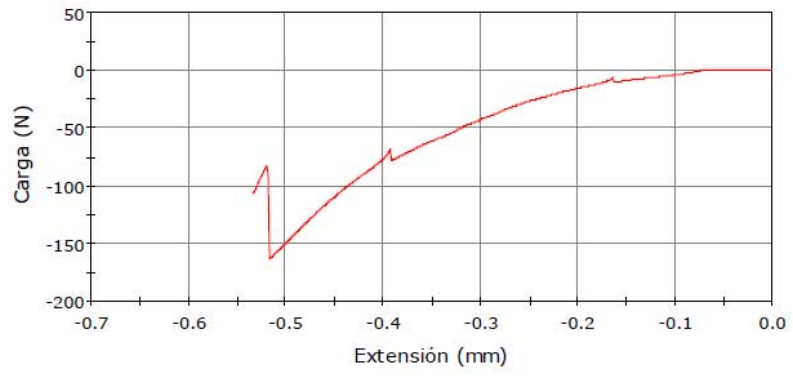
4

Probeta 1 a 1



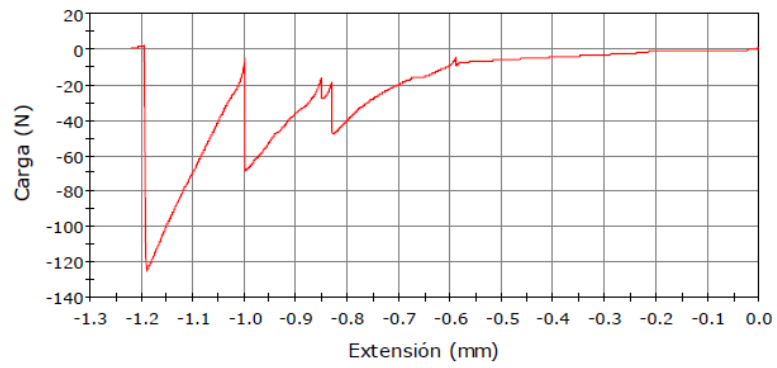
5

Probeta 1 a 1



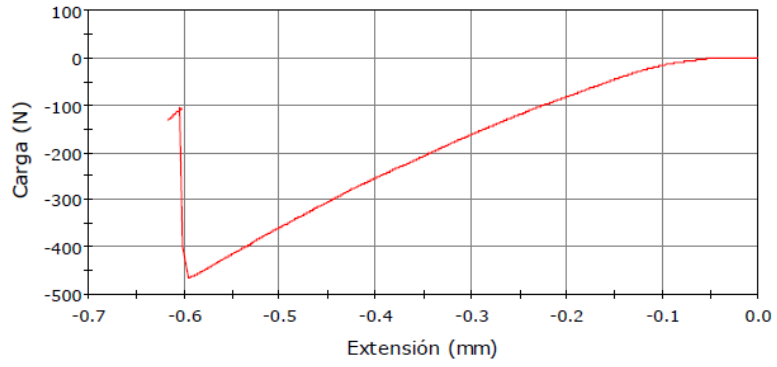
6

Probeta 1 a 1



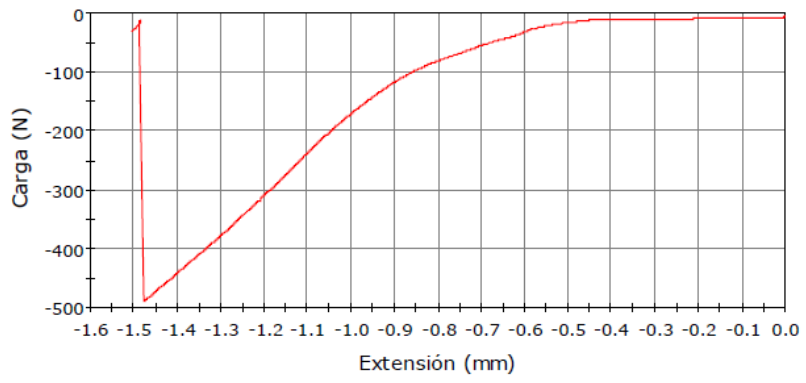
7

Probeta 1 a 1



8

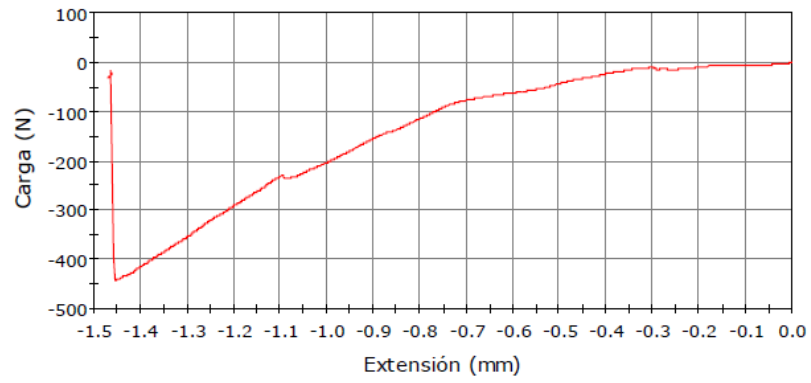
Probeta 1 a 1



Grupo 2: P90 Ad-Hoc

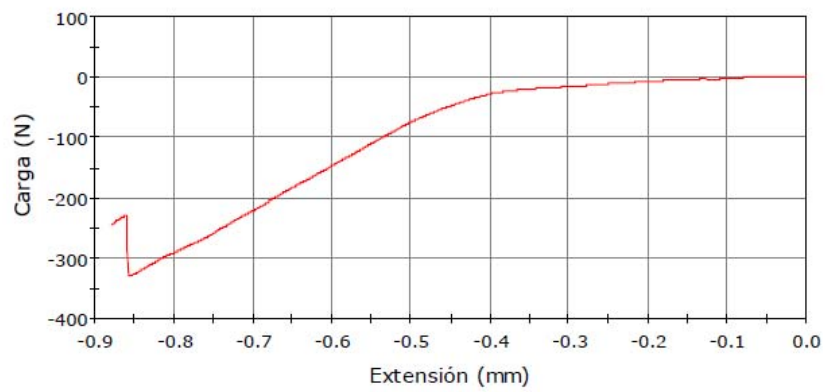
1

Probeta 1 a 1



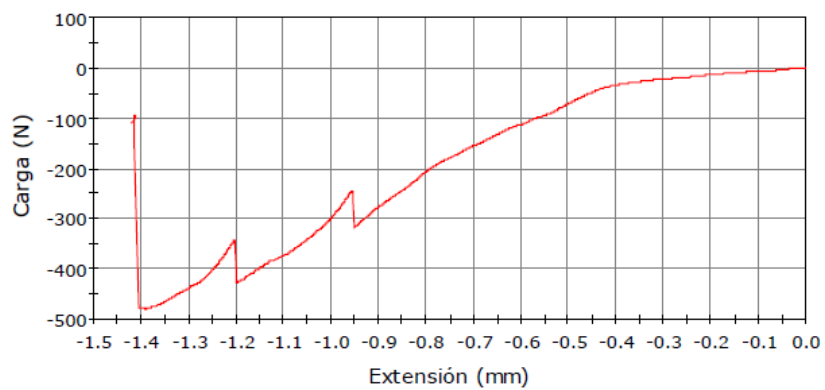
2

Probeta 1 a 1



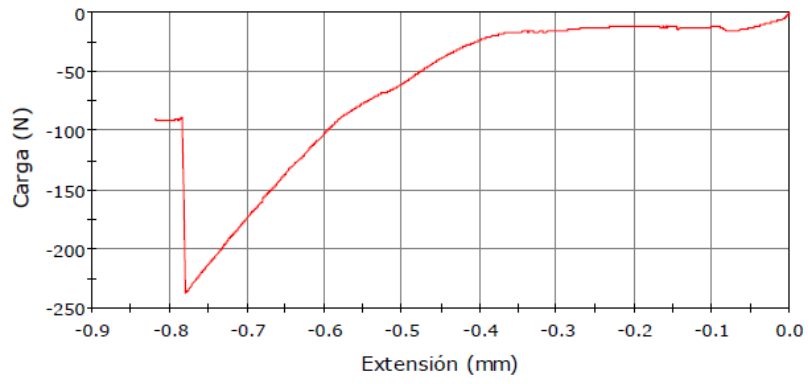
3

Probeta 1 a 1



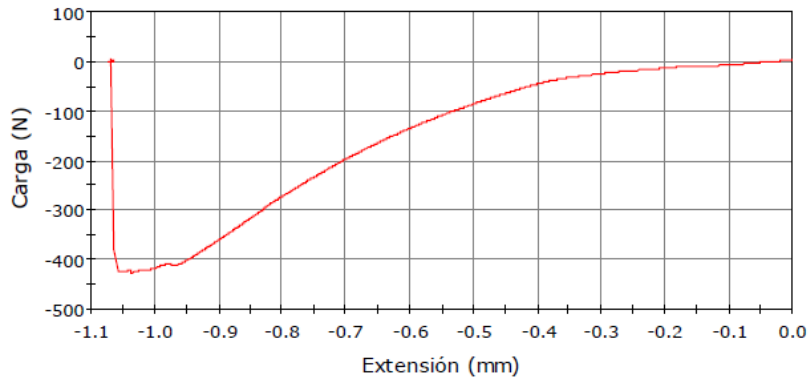
4

Probeta 1 a 1



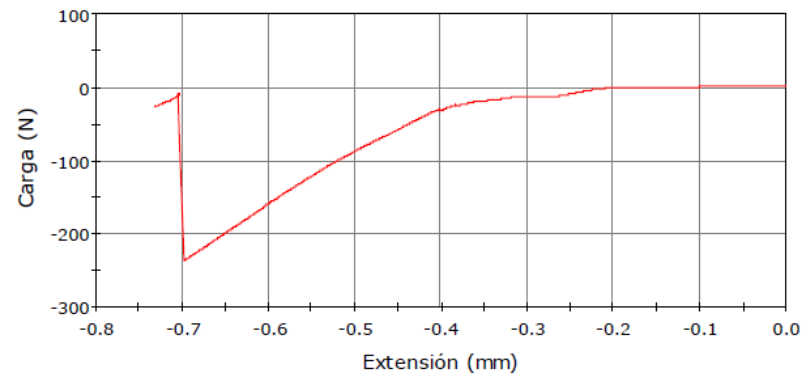
5

Probeta 1 a 1



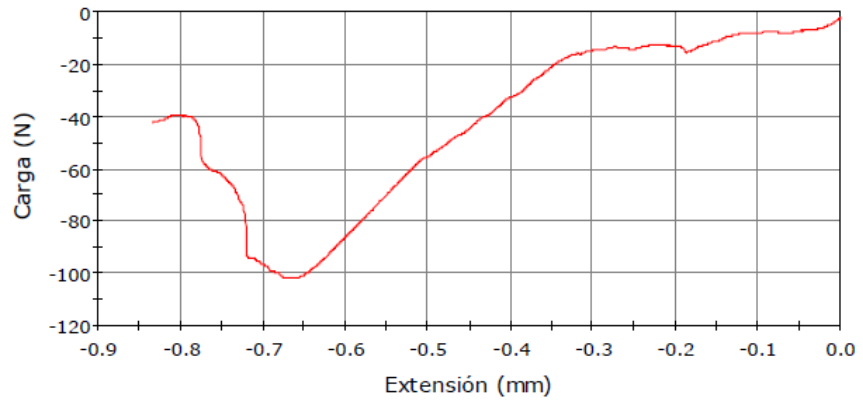
6

Probeta 1 a 1



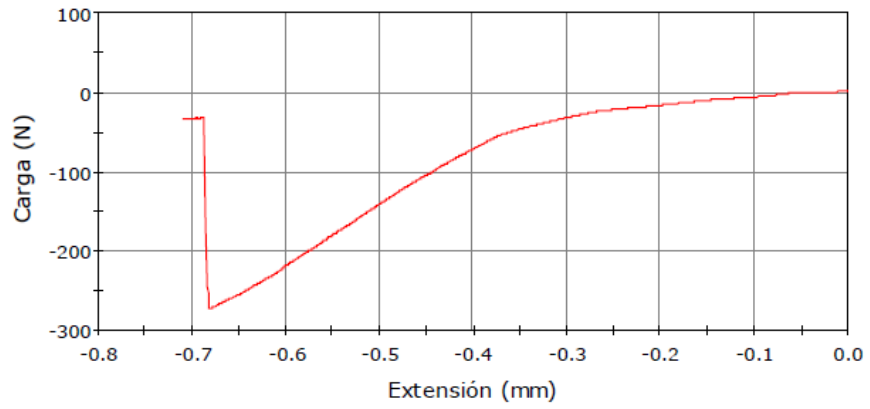
7

Probeta 1 a 1



8

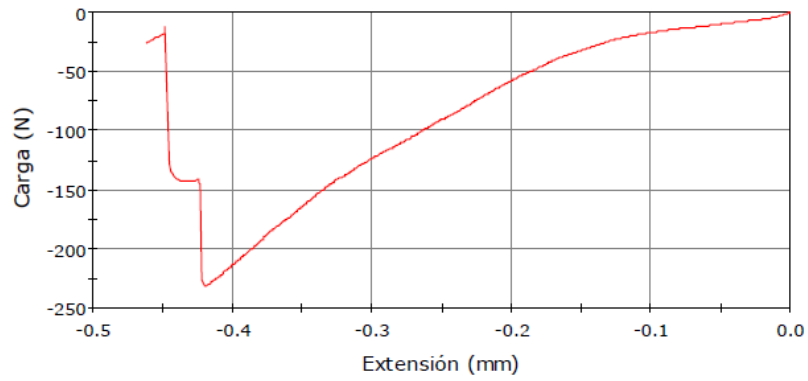
Probeta 1 a 1



Grupo 3: Z-100 Ad-Hoc

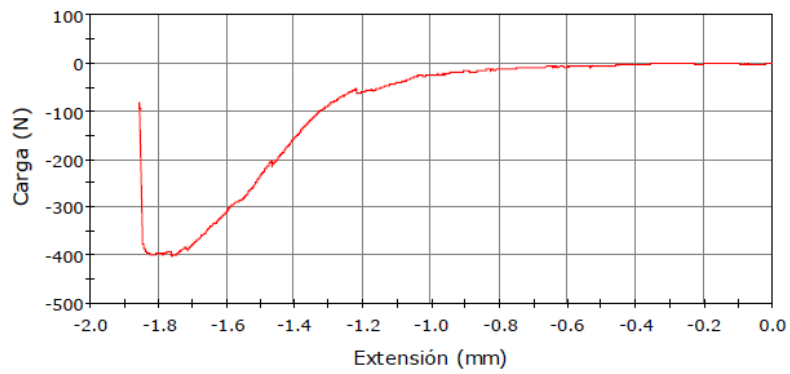
1

Probeta 1 a 1



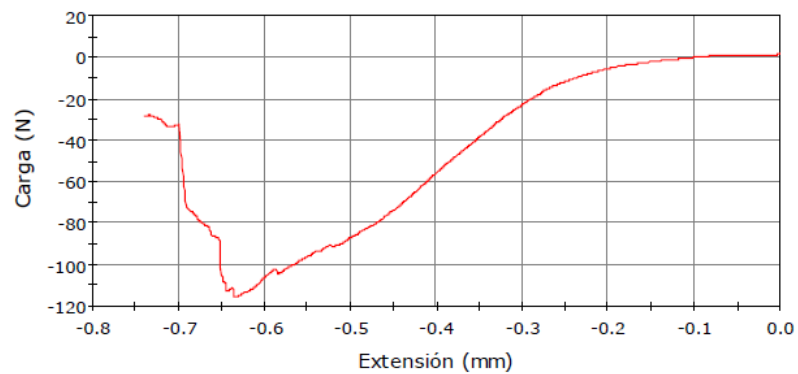
2

Probeta 1 a 1



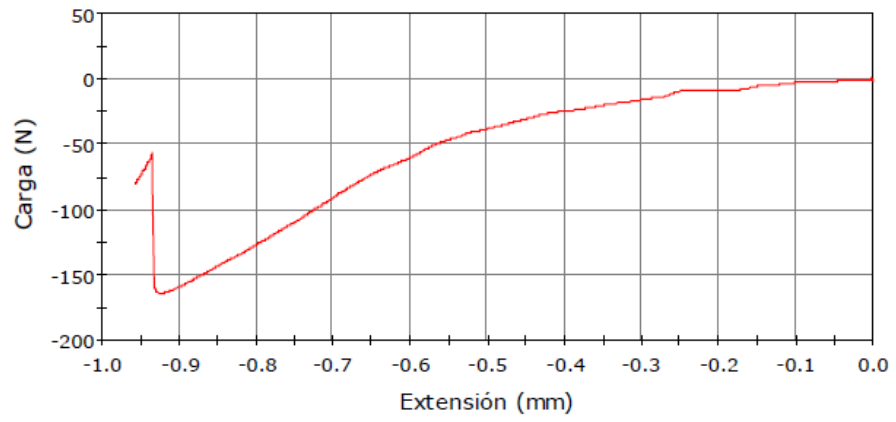
3

Probeta 1 a 1



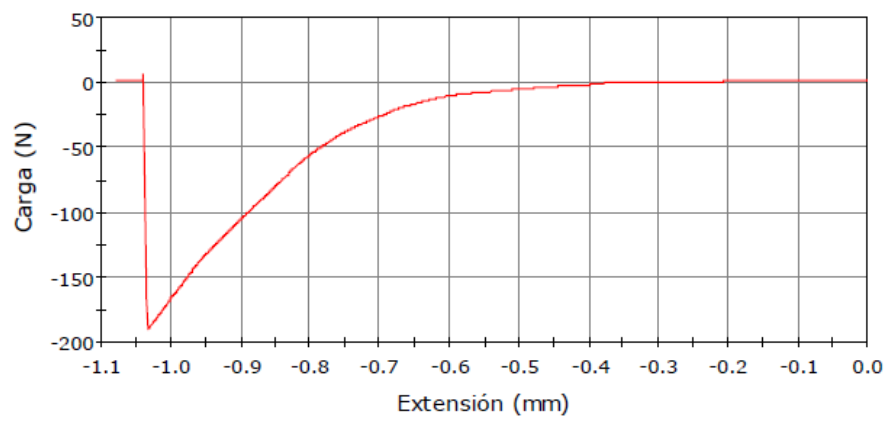
4

Probeta 1 a 1



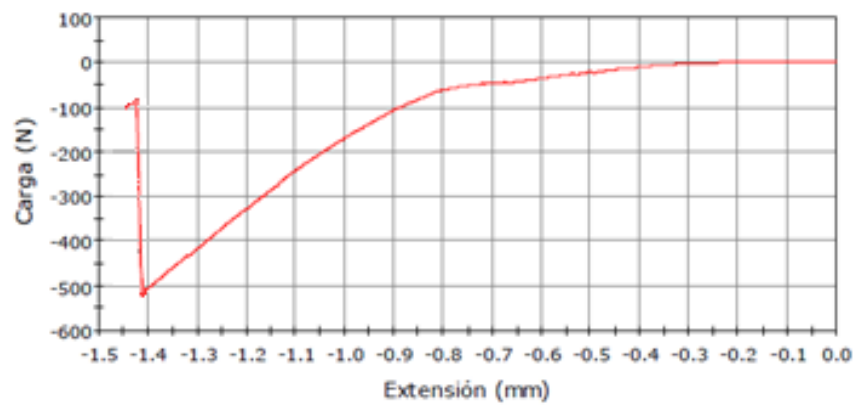
5

Probeta 1 a 1



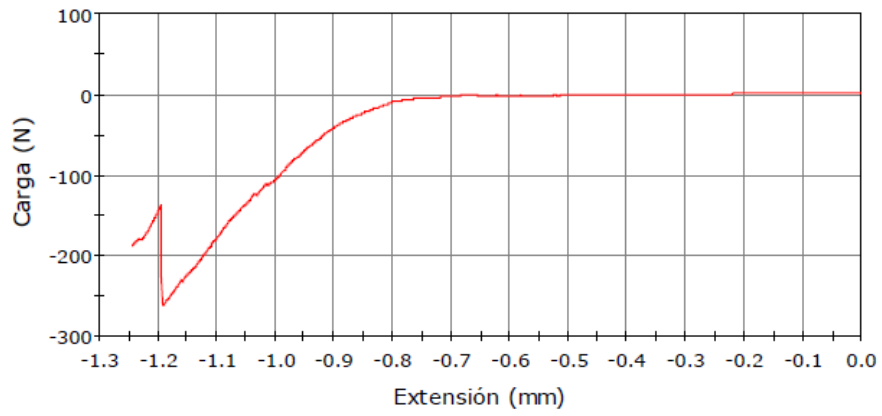
6

Probeta 1 a 1



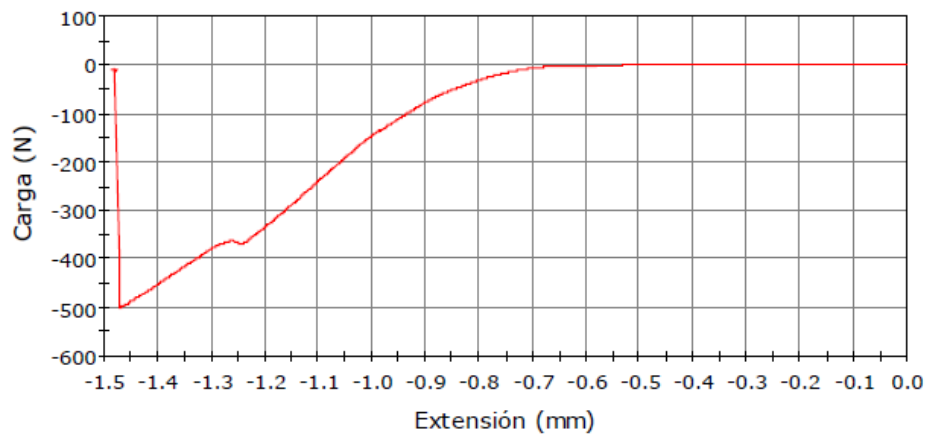
7

Probeta 1 a 1



8

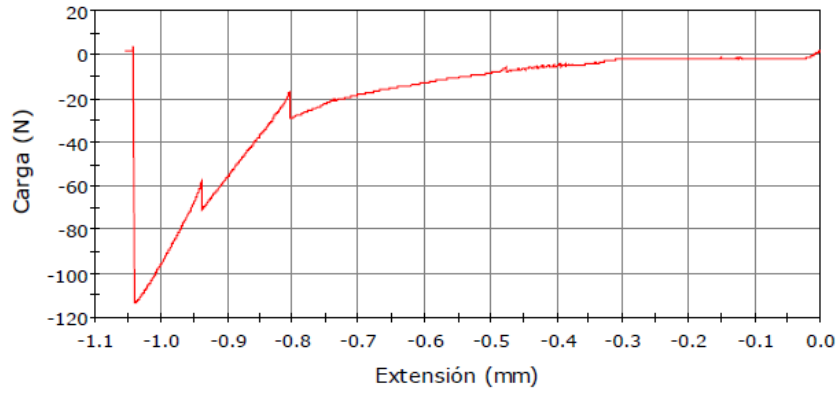
Probeta 1 a 1



Grupo 4: Amalgama Estándar

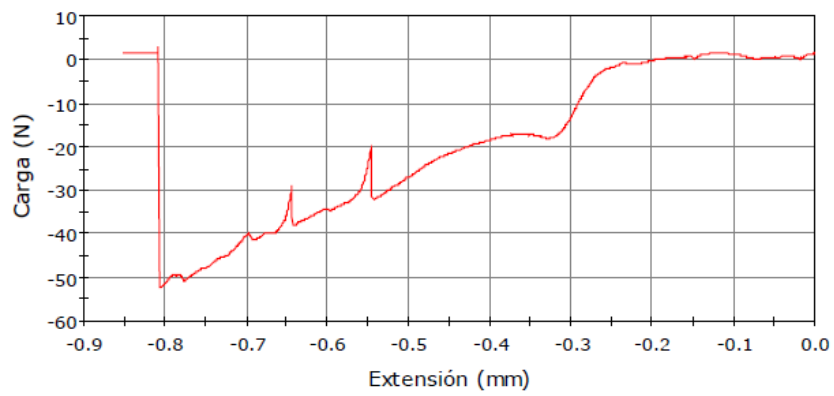
1

Probeta 1 a 1



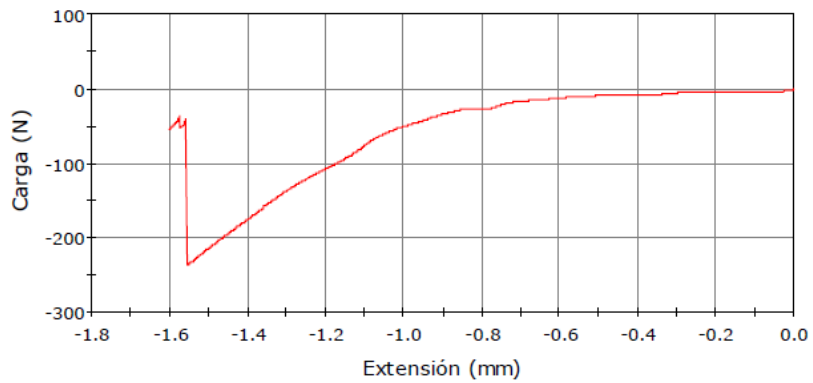
2

Probeta 1 a 1



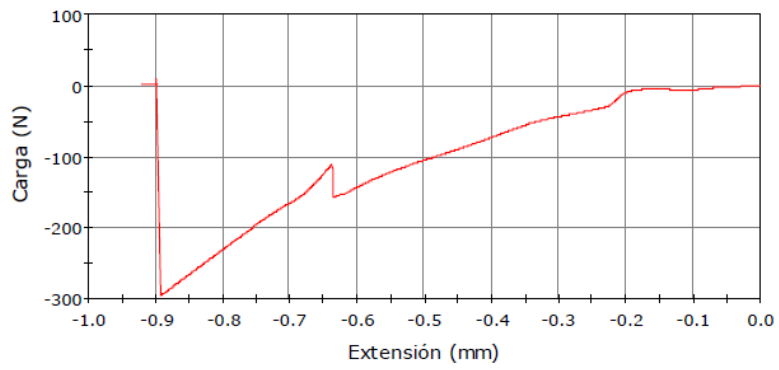
3

Probeta 1 a 1



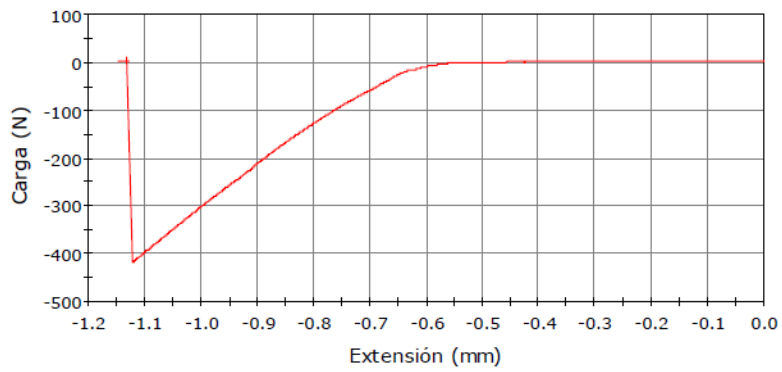
4

Probeta 1 a 1



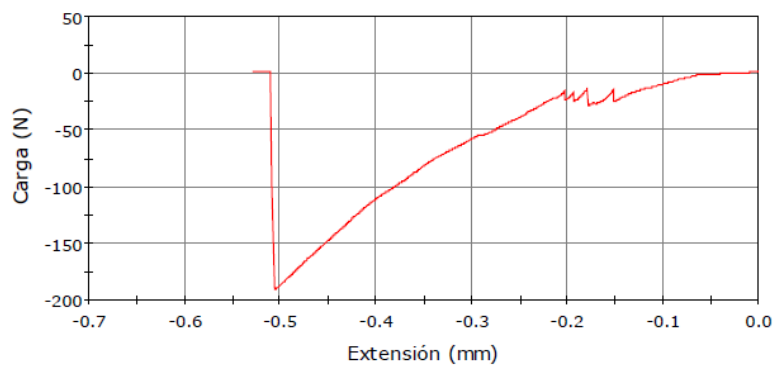
5

Probeta 1 a 1



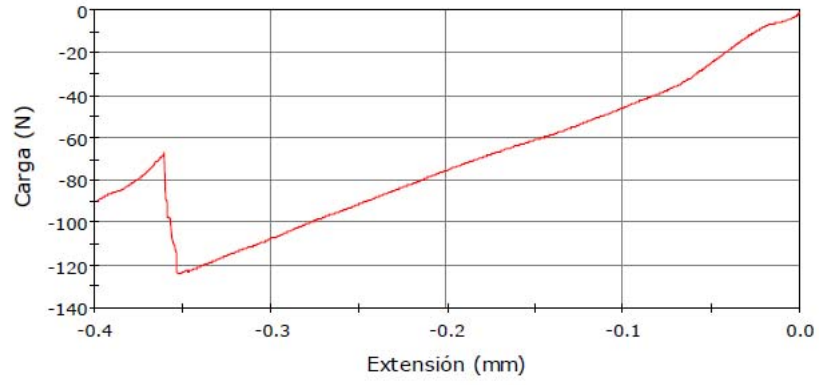
6

Probeta 1 a 1



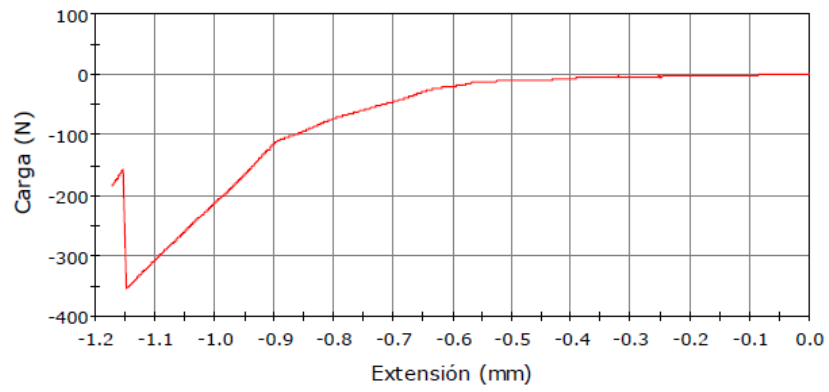
7

Probeta 1 a 1



8

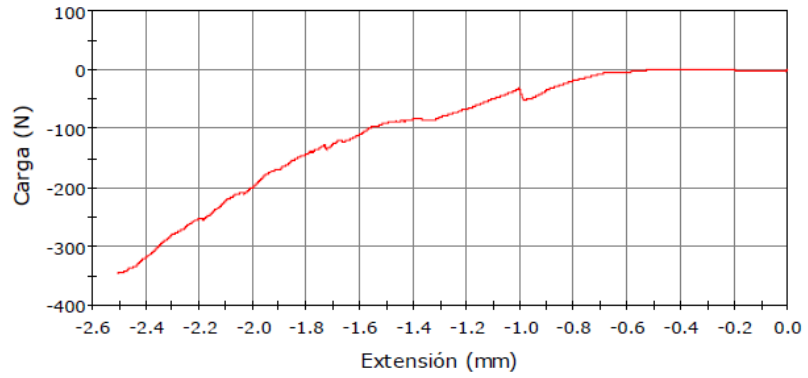
Probeta 1 a 1



Grupo 5: P90 Estándar

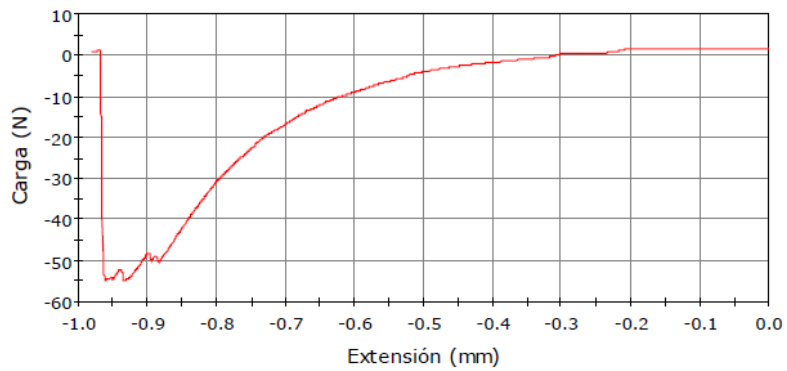
1

Probeta 1 a 1



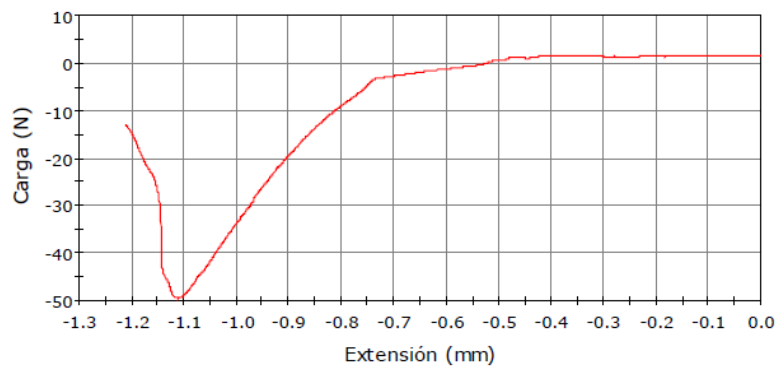
2

Probeta 1 a 1



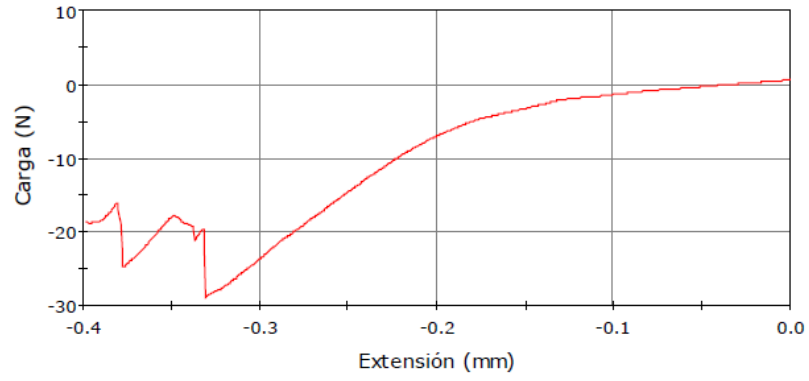
Probeta 1 a 1

3



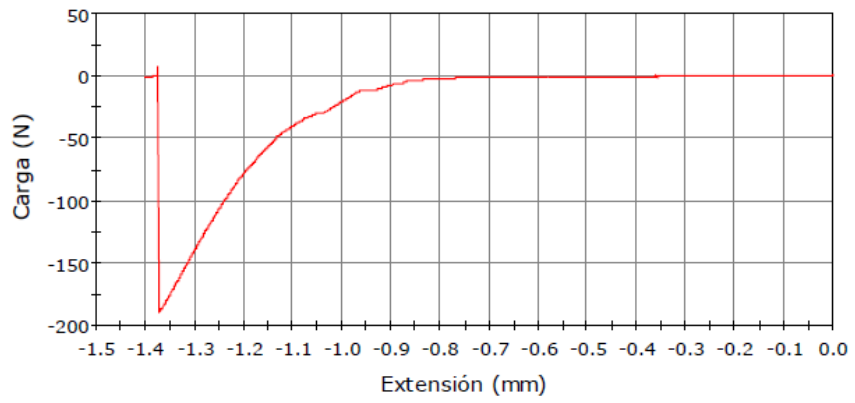
4

Probeta 1 a 1



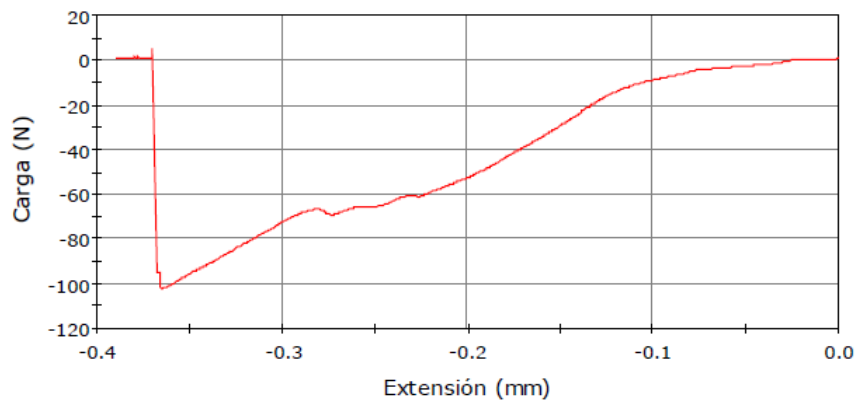
5

Probeta 1 a 1



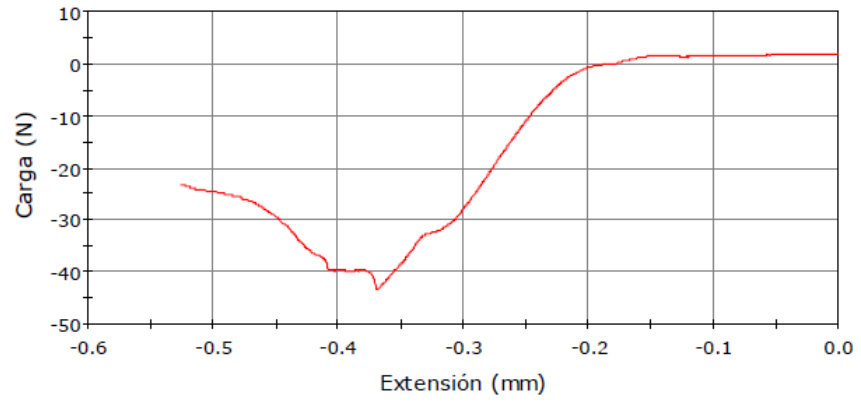
6

Probeta 1 a 1



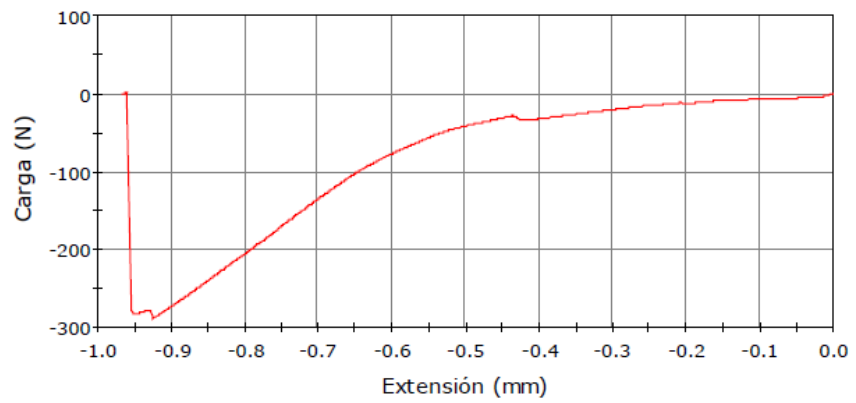
7

Probeta 1 a 1



8

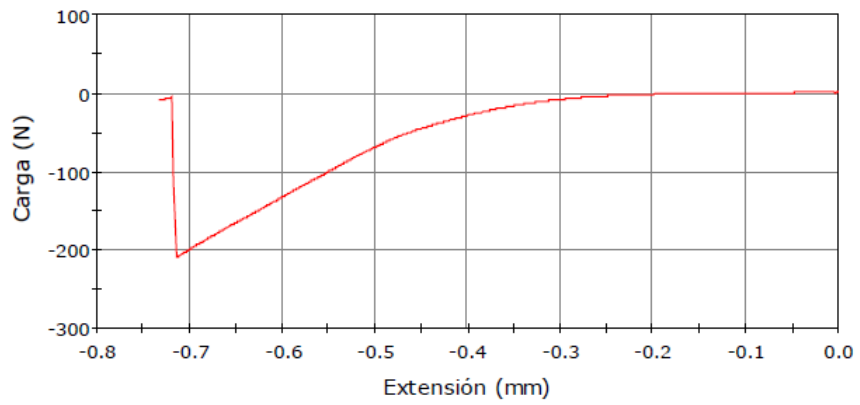
Probeta 1 a 1



Grupo 6: Z100 Estándar

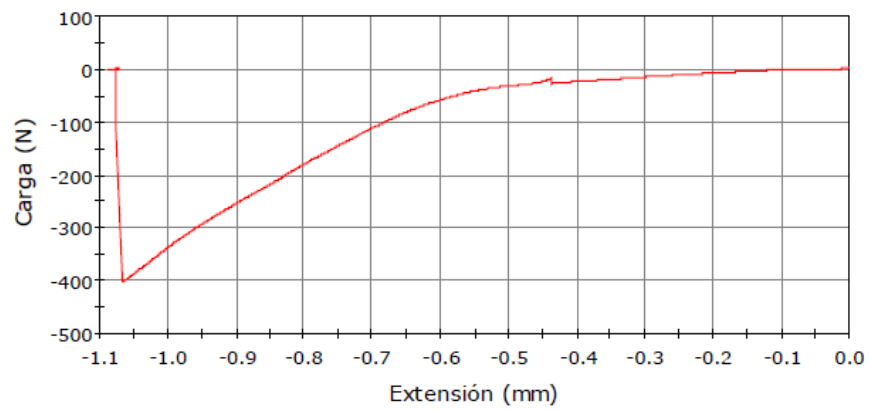
1

Probeta 1 a 1



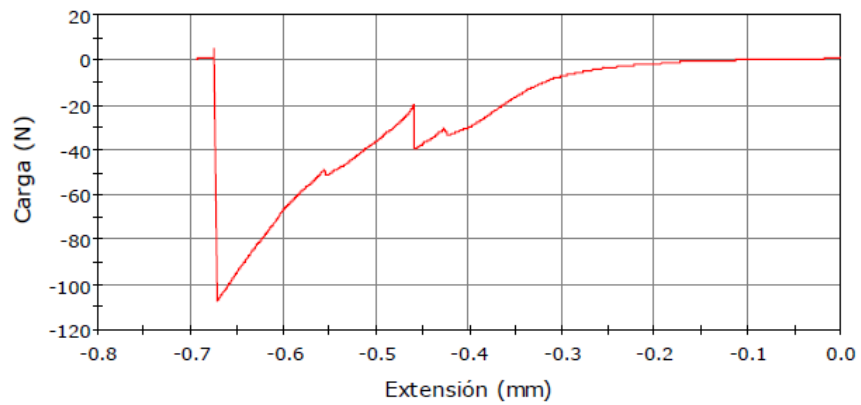
2

Probeta 1 a 1



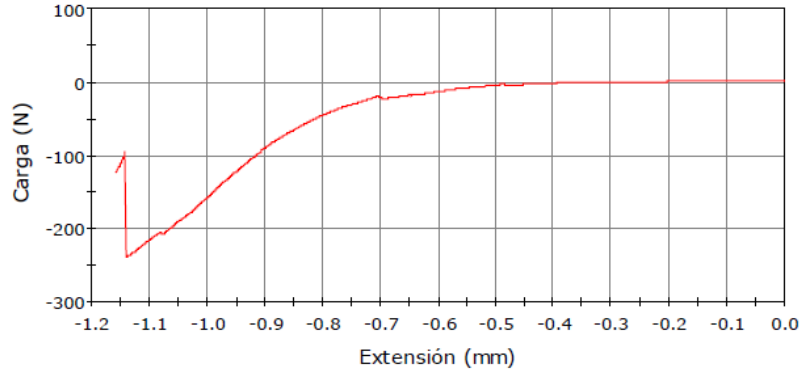
3

Probeta 1 a 1



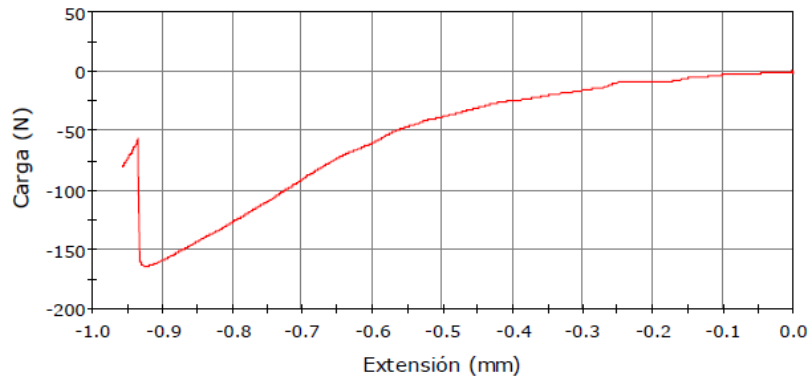
4

Probeta 1 a 1



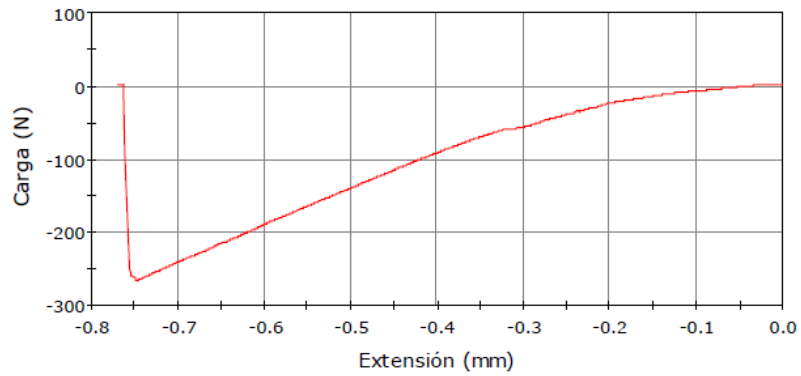
5

Probeta 1 a 1



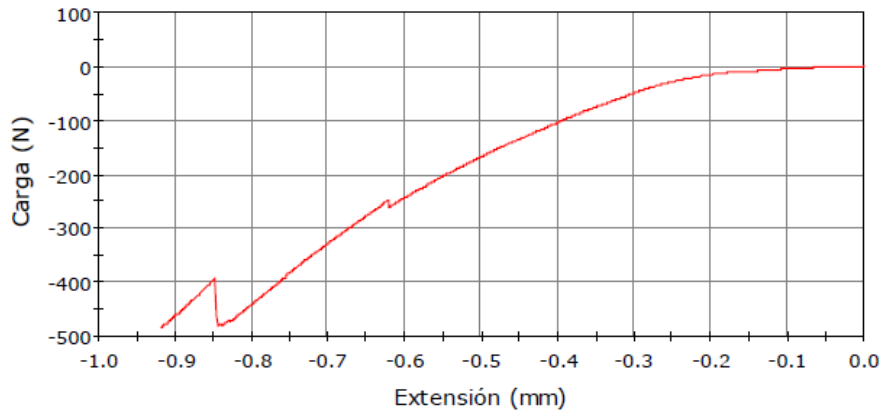
6

Probeta 1 a 1



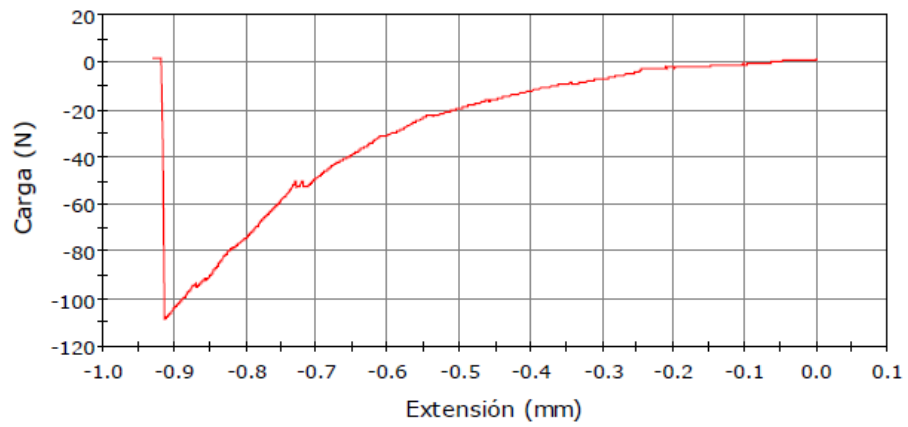
7

Probeta 1 a 1



8

Probeta 1 a 1



Anexo 7: Test de Pearson para correlación entre Carga y Penetración

Correlación de Pearson de penetración Total y Carga total = 0,529
Valor P = 0,000

