

Aparatología autoligable

Cambios en el plano transversal y sagital. Estudio de fricción en diferentes combinaciones de arcos, brackets y medios

Javier Moyano Lleixà

ADVERTIMENT. La consulta d'aquesta tesi queda condicionada a l'acceptació de les següents condicions d'ús: La difusió d'aquesta tesi per mitjà del servei TDX (www.tesisenxarxa.net) ha estat autoritzada pels titulars dels drets de propietat intel·lectual únicament per a usos privats emmarcats en activitats d'investigació i docència. No s'autoritza la seva reproducció amb finalitats de lucre ni la seva difusió i posada a disposició des d'un lloc aliè al servei TDX. No s'autoritza la presentació del seu contingut en una finestra o marc aliè a TDX (framing). Aquesta reserva de drets afecta tant al resum de presentació de la tesi com als seus continguts. En la utilització o cita de parts de la tesi és obligat indicar el nom de la persona autora.

ADVERTENCIA. La consulta de esta tesis queda condicionada a la aceptación de las siguientes condiciones de uso: La difusión de esta tesis por medio del servicio TDR (www.tesisenred.net) ha sido autorizada por los titulares de los derechos de propiedad intelectual únicamente para usos privados enmarcados en actividades de investigación y docencia. No se autoriza su reproducción con finalidades de lucro ni su difusión y puesta a disposición desde un sitio ajeno al servicio TDR. No se autoriza la presentación de su contenido en una ventana o marco ajeno a TDR (framing). Esta reserva de derechos afecta tanto al resumen de presentación de la tesis como a sus contenidos. En la utilización o cita de partes de la tesis es obligado indicar el nombre de la persona autora.

WARNING. On having consulted this thesis you're accepting the following use conditions: Spreading this thesis by the TDX (www.tesisenxarxa.net) service has been authorized by the titular of the intellectual property rights only for private uses placed in investigation and teaching activities. Reproduction with lucrative aims is not authorized neither its spreading and availability from a site foreign to the TDX service. Introducing its content in a window or frame foreign to the TDX service is not authorized (framing). This rights affect to the presentation summary of the thesis as well as to its contents. In the using or citation of parts of the thesis it's obliged to indicate the name of the author.

Universitat Internacional de Catalunya

Departament d'Odontologia



Aparatología autoligable

**Cambios en el plano transversal y sagital. Estudio de fricción
en diferentes combinaciones de arcos, brackets y medios**

Tesis doctoral

Doctorat en Tècniques Clíniques i de Laboratori en Odontologia

Javier Moyano Lleixà

Director: Dr. Andreu Puigdollers Pérez

Co-Director: Dr. Javier Fernández Bozal

Sant Cugat del Vallés, 19 de Mayo de 2017

Aparatología autoligable

**Cambios en el plano transversal y sagital. Estudio de fricción
en diferentes combinaciones de arcos, brackets y medios**

Àrea d'Ortodòncia i Ortopèdia dentofacial

Departament d'Odontologia

UNIVERSITAT INTERNACIONAL DE CATALUNYA

AUTOR: JAVIER MOYANO LLEIXÀ

DIRECTOR: Dr. ANDREU PUIGDOLLERS PÉREZ

CO-DIRECTOR: Dr. JAVIER FERNÁNDEZ BOZAL

A mi familia, sin su apoyo este proyecto no hubiera sido posible.

Agradecimientos

A mi director y compañero, Dr. Andreu Puigdollers, que me ha animado y ayudado durante tanto tiempo a realizar este proyecto. Moltes gràcies Andreu!!

A todas las personas que han colaborado para hacerlo posible. Toda la familia UIC, compañer@s y personal. A Diana, Laia, Telmo, Núria, Borja, Elia y Olalla.

Al Dr. Ramon Perera por abrirme las puertas de su consulta y ayudarme a conseguir la muestra necesaria para realizar este estudio.

A todas las casas comerciales que han aportado material para poder realizar este estudio. Laboratorios Kin, Ormco, Ortotec, TpOrthodontics, Dentsply-Sirona y Ortoteam.

A mis padres, por haberme educado en base al esfuerzo, superación y su apoyo incondicional.

A mi mujer M^a José, por su comprensión, paciencia y compartir conmigo ese gran proyecto que es nuestra familia.

A mis hijos Éric y Elia. Por todos los momentos que no he podido estar a vuestro lado.

Glosario de abreviaturas

AL: Aparatología autoligable.

ArchD: Siglas en inglés de profundidad de arcada (Arch Depth).

ARF: Agente reductor de la fricción.

CBCT: Siglas en inglés Tac de haz cónico (Cone Beam CT Scan).

CT: Grupo control.

Cu-Ni Ti: Alambres de aleación de níquel, titanio y cobre.

CV: Aparatología convencional.

DAM: Aparatología fija autoligable de tipo pasivo *Damon*.

DCMax: Distancia intercanina maxilar.

DCMd: Distancia intercanina mandibular.

DM1Max: Distancia inter primer molar maxilar.

DM1Md: Distancia inter primer molar mandibular.

DM2Max: Distancia inter segundo molar maxilar.

DM2Md: Distancia inter segundo molar mandibular.

DP1Max: Distancia inter primer premolar maxilar.

DP1Md: Distancia inter primer premolar mandibular.

DP2Max: Distancia inter segundo premolar maxilar.

DP2Md: Distancia inter segundo premolar mandibular.

HB: Arcos de acero inoxidable de sección híbrida.

HG: Siglas en inglés de grupos homogéneos (Homogeneous Groups).

IMPA: Siglas en inglés del ángulo de incisivo inferior respecto al plano mandibular.

INN: Aparatología fija autoligable de tipo activo *Innovation R*.

INVU: Aparatología fija convencional cerámica policristalina.

LE: Ligadura elástomérica.

LM: Ligadura metálica.

LP: Aparatología fija convencional metálica *LowProfile*

MAng. Siglas en inglés del ángulo del eje del molar respecto al plano mandibular.

Mm: Milímetro.

N: Newton.

Ni-Ti: Alambres de aleación de níquel y titanio.

OS: Estudio de fricción con la presencia de un agente reductor de la fricción.

RCT: Siglas en inglés de estudio randomizado control (Randomized Control Trial).

RRA: Reabsorción radicular apical.

SAL: Estudio de fricción en medio húmedo con saliva artificial.

SD: Siglas en inglés de desviación estándar (Standard Deviation).

SEC: Estudio de fricción en medio seco.

SS: Siglas en inglés de acero inoxidable (Stainless Steel). Arcos de acero de sección convencional rectangular.

TFM: Trabajo Final de Máster.

TMA: Alambres de aleación basada en β Titanio.

VIR: Aparatología fija convencional cerámica policristalina con slot metálico *Virage*.

ZAF: Aparatología fija convencional de zafiro monocristalino *Radiance*.

Índice

ÍNDICE

1. MOTIVOS Y JUSTIFICACIÓN	19
2. HIPÓTESIS	25
2.1 Estudio clínico	25
2.2 Estudio <i>in-vitro</i>	25
3. OBJETIVOS	29
3.1 Objetivo principal:	29
3.2 Objetivos secundarios:.....	29
4. FUNDAMENTOS	31
4.1 Evolución aparatología ortodóncica.	33
4.2 Aparatología fija autoligable.	35
4.2.1 Definición.....	35
4.2.2 Origen y evolución.....	35
4.2.3 Tipos y diseño.....	36
4.2.4 Ventajas de la aparatología autoligable.....	39
4.2.5 Desventajas.....	47
4.2.6 Técnicas con aparatología fija autoligable y arcos sobredimensionados.	48
4.3 Fricción en ortodoncia.....	52
4.3.1 Arcos de sección híbrida	54
4.3.2 Agente reductor fricción (ARF)	55
5. MATERIAL Y MÉTODOS	61
5.1 Estudio clínico	61
5.1.1 Material	61
5.1.1.1 Selección de la muestra.....	61
5.1.1.2 Criterios de inclusión.....	62
5.1.1.3 Criterios de exclusión.	63
5.1.1.4 Selección del grupo control.	64
5.1.1.5 Muestra estudiada y cálculo del tamaño muestral.	64
5.1.2 Métodos	65
5.1.2.1 Toma de registros.....	65
5.1.2.2 Variables estudiadas	65
5.1.2.2 Análisis estadístico.	68
5.2 Estudio <i>In-vitro</i>	69
5.2.1 Material	69
5.2.2 Métodos	70
5.2.2.1 Distribución de la muestra.....	72

5.2.2.2 Realización de mediciones y cálculo tamaño muestral	73
5.2.2.3 Análisis estadístico	74
6. RESULTADOS.....	79
6.1 Estudio clínico.....	79
6.1.1 Análisis intraoperador.....	79
6.1.2 Validación de la muestra.....	79
6.1.3 Cambios de T0 a T1 de los grupos SL, CL y CT.....	81
6.1.4 Comparación de los cambios entre los grupos SL, CL y CT.....	82
6.2 Estudio <i>in-vitro</i>.....	84
6.2.1 Test intraoperador.....	84
6.2.2 Análisis de cada bracket con las diferentes combinaciones de factores.....	85
6.2.2.1 Grupo AUTOLIGABLE PASIVO (DAM).....	86
6.2.2.1.1 Comparativa de todas las combinaciones de factores.....	86
6.2.2.1.2 Interacción arco – medio.....	87
6.2.2.2 Grupo AUTOLIGABLE ACTIVO (INN).....	87
6.2.2.2.1 Comparativa de todas las combinaciones de factores.....	88
6.2.2.2.2 Interacción arco – medio.....	88
6.2.2.3 Grupo METÁLICO CONVENCIONAL (LP).....	89
6.2.2.3.1 Comparativa de todas las combinaciones de factores.....	89
6.2.2.3.2 Interacción según tipo de ligadura con arco-medio.....	89
6.2.2.3.3 Interacción según tipo de arco con medio-ligadura.....	91
6.2.2.3.4 Interacción según tipo de medio con arco-ligadura.....	92
6.2.2.4 Grupo CERÁMICO POLICRISTALINO SLOT METÁLICO (VIR).....	94
6.2.2.4.1 Comparativa de todas las combinaciones de factores.....	94
6.2.2.4.2 Interacción según tipo de ligadura con arco-medio.....	95
6.2.2.4.3 Interacción según tipo de arco con medio-ligadura.....	97
6.2.2.4.4 Interacción según tipo de medio con arco-ligadura.....	98
6.2.2.5 Grupo CERÁMICO POLICRISTALINO (INV).....	100
6.2.2.5.1 Comparativa de todas las combinaciones de factores.....	100
6.2.2.5.2 Interacción según tipo de ligadura con arco-medio.....	101
6.2.2.5.3 Interacción según tipo de arco con medio-ligadura.....	102
6.2.2.5.4 Interacción según tipo de medio con arco-ligadura.....	104
6.2.2.6 Grupo ZAFIRO MONOCRISTALINO (ZAF).....	106
6.2.2.6.1 Comparativa de todas las combinaciones de factores.....	106
6.2.2.6.2 Interacción según tipo de ligadura con arco-medio.....	106
6.2.2.6.3 Interacción según tipo de arco con medio-ligadura.....	108
6.2.2.6.4 Interacción según tipo de medio con arco-ligadura.....	109
6.2.3 Análisis entre los brackets con las mismas combinaciones de factores.....	111
6.2.3.1 Arco sección convencional con ligadura elástica en medio seco (SS_LE_SEC).....	112
6.2.3.2 Arco sección convencional con ligadura metálica en medio seco (SS_LM_SEC).....	112
6.2.3.3 Arco sección convencional con ligadura elástica en medio húmedo (SS_LE_SAL).....	113
6.2.3.4 Arco sección convencional con ligadura metálica en medio húmedo (SS_LM_SAL).....	113
6.2.3.5 Arco sección convencional con ligadura elástica con agente reductor fricción (SS_LE_OS).....	114
6.2.3.6 Arco sección convencional con ligadura metálica con agente reductor fricción (SS_LM_OS).....	115
6.2.3.7 Arco sección híbrida con ligadura elástica en medio seco (HB_LE_SEC).....	115

6.2.3.8 Arco sección híbrida con ligadura metálica en medio seco (HB_LM_SEC).....	116
6.2.3.9 Arco sección híbrida con ligadura elástica en medio húmedo (HB_LE_SAL).....	116
6.2.3.10 Arco sección híbrida con ligadura metálica en medio húmedo (HB_LM_SAL).....	117
6.2.3.11 Arco sección híbrida con ligadura elástica con agente reductor fricción (HB_LE_OS).....	117
6.2.3.12 Arco sección híbrida con ligadura metálica con agente reductor fricción (HB_LM_OS).....	118
7. DISCUSIÓN.....	121
7.1 Estudio clínico.....	121
7.1.1 Discusión de la metodología estudio clínico.....	121
7.1.2 Discusión de los resultados.....	122
7.1.2.1 Cambios transversales y sagitales en la arcada.....	123
7.1.2.2 Cambios en la arcada y “efecto Lip Bumper”.....	128
7.1.3 Implicaciones clínicas.....	129
7.2 Estudio <i>in-vitro</i>.....	130
7.2.1 Discusión de la metodología estudio <i>in-vitro</i>	130
7.2.2 Discusión de los resultados.....	132
7.2.2.1 Fricción en las diferentes combinaciones de brackets, medios y ligaduras.....	133
7.2.2.2 Efectividad arcos híbridos en los valores de fricción.....	136
7.2.2.3 Efectividad del agente reductor fricción (ARF) en los valores de fricción.....	137
7.2.3 Implicaciones clínicas.....	139
8. CONCLUSIONES.....	143
9. BIBLIOGRAFÍA.....	147
ANEXO I. GRÁFICAS.....	163
ANEXO II. FIGURAS.....	195
ANEXO III. DOCUMENTOS.....	201

1. Motivos y justificación

1. MOTIVOS Y JUSTIFICACIÓN

En la práctica de la ortodoncia se ha relanzado el uso de la aparatología fija de tipo autoligable. Aunque este tipo de aparatología ya apareció en el año 1935, su uso fue abandonado durante un largo periodo de tiempo. Volvió a aparecer a finales de la década de los 90 y desde entonces su empleo e indicaciones es un tema de continua controversia. Se trata de un tipo de aparatología que dispone de un sistema de retención mecánico del arco al bracket. Algunas casas comerciales no ofrecen los brackets de manera individual, sino que se comercializa como un sistema de tratamiento junto con unos arcos de aleaciones determinadas. En estos sistemas de tratamiento, los brackets deben trabajar junto un conjunto de arcos con aleaciones superelásticas y formas sobredimensionadas. Estas casas comerciales afirman que pueden disminuir la incidencia de extracciones dentales, menor fricción durante el movimiento, reducir el tiempo de tratamiento además de otras múltiples ventajas para el paciente.

Al revisar la literatura, son pocos los estudios científicos realizados que estudian los efectos que producen este tipo de brackets. Sobre todo estudian las variables de la fricción, el tiempo de sillón, el tiempo de tratamiento, la estética y comodidad del paciente o reabsorciones radiculares tras el tratamiento.¹ Algunas de estas casas comerciales defienden que este tipo de aparatología disminuye la incidencia de extracciones. Afirman que produce una expansión, que permite solucionar el apiñamiento de los pacientes sin proinclinación del incisivo inferior y sólo permitiendo el desarrollo transversal de las arcadas.²⁻⁴ Algunos estudios valoran los cambios de variables en el plano transversal y la inclinación del incisivo inferior pero no con el efecto que puede producir en la angulación del molar inferior, el conocido “efecto lip-bumper” que algunos autores comentan en la literatura.^{3,5,6} Este efecto se defiende sin ningún fundamento científico hasta el momento. Todos estos estudios se encuentran al nivel más bajo de la pirámide de la evidencia científica ya que se tratan, en su mayoría, de presentaciones de casos clínicos.

El concepto de aparatología autoligable siempre se relaciona con fricción. En la práctica actual de la ortodoncia el concepto de fricción es muy importante. Se ha dejado de realizar un movimiento sin deslizamiento, con resortes y “loops”, por una mecánica basada en el deslizamiento del bracket sobre el arco. La fricción es de naturaleza multifactorial, son muchos los factores que pueden afectar los valores de fricción. Estos pueden ser biológicos, físicos y mecánicos. La cantidad de fricción depende de la unión entre el bracket y el arco, pero también de algunas variables complementarias como: el tipo de bracket y el material, la forma, el tamaño y la sección transversal del arco. El profesional debe tener especial cuidado a la hora de elegir la combinación arco-bracket para un tratamiento. Son diversos los estudios que relacionan la fricción con aparatología autoligable, y demuestran que tienen una menor fricción respecto a otros tipos de aparatología.⁷⁻⁹ Pero no sólo el bracket es el responsable como indica la literatura.¹⁰ Existen muchos otros factores al hablar de fricción, uno de ellos muy importante son las superficies que entran en contacto; por un lado está la del bracket, que puede ser de diferentes materiales con diversas características físicas en la superficie, y por otro la del arco que se utiliza durante el deslizamiento. En cuanto al arco, su calibre es importante y su sección también lo es. Han aparecido en el mercado arcos de sección rectangular con cantos redondeados, conocidos como arcos “híbridos”. Según el fabricante estos arcos reducen el factor “binding” y así se disminuye la resistencia al deslizamiento. Otro factor a tener en cuenta que puede influir en la fricción y que el profesional puede elegir es el sistema de ligadura para fijar el arco. Se pueden utilizar ligaduras metálicas, elastoméricas y en el caso de los autoligables tapa activa o bien pasiva. Todos estos factores tienen una serie de combinaciones que pueden influenciar en los valores de fricción. Un último aspecto a considerar en cuanto a la fricción es el uso de agentes reductores de la fricción. En 2011 apareció este nuevo producto¹¹ que consiste en un sistema de tres jeringas con diferentes composiciones que se aplican sobre el bracket y el arco con la finalidad de disminuir la fricción y actuar a modo de lubricante.

Cuando se revisa la literatura los estudios de fricción suelen ser *in-vitro*, debido a la dificultad de realizarlos sobre paciente.¹² La mayoría de los realizados *in-vitro* no suelen simular las condiciones clínicas. Son realizados en seco, situación que no tiene nada que ver con en el medio que se produce el movimiento dental. Y además, los estudios realizados son

sobre uno o dos brackets alineados y no sobre un conjunto de brackets que es cómo interactúan en la boca del paciente. Y en muchas ocasiones, todos estos estudios no tienen en cuenta todas las variables que pueden afectar la fricción.

En el Àrea d'Ortodòncia de la Facultat d'Odontologia de la Universitat Internacional de Catalunya existe una línea de investigación que estudia los materiales ortodóncicos que están relacionados con la fricción. Esta línea sigue, tanto el efecto estudiado en laboratorio como el efecto clínico en el paciente, y el comportamiento de la aparatología fija autoligable cuando se compara con la de tipo convencional. Asimismo, también se estudian las propiedades de los diferentes alambres y del efecto que produce la combinación de brackets y arcos en diferentes condiciones que se pueden dar en la práctica clínica.

Esta Tesis Doctoral se presenta como parte de esta amplia línea de investigación. En un primer estudio clínico se estudian los efectos que producen la aparatología autoligable y convencional a nivel dentoalveolar, para conocer los cambios en la forma de arcada a nivel transversal y sagital. De tal manera que se puede confirmar si se produce el conocido “efecto lip-bumper”. En segundo lugar, en un estudio *in-vitro*, se determinan y comparan los valores de fricción de diferentes tipos aparatología, autoligable y convencional, junto con varios de los diferentes factores que pueden afectar la fricción intentando simular las condiciones clínicas que se dan en los pacientes en tratamiento de ortodoncia.

2. Hipótesis

2. HIPÓTESIS

2.1 Estudio clínico

H0. Las anchuras y profundidad de arcada al inicio y al final del tratamiento son iguales en los pacientes tratados con aparatología fija autoligable de tipo pasivo y arcos sobredimensionados, en los pacientes tratados con aparatología fija convencional (brackets gemelares) y en el grupo control a los 24 meses.

H1. Las anchuras y profundidad de arcada al inicio y al final del tratamiento difieren en los pacientes tratados con aparatología fija autoligable de tipo pasivo y arcos sobredimensionados, en los pacientes tratados con aparatología fija convencional (brackets gemelares) y en el grupo control a los 24 meses.

2.2 Estudio *in-vitro*

H0₁. No existen diferencias en los valores de fricción estática en brackets autoligables, brackets convencionales metálicos y brackets convencionales estéticos (ambos brackets gemelares) en función de las variables: acabado de sección del arco, forma de ligado metálico o elástico, medio seco o con baño de saliva y aplicación de agente reductor de la fricción.

H1₁. Sí existen diferencias en los valores de fricción estática en brackets autoligables, brackets convencionales metálicos y brackets convencionales estéticos (ambos brackets gemelares) en función de las variables: acabado de sección del arco, forma de ligado metálico o elástico, medio seco o con baño de saliva y aplicación de agente reductor de la fricción.

H0₂. No existen diferencias en los valores de fricción estática entre los diferentes tipos de brackets estudiados.

H1₂. Sí existen diferencias en los valores de fricción estática entre los diferentes tipos de brackets estudiados.

3. Objetivos

3. OBJETIVOS

3.1 Objetivo principal:

Estudio clínico. Conocer y cuantificar los cambios que se producen a nivel transversal y sagital en pacientes tratados con aparatología fija autoligable y compararlos con los tratados con aparatología convencional (brackets gemelares) y con un grupo control.

Estudio *in-vitro*. Estudiar las variables que afectan la fricción en condiciones *in vitro* de aparatología ortodóncica autoligable, convencional y estética (ambos brackets gemelares).

3.2 Objetivos secundarios:

Estudio clínico.

- 3.2.1 Cuantificar los cambios a nivel transversal y sagital en pacientes tratados con aparatología fija autoligable de tipo pasivo y arcos sobredimensionados tras el tratamiento de ortodoncia
- 3.2.2 Cuantificar los cambios a nivel transversal y sagital en pacientes tratados con aparatología convencional tras el tratamiento de ortodoncia.
- 3.2.3 Cuantificar los cambios a nivel transversal y sagital en un grupo control, que nunca ha recibido tratamiento de ortodoncia, durante un periodo de 24 meses.
- 3.2.4 Comparar los resultados obtenidos entre los tres grupos.

Estudio *in-vitro*.

- 3.2.5 Conocer la fricción estática en brackets autoligables en función de las variables: acabado de sección del arco, forma de ligado metálico o elástico, medio seco o con baño de saliva y aplicación de agente reductor de la fricción.
- 3.2.6 Conocer la fricción estática con brackets convencionales metálicos (brackets gemelares) en función de las variables: acabado de sección del arco, medio seco o con baño de saliva y aplicación de agente reductor de la fricción.
- 3.2.7 Conocer la fricción estática con brackets convencionales estéticos (brackets gemelares) en función de las variables: acabado de sección del arco, medio seco o con baño de saliva y aplicación de agente reductor de la fricción.
- 3.2.8 Comparar los resultados de la fricción obtenida entre las combinaciones de tipo de bracket, acabado de la sección del arco, medio seco o con baño de saliva y aplicación de agente reductor de la fricción.

4. Fundamentos

4. FUNDAMENTOS

4.1 Evolución aparatología ortodóncica.

La ortodoncia sigue en desarrollo desde que empezó como especialidad odontológica a principios del siglo XX. En 1890 Edward H. Angle publicó su clasificación de maloclusión tomando como referencia la relación oclusal de los primeros molares.¹³ Angle fue el principal impulsor de la ortodoncia y realizó la definición de oclusión normal y su clasificación de maloclusiones que sigue todavía en vigor. Esto representó el comienzo de la ortodoncia como verdadera especialidad dentro de la odontología. Él desarrolló su propia aparatología para conseguir la alineación y la oclusión ideal de sus pacientes: primero el aparato de perno y tubo, luego el arco en cinta y posteriormente el arco de canto o "Edgewise", con bandas y brackets individuales. La influencia de Angle continuó hasta que unos de sus alumnos, Charles Tweed, estudió que los pacientes tratados con la metodología de Angle sufrían recidivas significativas tras el tratamiento. Fue entonces cuando Tweed introdujo el tratamiento ortodóncico con extracciones para resolver el apiñamiento¹⁴ y trató de corregir las deficiencias que vio en la filosofía de su predecesor. Otro cambio importante en la ortodoncia tuvo lugar cuando Larry Andrews implantó la aparatología de arco recto.¹⁵ En lugar de doblar el arco para conseguir la orientación adecuada de los dientes, la aparatología de Andrews tenía la angulación y el torque incorporado en los brackets. En teoría, estos brackets eliminaban la necesidad de realizar dobleces de primer, segundo y tercer orden durante el tratamiento.

La aparatología de arco recto revolucionó la ortodoncia haciendo el bracket mucho más eficiente. Desde entonces hasta la actualidad, cantidad de compañías ortodóncicas han desarrollado sus propios sistemas de brackets con prescripciones y mecanismos específicos. No obstante, todos comparten una característica común: para que una fuerza se transmita a un diente, los arcos deben estar conectados de alguna forma al bracket, por lo tanto, son necesarias ligaduras alrededor de los brackets. Las principales ligaduras que se utilizan en

ortodoncia son de acero o bien elásticas.¹⁶ Las ligaduras de acero se fabrican con una aleación de cromo y acero inoxidable y diámetros variables desde .009” hasta .012”. Las ligaduras metálicas producen efectos variables en la unión arco-bracket dependiendo de la tensión. Las ventajas que ofrecen son: no se deterioran en el medio intraoral, son resistentes y mantienen su forma. Además, retienen menor cantidad de placa y son más fáciles de higienizar. Los aspectos negativos recaen en el tiempo de colocación. Ha sido comprobado que el uso de ligaduras metálicas añade al menos 12 minutos al tiempo necesario para recambiar el arco.^{17, 18} Entre los riesgos adicionales se incluyen derivados de lesiones provocadas por los extremos de la ligadura y traumatismos en la mucosa del paciente si se desplaza el extremo de la ligadura.¹⁶

La introducción de ligaduras elásticas es otro acontecimiento importante en la ortodoncia. Surgieron a finales de la década de 1960 y rápidamente se convirtieron en la forma de ligado más común. Son más rápidas y fáciles de colocar y pueden usarse en cadenas para el cierre de espacios. No obstante, impiden una correcta higiene bucal lo cual es imprescindible para portadores de ortodoncia. Del mismo modo, las propiedades físicas de los elastómeros son mínimas y se ha comprobado que aumentan la fricción y la resistencia ante el movimiento.¹⁹

Hoy en día han reaparecido en la práctica ortodóncica brackets con un sistema de fijación integrado dentro del propio bracket. Son los conocidos como brackets autoligables. Ha supuesto una revolución comercial y su uso ha sido muy extendido entre los profesionales. El estudio de la prevalencia entre ortodoncistas americanos reporta un aumento exponencial en los últimos años, siendo un 8,7% en 2002 y aumentando hasta un 42% en 2008.^{20, 21}

4.2 Aparatología fija autoligable.

4.2.1 Definición.

Se conocen como brackets autoligables aquellos que tienen incluidos dentro de su estructura un sistema de retención al arco sin la necesidad de elementos adicionales. Este sistema suele ser una tapa en la superficie vestibular del bracket que puede ser deslizante o tipo *clip*.

4.2.2 Origen y evolución.

La andadura de los sistemas autoligables no es corta. El primer sistema fue descrito por Stolzenberg^{22, 23} en 1935 como prototipo y se llamó *Russell Lock Edgewise Attachment*. A partir de ese momento varios tipos se han patentado y muy pocos se han comercializado. El uso no ha sido muy generalizado ya que se limitaba a grupos pequeños de trabajo y tampoco quedaban claras las ventajas del cambio al sistema autoligable. Inicialmente, estos sistemas fueron diseñados con la finalidad de aumentar la velocidad del ligado. Pero, con la aparición de las ligaduras elastoméricas, la única ventaja que podían tener estos sistemas ya fue superada. Eso hizo que los sistemas de brackets autoligables fueran aparcados en la práctica ortodóncica. Con el inicio de la investigación en fricción y nuevas aleaciones superelásticas se pusieron de nuevo en el punto de mira. Y hoy en día, con el auge de tratamientos no extraccionistas y basados en arcos de nueva generación son protagonistas de gran número de comunicaciones y publicaciones.

Desde el primer bracket autoligable diseñado por Stolzenberg en 1935, se han ido introduciendo diferentes tipos de brackets autoligables con diferentes características y modificaciones. Tabla 1.

Tabla 1. Evolución brackets autoligables.

Bracket	Año
Russell Lock	1935
Ormco Edgeloock	1972
Forestadent Mobil-Lock	1980
Strite Industries SPEED	1980
'A' Company ACTIVA	1986
Adenta TIME	1994
Ormco/'A' Company Damon SL	1996
Ormco TwinLock	1998
Ormco/'A' Company Damon 2	2000
GAC In-Ovation	2000
GAC In-Ovation R	2002
Adenta Evolution LT	2002
Ormco Damon 3	2004
Ortho Org Carriere LX	2004
3M-Unitek Smart Clip	2004

4.2.3 Tipos y diseño.

Existe una diferencia principal en el diseño de los brackets autoligables. Es la forma de sujeción del arco al slot. Esta forma de sujeción puede ser de forma activa o pasiva. Figura 1.

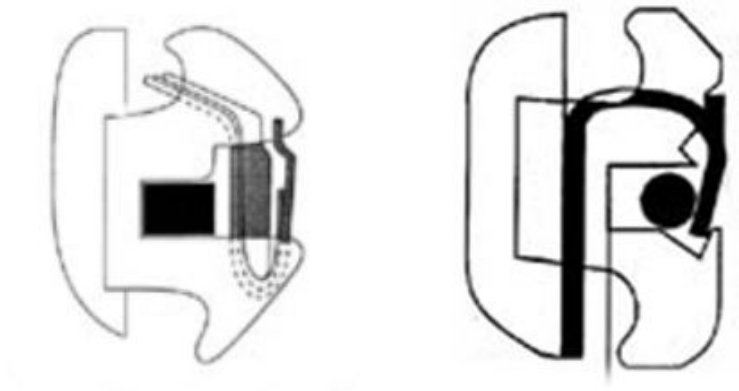


Figura 1. Bracket autoligable pasivo y activo en visión lateral

- **PASIVO.** Un diseño con una forma de sujeción pasiva no produce una disminución del slot del bracket. La tapa es una barrera vertical que actúa como stop físico. Evita la salida del arco pero no produce ningún componente activo sobre éste. Diseños de este tipo son *ACTIVA (A-Company)*, *DAMON SL (Ormco)*, *DAMON 2 (Ormco)*, *DAMON 3 (Ormco)*, *TWIN LOCK (Ormco)*, *Smart Clip (3M-Unitek)*.
- **ACTIVO.** Un diseño con una forma de sujeción activa del arco que tiene como objetivo llevar el arco al fondo del slot. Se produce una disminución del slot del bracket de aproximadamente 0.027” a 0.018” además hay una acumulación de la fuerza que contiene el arco más la liberada por la tapa del bracket. Diseños de este tipo serían: *INNOVATION (GAC)*, *INNOVATION R (GAC)*, *TIME (Adenta)*, *SPEED (Strite Industries)*.

Por el tipo de mecanismo de sujeción del arco, activo o pasivo, en la literatura se describen características que se pueden atribuir a cada uno de los tipos:

- **Control de las rotaciones.** En los pasivos al producirse una disminución de la luz del bracket, un arco tendrá mayor capacidad de alineamiento que lo tendría con un arco de sujeción pasiva. En los brackets autoligables de tipo pasivo se utilizan arcos mayor calibre de aleaciones de Cu-Ni Ti, para poder llenar la luz del bracket y así controlar las rotaciones sin tener que aumentar la cantidad de fuerza que recibe el diente.²⁴
- **Fuerza que actúa sobre el diente.** Para arcos redondos menores a .018” no existe diferencia de fuerza liberada entre los pasivos y activos. En ambos casos el arco puede moverse libremente dentro del slot sin por ello tener que aumentar la fricción. En el caso que el diente se encuentre muy rotado o muy alejado de la línea de arcada, recibirá una fuerza mayor que la que recibiría con uno de tipo pasivo.²⁵ Para arcos redondos mayores de .018” un bracket activo aplica una fuerza continua sobre el arco, aunque el arco quede pasivo sobre el bracket, esta presión hace que se siga produciendo fuerza sobre el arco y tenga más capacidad de alineación que tendría el mismo arco en un bracket pasivo.¹⁸
- **Expresión torque.** Cuando se comparan brackets pasivos y activos con arcos rectangulares en las últimas fases de tratamiento. Se podría pensar que los activos aumentan la fuerza de torque sobre el diente, pero no es así. Inicialmente, debido al diseño de la mayoría de estos no podían llegar a expresar el par de fuerzas en la porción superior del slot. Para evitar esto se realizaron algunas modificaciones en el diseño, o bien aumentando los valores de torque en los brackets. Esto no ocurre en *SmartClip*, ya que la forma de sujeción no se basa en una tapa activa que reduce la porción superior del slot sino en un clip que mantiene ligado el arco al bracket gemelar.^{6, 18, 26} Actualmente, con las modificaciones realizadas y comparando *Damon2*, *SmartClip* y *InOvation R* se observa que los de tipo activo son más efectivos para producir la torsión del diente.²⁷ Pero al comparar la expresión de torque de los brackets autoligables tanto pasivos como activos con los convencionales metálicos

o estéticos. Los autoligables crean un momento siete veces menor que los de ligado convencional.²⁸

- **Fricción.** Al sumarse la fuerza de la tapa del bracket a la del arco se produce un aumento de fricción en los de tipo activo al compararse con los autoligables pasivos. Revisando estudios de fricción donde se comparan brackets autoligables activos y pasivos con los de ligado convencional. Los de tapa pasiva son los que menores valores de fricción tienen de forma estadísticamente significativa.²⁹ Las diferencias de valores de fricción desaparecen cuando utilizamos arcos mayores de .020 x .020” o bien cuando hay grandes problemas de alineación iniciales en la arcada. Aunque los activos tengan mayor fricción, si se comparan los resultados obtenidos con los de ligado convencional, las diferencias son muy grandes siendo menores los valores de fricción en los de tipo autoligable.^{7, 17, 30}

Puede que, con un autoligable de tipo activo las fases de alineación sean mucho más rápidas. Que no se tenga que aumentar mucho el calibre del arco para poder conseguir una correcta alineación. Pero, con las nuevas aleaciones superelásticas que se disponen, se puede aumentar el calibre del arco sin aumentar la fuerza que libera el alambre. De tal manera que existe un buen control del diente con arcos de mayor sección y fuerzas ligeras. La diferencia estará en almacenar la fuerza sólo en el arco (brackets pasivos) o bien repartirla entre el arco y el mecanismo de cierre del bracket (brackets activos).

4.2.4 Ventajas de la aparatología autoligable.

El sistema de ligado es una parte muy importante de la mecánica ortodóncica. Es el elemento que trasmite la fuerza del arco al bracket y de allí al diente. Casas comerciales y algunos dictantes describen múltiples ventajas que puede aportar la aparatología autoligable sobre el paciente y la mecánica del tratamiento. Muchas de ellas han sido estudiadas en la literatura, estas son:

- **Ligado seguro y robusto.** Es importante que una vez ligado el arco en el bracket, se mantenga allí hasta la siguiente visita. La ligadura metálica es muy válida en este punto mientras que la ligadura elástica si es dejada allí durante mucho tiempo, se acaba degradando y finalmente perdiendo. Las ligaduras elásticas están afectadas por la humedad y el calor del ambiente. Tienen una rápida pérdida de la fuerza del 53-68% en las primeras 24 horas. Por lo que, las ligaduras elásticas están indicadas para las fases iniciales de tratamiento, durante la fase de alineamiento y nivelación, pero la rápida pérdida de fuerza y deformación constante hace que no estén aconsejadas en la fase de mayor expresión de los arcos.³¹ Los sistemas autoligables han ido añadiendo mejoras en este punto. Los primeros diseños tenían las desventajas que bien se abría la tapa inesperadamente entre visita y visita, o bien la tapa se rompía y desaparecía el sistema de ligado. Harradine⁶, señala que la rotura de la tapa en los brackets autoligables se produce en el ligado y desligado del arco y que el riesgo no es muy grande pero significativo para dejar de trabajar con este tipo de aparatología. Pero hasta este momento, los diseños han ido incorporando mejoras que harían que estos problemas no vuelvan a suceder.
- **Completa introducción del arco en el *slot*.** Las ligaduras metálicas permiten que el arco se introduzca completamente en el *slot*. Además, se pueden apretar más o menos. Las ligaduras elásticas no tienen esta característica, la fuerza de ligado viene dado por el material y se va degradando a lo largo del tiempo. Se puede aumentar la fuerza de ligado colocándolas en “8” para asegurar que el arco queda bien introducido en el *slot*. Pero tampoco de esta manera se evita la degradación y reducción de la fuerza de ligado. Con los sistemas autoligables se asegura un correcto asentamiento del arco en el slot. Si el arco no está correctamente asentado no se puede cerrar la tapa. Existen diferentes elementos auxiliares que

permiten la correcta entrada y cierre de la tapa en la mayoría de los sistemas de brackets autoligables.

- **Rápido y fácil de usar.** Esta fue la característica que hizo introducir los brackets autoligables. En un estudio¹⁷ comparativo de los brackets de ligado convencional y los autoligables, se hace referencia al tiempo de ligado y desligado necesario con ligadura metálica y elástica sobre bracket convencional y el tiempo necesario sobre los brackets *SPEED (Strite Industries)*, *Activa ('A' Company)* y *Edgeloek (Ormco)*. Cuando se comparaba el tiempo de desligado del grupo autoligable y del grupo de ligado convencional, la diferencia era significativamente menor. Comparando el tiempo de ligado, la diferencia entre los dos grupos aún era más crítica. En el primer estudio exclusivo sobre ahorro de tiempo³² se estudiaron brackets tipo *Activa ('A' Company)* con brackets de ligado convencional con asistentes entrenadas y sin entrenar. Se llega a la conclusión que el tiempo utilizado para desligar y ligar el arco en brackets convencionales con ligadura metálica es tres veces mayor que con brackets autoligables. Separando los procesos, la diferencia era aún mayor en el ligado que en el desligado. Además, no existía gran diferencia entre si el asistente que realizaba el proceso estaba entrenado o no. En una comparativa⁶ de brackets convencionales y brackets *DAMON SL (Ormco/ 'A' Company)* se encuentran pequeñas diferencias en el tiempo de ligado y desligado. Diversos autores afirman un ahorro de hasta 9 minutos por visita comparado con el uso de ligaduras metálicas y aproximadamente 2 minutos en comparación con ligaduras elásticas.^{17, 32-34} Otro estudio publicado sobre la eficiencia del tratamiento, demuestra un ahorro de 24 segundos durante el cambio del arco con el uso de brackets autoligables.³² Aunque son reducciones de tiempo significativas en comparación con las ligaduras convencionales, representan sólo una pequeña parte del tiempo total de la visita del paciente. Y se debe valorar por parte del profesional si esta reducción de tiempo le supone una mejoría en su práctica diaria. Parece haber suficiente evidencia para afirmar que los sistemas de autoligado ofrecen

una reducció moderada de temps en el silló dental. No obstant, depèn del disseny particular del bracket i de la experiència del professional.

- **Menor número de citas.** Existen varios estudios en los que se afirma que el tratamiento con aparatología autoligable es más rápido, que requiere un menor número de visitas y consigue una oclusión y alineamiento final mejor que el tratamiento con brackets convencionales.^{9, 24} En dos estudios retrospectivos llevados a cabo en 2001 se encuentra una disminución significativa del tiempo total de tratamiento con el uso de brackets autoligables. Los autores coinciden en que la reducción es de 4 a 6 meses menos y de 4 a 7 visitas menos.^{5,6} Por el contrario, otros estudios similares^{35, 36} y la mayoría de estudios randomizados publicados actualmente³⁷⁻⁴¹, alegan que no existen diferencias significativas en cuanto a tiempo total de tratamiento entre brackets autoligables y convencionales. Otros autores⁴² afirman que no existen ventajas significativas en el tiempo total de tratamiento, número de visitas y el tiempo requerido para la alineación inicial. Éste último estudio coincide con una publicación reciente⁴³ que también afirma que no existen diferencias en términos de duración total de tratamiento y número de visitas. Revisando la literatura, existe controversia en cuanto al tiempo total de tratamiento y el número de visitas con aparatología autoligable. Parece que los brackets autoligables por sí mismos no confieren una reducción en la duración del tratamiento y se puede concluir que no hay evidencia para confirmar la reducción del tiempo de tratamiento.¹

44

- **Que permita baja fricción.** Son varios los estudios que confirman que se disminuyen los coeficientes de fricción de forma estadísticamente significativa, cuando se comparan brackets autoligables y de ligado convencional. La cantidad de fuerza requerida para producir movimiento dental con brackets autoligables es mucho menor que con los de ligado

convencional. Si se compara la fricción de brackets autoligables con diseño *Speed (Strite Industries)* respecto a los de ligado convencional, se reduce en un 50-70% ($p < 0.01$).⁴⁵ Los coeficientes de fricción aumentan a medida que va aumentando el calibre del arco.⁴⁶ La fricción también varía cuando se utilizan arcos del mismo calibre de TMA y de acero inoxidable, siendo mayor con aleaciones de TMA.²⁹ Un aumento de los valores de angulación y torque en la prescripción del bracket hace aumentar de manera lineal la fricción.^{45, 47}

- **Que permita alta fricción.** Hay ocasiones en que se requiere una fijación del arco al diente para evitar un movimiento no deseado. En estos casos es necesario en que el diseño del bracket disponga la opción de poder colocar una ligadura (elástica o metálica) para poder bloquear el arco. Este bloqueo se puede conseguir colocando una ligadura elástica. Con esto, se aumenta la fricción a niveles de brackets de ligado convencional. También, se puede colocar en forma de “8”, de tal manera que aumenta la fricción en un 70-220% ($p < 0.01$) respecto a la colocación convencional.⁴⁵
- **Posibilidad introducir módulos elásticos.** Diseños previos de brackets autoligables no disponían de un gancho para poder colocar módulos elásticos como cadenas, elementos activos o elásticos intra-intermaxilares. Esto se hacía sobre las aletas del bracket lo que aumentaba la fricción. La mayoría de los brackets autoligables disponibles hoy en el mercado han cambiado su diseño para insertar un gancho, como el caso de *Damon 2 (Ormco)*, *Innovation R (GAC)* y *SmartClip (3M-Unitek)*.
- **Permitir correcta higiene oral.** Durante el tratamiento ortodóncico se ha documentado un aumento de *Streptococcus mutans* y *Lactobacilos sp.* tanto en la saliva como en la placa dental.⁴⁸ El uso de ligaduras elásticas aumenta el acumulo de placa en los pacientes. Este hecho produce efectos

contraproducentes en la proporción de estas bacterias en el acúmulo de placa sobre los tejidos blandos y las superficies dentales adyacentes al bracket.⁴⁹ Aunque la mayoría de brackets autoligables sean de menor tamaño que los convencionales en sentido mesiodistal, son mayores en sentido vestibulolingual y no por ello se produce un mayor acúmulo de placa. Se ha demostrado que con los brackets autoligables se produce un menor contacto del arco con la superficie dental, lo que produce un menor acumulo de placa.^{33,50} Pero, algunos estudios se ha comparado el impacto de los brackets autoligables y las ligaduras elásticas en la retención de placa. Existen estudios comparativos realizados de manera randomizada sobre pacientes⁵¹ o bien con diseño *Split-mouth*⁵², dónde se compara aparatología convencional y autoligable. En los resultados de ambos estudios, los niveles de *S. mutans* son mayores en todos los pacientes tratados con aparatología fija sin establecer diferencias significativas entre autoligables y convencionales. Así que, se puede concluir que los brackets autoligables no ofrecen ventajas respecto a los brackets convencionales en cuanto a menores niveles de placa y salud periodontal.

- **Experiencia subjetiva de dolor.** El dolor es el principal efecto secundario que padecen los pacientes portadores de aparatología fija. La disminución del dolor con el uso de brackets autoligables puede ser debido a: las fuerzas que reciben los dientes son menores debido a que los arcos usados son de menor diámetro; y los dientes se mueven más fácilmente a causa de la baja resistencia al deslizamiento de la aparatología autoligable.¹² Una variable significativa que influye en el dolor experimentado durante el tratamiento, es la cantidad de fuerza aplicada a la dentición. Niveles de fuerza óptimos para el movimiento dental serían necesarios para estimular la actividad celular sin ocluir completamente los vasos sanguíneos contra el ligamento periodontal. Fuerzas continuas ligeras producen un movimiento dental más eficiente que las fuerzas mayores que deberían ser evitadas.⁵³ Los brackets de autoligado trabajan con una secuencia de arcos basado en arcos superelásticos con aleaciones de Cu-NiTi. Este tipo de aleaciones tienen un rango de

transformación de temperatura muy preciso. $\pm 2^\circ$.²⁴ Además son muy predecibles en cuanto a la fuerza que liberan. Y son más resistentes a una deformación constante. La capacidad de producir fuerzas ligeras y continuas permiten una vascularización óptima del periodonto reduciendo las zonas isquémicas y disminuyen la reabsorción basal. Se permite la reparación de las zonas de cemento reabsorbido durante el movimiento. Si se activa cualquier tipo de aparatología de forma muy frecuente, se colapsa el sistema de reparación y producen daños irreversibles sobre el diente y el hueso que con reactivaciones menos frecuentes se hubieran evitado.³ Por este motivo se estima una reducción del dolor asociado al movimiento dental ortodóncico. Se han publicado varios estudios que investigan la cantidad de dolor percibido por el paciente con el uso de brackets autoligables y convencionales.^{38, 54-57} Algunos obtuvieron que los pacientes experimentaban niveles de dolor más bajos con brackets autoligables^{54, 57} otros autores establecen que no existen diferencias significativas.⁵⁵ En un estudio con diseño *Split-mouth* se estudia la cantidad de dolor midiendo la cantidad de neuropéptido sustancia-P, marcador inflamatorio asociado al dolor, en el fluido crevicular gingival. Los autores encontraron que el tratamiento con brackets autoligables disminuye significativamente los niveles de este marcador inflamatorio cuando se compara con las ligaduras convencionales a las 24h de posicionar el arco.⁵⁸ Así que, se podría establecer que una menor resistencia al desplazamiento y el uso de arcos de menor diámetro, con la misma efectividad, pueden hacer que el tratamiento de ortodoncia realizado con aparatología autoligable pueda ser menos doloroso para el paciente.

- **Eficiencia del alineamiento inicial.** Los defensores de la aparatología autoligable afirman que este sistema de baja fricción junto con fuerzas ortodóncicas ligeras aumentan la velocidad del movimiento dental.³⁶ Un gran número de estudios prospectivos han investigado la eficiencia de la fase de alineamiento inicial durante periodos de 20 semanas.^{36, 38-41, 59} Los resultados de estos estudios indican que la aparatología autoligable no muestra ventajas significativas. En un análisis prospectivo⁶⁰ sobre 48 pacientes donde se

comparaba la eficiencia de alineamiento entre *SmartClip* (3M) y brackets convencionales. Se observó que *SmartClip* no era más efectivo en reducir el apiñamiento durante la primera fase de tratamiento, incluso la capacidad de alinear los dientes era inferior a los convencionales. Estos mismos resultados se repiten en un estudio aleatorio⁴⁰ en el que se comparaba el modelo *Damon3* (*Ormco*) con aparatología convencional en pacientes tratados con extracciones de los primeros premolares. En otro³⁹ donde se comparan autoligables pasivos y convencionales no se establecen diferencias significativas en el alineamiento mandibular. En ese estudio se afirmaba que la eficiencia solamente está relacionada con la cantidad de alineación a conseguir y el apiñamiento inicial. Así que, los brackets autoligables no aparentan tener mayor eficiencia durante la fase inicial de alineamiento.

- **Reabsorción radicular.** La Reabsorción Radicular Apical (RRA) implica la eliminación de dos estructuras, cemento y dentina, y puede ser de carácter reversible o irreversible.^{61, 62} Se define como la reducción del ápice radicular y entre sus diferentes etiologías se encuentra el tratamiento ortodóncico. Los dientes más susceptibles a RRA son los incisivos mandibulares y maxilares, especialmente los incisivos laterales maxilares.^{61, 62} En un estudio donde se comparaba aparatología autoligable y convencional⁶³ usando radiografías panorámicas, se estableció que no existían diferencias significativas de reabsorción radicular en incisivos maxilares con sistemas autoligables. Otro realizado con radiografías periapicales⁴⁰ obtuvo los mismos resultados. Pese a que son escasas las publicaciones de aparatología autoligable y reabsorción radicular, las diferencias encontradas en los artículos publicados no son estadísticamente significativas. No se establece relación directa con el tipo de aparatología usada pero si con el tiempo total de tratamiento y el grado de reabsorción.⁶⁴

- **Menor riesgo de daño sobre tejidos blandos.** Al evitar el uso de ligaduras metálicas, se disminuye el riesgo de lesión sobre los tejidos blandos durante el ligado y entre visita y visita.^{12,32}

4.2.5 Desventajas.

No son todo ventajas en el uso de la aparatología autoligable. Han ido apareciendo publicaciones donde se critican sus puntos débiles y que hay poco estudio riguroso para poder defender sus efectos.^{56,65} Que los brackets autoligables no son más rápidos que los de ligado convencional.⁶⁶ Existen pocos estudios de estabilidad y que no hay resultados a largo plazo de los tratamientos realizados con este tipo de técnica. Estudios a medio y corto plazo informan que los resultados obtenidos son igual de inestables que los conseguidos con otras técnicas⁶⁷ pero también hay afirman que se mantienen estables en el tiempo.⁶⁸ Las otras desventajas que se deben anotar son:

- **Familiarización con la técnica.** Al ser una técnica nueva el ortodoncista y el personal auxiliar se debe familiarizar con este tipo de aparatología. En varios diseños el problema radica en la colocación del bracket. En el caso de *Damon 2*, la colocación era un poco más complicada porque se debía colocar respecto a la base del bracket y no respecto a las aletas. En el caso de *Innovation R*, se debe colocar respecto al bracket pero si se cementa con la tapa abierta no se puede ver el eje longitudinal del bracket y si se hace con la tapa cerrada no se dispone del slot como referencia vertical a la hora de cementarlo. Así que, se recomienda el cementado indirecto para conseguir un cementado lo más preciso posible. Otra dificultad se encuentra al abrir y cerrar la tapa, existen tipodontos para poder realizar las prácticas de cómo abrir y cerrar. Es común el descementado de brackets al manipular la tapa. Pero después de una fase de aprendizaje ya no se vuelven a producir este tipo

de problemas. También en algunos casos la secuencia de arcos también cambia por lo que se deberá tener en cuenta.⁴

- **Coste.** La aparatología fija autoligable disponible en el mercado es bastante más cara que la de ligado convencional.¹⁸ También los arcos de nuevas aleaciones de los que suelen ir acompañados son mucho más caros. Si se tiene sólo en cuenta el precio de la aparatología, es mucho más económica la de tipo convencional. Pero se deben tener en cuenta las ventajas que pueden aportar la aparatología fija autoligable como son, la disminución del tiempo sillón, el acortamiento de duración del tratamiento, y la comodidad para el ortodoncista y el paciente.⁶⁹⁻⁷¹

4.2.6 Técnicas con aparatología fija autoligable y arcos sobredimensionados.

Los objetivos del tratamiento ortodóncico son conseguir el mejor equilibrio entre la relación oclusal, conseguir la mejor estética facial como dental y que los resultados obtenidos sean estables y se mantengan a largo plazo.⁵³ Las demandas de los pacientes han ido cambiando a lo largo del tiempo, estos solicitan tratamientos cada vez más cortos y sin la necesidad de realizar extracciones.¹² Cuando un profesional afronta la solución de un caso, dispone de las herramientas de expansión, protusión, distalización o eliminación de material dentario con extracciones o reducción interproximal. Con estos antecedentes, durante los últimos 15 años se ha producido un relanzamiento de la aparatología fija autoligable. Las casas comerciales han vendido el producto junto con arcos de nuevas aleaciones y formas diseñando un sistema de arcos y brackets. Se afirma, según los fabricantes, que estos sistemas permiten la solución de los casos sin la necesidad de hacer extracciones y reduciendo el tiempo de trabajo y total del tratamiento con unos resultados estéticos satisfactorios y que además, son estables en el tiempo. Descartando las opiniones de profesionales y descripción de casos, que ocupan la posición más baja dentro de la escala de validez científica, son pocos los estudios que puedan afirmar ventajas de la aparatología autoligable respecto a la de ligado

convencional. De todas la ventajas que se describen de este tipo de aparatología si se revisan en RCT's bien diseñados, la única diferencia demostrada y contrastable es un menor tiempo de sillón y una menor protusión del incisivo inferior¹. Damon propone la combinación de un sistema de baja fricción, como la aparatología autoligable, con arcos sobredimensionados para conseguir expansión y aposición ósea vestibular.⁴ Se sugiere que las fuerzas aplicadas son tan bajas que los labios pueden competir con las fuerzas ortodóncicas y restringir el movimiento vestibular de los dientes. Asimismo, se propone la aparatología autoligable como método de expansión por su efecto “*Lip Bumper*”. Este efecto, al liberar las fuerzas de la musculatura perioral, permite que las arcadas dentarias se desarrollen en sentido transversal gracias a las fuerzas linguales y los arcos sobredimensionados. Figura 2

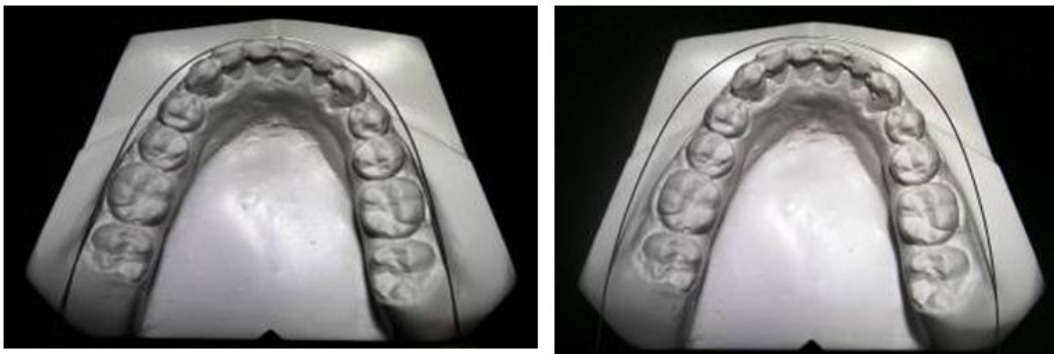


Figura 2. Arco de alineación de técnica convencional y arco de alineación con forma sobredimensionada de técnica autoligables sobre misma arcada.

El problema transversal es el más importante a la hora de conseguir más estabilidad oclusal y una mejor función que la relación sagital o la relación vertical.^{72, 73} La causa de la deficiencia transversal maxilar suele ser multifactorial. Puede ser congénita, de desarrollo, traumática o iatrogénica. Si la causa es por hábito y el paciente es muy pequeño, una vez cesa el hábito se soluciona la maloclusión, pero no suele ser así. La corrección de la dimensión transversal suele requerir ortopedia, ortodoncia o cirugía ortognática. Para que exista un problema transversal, no tiene porque existir mordida cruzada uni o bilateral, también se pueden encontrar compensaciones dentoalveolares que eviten la maloclusión. Estas compensaciones son la torsión de las coronas de los sectores posteriores maxilares hacia vestibular y la torsión lingual de los sectores posteriores mandibulares.⁷⁴

El diagnòstic del problema transversal se debe hacer en clínica y con pruebas complementarias. En el examen del paciente se debe valorar la amplitud del maxilar en sonrisa, la aparición de corredores laterales oscuros es signo de compresión maxilar. En el análisis de la dentición se observa si existe mordida cruzada, de uno o de ambos lados y también las compensaciones dentoalveolares que puedan existir. Sobre los modelos de estudio se puede determinar el problema transversal. Se hace con pruebas como el oclusograma⁷⁵, que determinará la compresión maxilar que hay sobre la forma y amplitud de la mandíbula. Radiológicamente se puede conocer la compresión maxilar con la radiografía posteroanterior de cráneo, con el análisis frontal de Ricketts⁷⁶ y las medidas para la amplitud de maxilar y mandibular determinadas para cada edad.⁷⁴

Para solucionar los problemas en el plano transversal el profesional tiene diferentes estrategias disponibles:

- **Expansión ortopédica.** La expansión ortopédica es aquella conocida como expansión verdadera. Por la aplicación de fuerza sobre el paladar a través de los dientes, se produce una expansión sobre las suturas esqueléticas. Es la conseguida por un disyuntor palatino. La expansión a nivel anterior (caninos) es mayor que a nivel posterior (molares) con un ratio 3:2.⁷⁷ A medida que el paciente se acerca a la madurez esquelética y la sutura se empieza a soldar, el componente esquelético de la expansión disminuye y aumenta la proporción dentoalveolar.⁷⁸ El componente dentoalveolar es el responsable de la recidiva que puede aparecer posteriormente. Son varios los estudios que comentan la estabilidad de este tipo de expansión y los valores de recidiva van de un 0 a un 56%.⁷⁹⁻⁸²
- **Expansión pasiva.** La expansión pasiva es el segundo tipo de expansión. Se caracteriza porque no hay una aplicación directa de fuerza sobre el hueso, ya que la tracción perióstica produce la expansión. Los cambios conseguidos no son tan evidentes y rápidos como en la expansión ortopédica, pero son reales. Se puede

conseguir con aparatología funcional tipo Frankël, el arco interno de una tracción extraoral o un lip bumper. Existen varios estudios que comentan la eficiencia y estabilidad de este tipo de expansión. La mayor expansión suele estar a nivel de premolares.^{83,84} Y los cambios conseguidos se mantienen estables en el tiempo con una mínima recidiva. La expansión pasiva es muy estable ya que produce una aposición directa de hueso.^{85,86}

- **Expansión dentoalveolar.** La expansión dentoalveolar o ortodóncica es aquella que produce una expansión vestibular de los sectores laterales.⁸⁷ Produce una inclinación de la corona hacia vestibular y como la base esquelética permanece siendo estrecha puede producir daño periodontal.⁷³ Es aquella que se produce con placas removibles, aparatología auxiliar transversal como quad-helix o barra palatina con brazos, o arcos y brackets. De todas las expansiones es la más comprometida y la que más recidiva suele tener ya que el efecto producido es dentoalveolar.^{88,89}

Existe controversia sobre la naturaleza de la expansión producida por la aparatología fija autoligable y arcos sobredimensionados. Por el punto de aplicación de la fuerza se podría pensar que es dentoalveolar, pero los autores que defienden esta técnica afirman que la aplicación de fuerzas muy leves conseguidas con nuevas aleaciones y arcos sobredimensionados producen una expansión pasiva e incluso ortopédica con modificación de la base esquelética.^{2,4} Un estudio reciente⁹⁰ realizado con CBCT a 7 meses indican que no existen diferencias en la cantidad de cortical en pacientes tratados con aparatología convencional y autoligables, todos tratados con arcos anchos. Otro estudio realizado sobre CBCT con mayor muestra y mayor tiempo de observación afirma que la expansión se produce por inclinación de la corona en brackets autoligables tanto activos como pasivos. Comenta que hay mucha variabilidad en cuanto a la formación y pérdida de hueso a nivel vestibular entre los pacientes, aunque con los de tipo pasivo es donde menos hueso se pierde. Concluye que, aunque se mejore la forma de arcada, el efecto de expansión pasiva no se puede confirmar en el estudio.

4.3 Fricción en ortodoncia.

La comprensión del concepto de fricción en el uso de brackets autoligables y su evidencia clínica puede resultar fundamental a la hora que el ortodoncista seleccione el sistema de aparatología fija adecuado en cada situación. Según Kusy y Whitley, la resistencia al deslizamiento se divide en tres componentes principales: la fricción clásica (tanto estática como dinámica), el *binding* y el *notching*¹⁰, siendo la fricción la fuerza de resistencia que se produce entre dos superficies, la ranura y el arco de alambre, realizando un movimiento en la misma dirección pero en sentido opuesto.⁸ En términos generales, existen dos tipos de fricción en ortodoncia: la dinámica y la estática. La fricción dinámica es directamente proporcional a la fuerza normal de ligado, la cual actúa perpendicularmente a la dirección del movimiento entre las superficies en contacto de arco y bracket. Por lo contrario, la fricción estática es aquella que se opone a cualquier fuerza aplicada, de forma que cuando esta fuerza es vencida, el movimiento comienza. La fricción dinámica suele ser menor que la estática, y se opone al movimiento del diente.¹⁰ Se podría decir en grandes términos que la dinámica es la fuerza que se produce durante el movimiento, y la estática es la fuerza producida para iniciar el movimiento. Como se ha dicho anteriormente, otros componentes a tener en cuenta son el *binding* y *notching*. Cuando se produce una deflexión o deformación elástica reversible del alambre debido a una fuerza horizontal es lo que se conoce como *binding*. Si se sigue incrementando la fuerza, la deformación elástica sigue aumentando, provocando una deformación del arco de forma permanente e irreversible, denominada *notching*.¹⁰ Estas dos situaciones clínicas son evolutivas la una de la otra, siendo el *binding* un importante factor generador de fricción y ralentizador del movimiento dental y el *notching* frenando el movimiento dental al completo.⁴⁴ Figura 3.

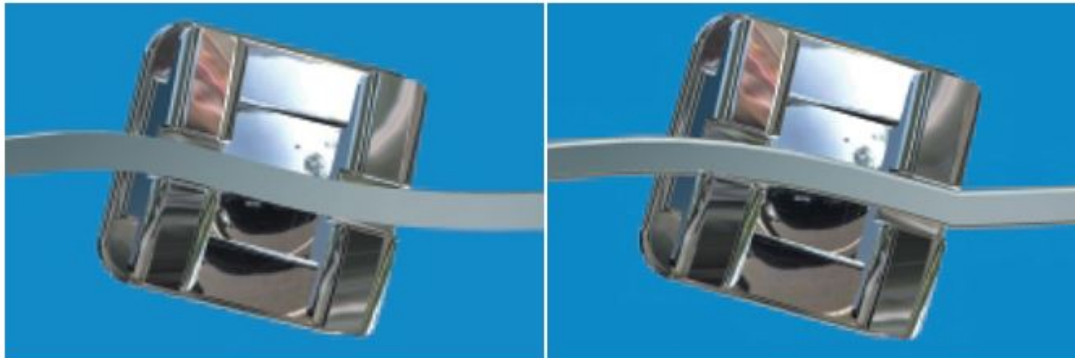


Figura 3. Representación gráfica de deformación elástica o *Binding* y deformación irreversible *Notching*.

Al revisar la literatura, se puede encontrar que la fricción es de naturaleza multifactorial.^{30,91} Existen demasiados factores biológicos, físicos y mecánicos involucrados en el desarrollo adecuado de los aparatos de ortodoncia. La cantidad de fuerza friccional depende de la unión entre el bracket y el arco, pero también de algunas variables complementarias como: el tipo de bracket y el material, la forma, el tamaño y la sección transversal del arco. Por tanto, el profesional debe tener especial cuidado a la hora de elegir la combinación arco-bracket más apropiada para cada fase del tratamiento.

Al estudiar el tipo de bracket, se afirma que los brackets autoligables generan menor fuerza de fricción estática y dinámica en comparación con los convencionales.⁹² Referente al arco, la literatura reporta que la fricción producida por los alambres de Ni-Ti se encuentra entre la del acero y el beta-titanio, aunque hay autores que señalan que cuando el bracket tiene angulaciones mayores a un 3%, la fricción es menor que la conseguida con arcos de acero inoxidable.⁹³ Algunos investigadores han reportado que las ventajas de la disminución de la fricción con los brackets de autoligado activos se ve reducida cuando se colocan arcos rectangulares.^{3,30}

Una baja fricción aumenta significativa y considerablemente al aumentar también a angulación y el torque, siendo la angulación un factor a tener en cuenta en la elección de la anchura del bracket.¹⁰ Un bracket más estrecho generará una resistencia mayor al

deslizamiento.⁹⁴ Además, estos mismos autores refieren en la literatura que el grado de fricción es dependiente del efecto de la saliva sobre la aleación. La lubricación reduce significativamente la resistencia friccional (entre un 60,5% y un 46,0%) para varias angulaciones entre brackets y arcos.⁹⁵ Otro autor concluye que, en presencia de saliva humana o artificial, hay diferencias estadísticamente significativas en la fricción que fueron notadas entre diferentes tests en medios secos y húmedos.⁹⁶ Un incremento de la fricción en presencia de saliva genera un incremento de la atracción entre superficies ásperas de la interfase bracket-arco, lo cual puede empeorar la resistencia al deslizamiento.⁹⁷ Por otra parte, todos los brackets o arcos de acero tienen el coeficiente de fricción más bajo en medios secos y húmedos.⁹⁸ Por lo tanto, se sugiere que la saliva es el lubricante más efectivo en los arcos de Ni-Ti que en los de acero inoxidable.^{94,99}

Dicho esto, la literatura existente también da importancia a otros factores en el deslizamiento dental tales como la anchura del bracket, el material del bracket, el material del arco, las dimensiones del arco, la ranura del bracket, la angulación del arco originada por la maloclusión existente, la técnica del ligado, la saliva y la distancia interbracket. Todos ellos son factores a tener en cuenta y que pueden influir en la fricción clásica.^{100,101}

4.3.1 Arcos de sección híbrida

Al revisar la literatura clásica de fricción, se afirma que el punto crítico es el ángulo de contacto entre el alambre y el slot del bracket.^{102,103} A medida que aumenta el tamaño del arco, el espacio libre dentro del slot disminuye y el ángulo de contacto entre arco y la superficie del slot también decrece. Diversos autores indican que la disminución del ángulo de contacto por un aumento de diámetro del bracket aumenta los valores de fricción. Pero la fricción es una variable afectada por diversos factores del alambre: el tamaño ocluso-gingival del alambre, la sección del alambre y la rigidez de éste.¹⁰⁴ Arcos de mayor diámetro y de sección rectangular aumentan el control del diente durante la mecánica de deslizamiento, pero aumentan los valores de fricción al compararlos con un alambre de sección redonda,

que tiene menor control en el deslizamiento del diente sobre el arco.¹⁰⁵ Para reducir los valores de fricción y no perder el control del diente se han diseñado arcos rectangulares de gran diámetro con los cantos redondeados. Estos arcos se hacen llamar arcos rectangulares de sección híbrida.¹¹ Desde la casa comercial se afirma que la sección híbrida facilita la entrada dentro del slot del bracket, aumentando el confort del paciente. Además, si un diente no está del todo alineado permite insertarlo sin necesidad de aumentar la fuerza. El fabricante afirma que los cantos redondeados del alambre híbrido reducen el *binding* y *notching* durante el deslizamiento y mejoran los valores de fricción. Hasta ahora, no se encuentra en la literatura el efecto que puede producir un arco de sección híbrida en los valores de fricción. Figura 4.

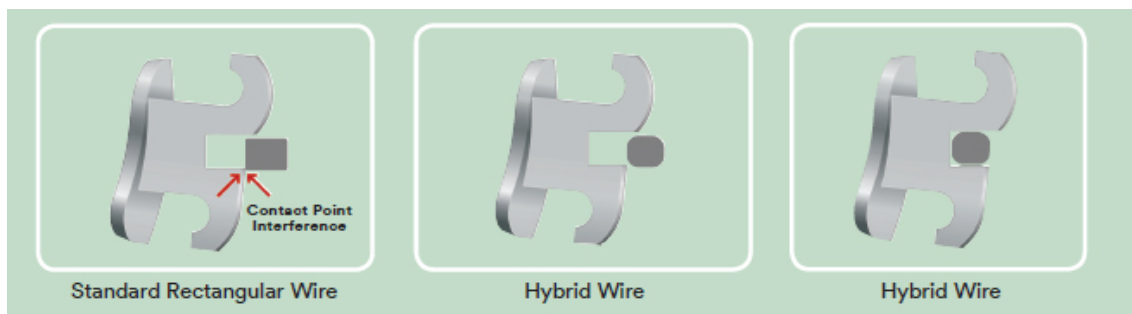


Figura 4. Representación gráfica de inserción de un arco de sección convencional y uno de tipo híbrido.

4.3.2 Agente reductor fricción (ARF)

Existen en el mercado productos formulados con la finalidad de disminuir los valores de fricción. En 2009 se empezó a comercializar Orthospeed (*Instituto de Investigación en Ortodoncia, Madrid, España/ Laboratorios Kin, Barcelona, España*). Se trata de un agente reductor de la fricción (ARF) diseñado con la finalidad de disminuir los puntos o superficies de fricción entre brackets, alambres y ligaduras a través de la formación de una capa superficial de revestimiento que sirve como amortiguador del contacto entre las superficies. Como efectos simultáneos, es un producto antiinflamatorio y antiséptico que permite un mayor confort al disminuir la gingivitis o estomatitis aftosa. El producto contiene Triclosan,

Fluoruro sódico (0,124 p/p), Aceite Olea europea, agua, Polysorbate 80, Allantoína, Aloe barbadensis, Citrato de Zinc, aromas y colorantes. El producto está acabado en diferentes consistencias y colores. Existe el acabado amarillo con menor densidad y consistencia fluida, el acabado azul de densidad intermedia y consistencia media y finalmente el de color verde densidad máxima. Según el fabricante se debe colocar el azul en el fondo del slot del bracket, el verde se debe aplicar sobre la superficie del arco y finalmente el amarillo sobre el bracket y el arco una vez se han colocado los dos compuestos. Y se recomienda una capa del verde una vez el arco está completamente ligado (Figura 5). Actualmente, el fabricante está en proceso de simplificación de los pasos y de los componentes.



Figura 5. Presentación clínica del ARF Orthospeed.

Existen pocos estudios científicos sobre este producto, el único indexado compara la fricción que se produce con y sin Orthospeed en brackets convencionales sobre alambres de diferente calibre en medio seco.¹¹ Los resultados obtenidos son que el ARF disminuye de manera significativa los valores de fricción sobre brackets convencionales y ligaduras elásticas, elásticas de baja fricción y metálicas. Además, asegura que el tamaño y sección del arco al usar ARF no afecta en los valores conseguidos. Otros artículos publicados dentro de la página web del fabricante comparan el tiempo necesario para superar la fase de alineación y nivelación sobre pacientes.¹⁰⁶ Concluye que cuando se aplica ARF con una técnica de baja

fricción disminuye significativamente el tiempo de tratamiento de la fase de alineación y nivelación. Lo mismo sucede cuando se compara un tratamiento con técnica convencional aplicando ARF y sin aplicarlo. Otro estudio valora la efectividad del ARF como antiséptico.¹⁰⁷ Se compara la aplicación de ARF con un placebo en pacientes durante 15 días sin cepillado extra. Concluye que Orthospeed en pacientes que llevan brackets es efectivo para reducir el crecimiento la placa bacteriana.

5. Material y Métodos

5. MATERIAL Y MÉTODOS

5.1 Estudio clínico

5.1.1 Material

El estudio clínico retrospectivo fue aprobado por el Comité de Ético de Investigación Clínica de la Universitat Internacional de Catalunya con el código ORT-ECL-2013-02 .

5.1.1.1 Selección de la muestra.

La muestra estaba compuesta por 300 casos consecutivos tratados por un mismo operador, un profesional amplia experiencia en trabajar con brackets convencionales y de autoligado pasivo. Los pacientes tratados con aparatología autoligable de tipo pasivo (*Damon System* ®, *Ormco, Glendora, Ca, USA*) utilizaron arcos sobredimensionados en las primeras fases de tratamiento con la secuencia de arcos que describe la técnica (Tabla 2), mientras que los de ligado convencional (*Omni-Arch* ®, *GAC-Dentsply, Islandia, NY, USA*) utilizaron la secuencia y forma de arcada personalizada tomando como referencia la forma y distancia intercanina mandibular. La prescripción de torque y angulación eran aunque no iguales similares para ambas técnicas (Tabla 3).

Tabla 2 Secuencia de arcos utilizados para el grupo CV y grupo AL.

Secuencia Roth	Secuencia Damon
.016 NiTi	.014 CuNiTi
.018 NiTi	.014X.025 CuNiTi
.016X.022 NiTi	.018X.025 CuNiTi
.019X.025 NiTi	.019X.025 SS
.019X.025 SS	

Tabla 3. Valores de torsión para prescripción de Roth y Damon.

Diente	Roth	Damon
+1	+12°	+12°
+2	+8°	+8°
+3	-2°	0°
+4	-7°	-7°
+5	-7°	-7°
+6	-14°	-9°
+7	-14°	-10°
-1	-1°	-1°
-2	-1°	-1°
-3	-11°	0°
-4	-17°	-12°
-5	-22°	-17°
-6	-30	-30°
-7	-30	-10°

5.1.1.2 Criterios de inclusión.

Los criterios de inclusión a la muestra fueron:

- Disponibilidad de registros en perfecto estado para poder ser estudiados de inicio y final de tratamiento.
- Pacientes en dentición permanente.

- Pacientes que hubieran sido exclusivamente portadores de aparatología fija, de tipo autoligable o convencional.
- No portadores de aparatología auxiliar en el plano transversal a sagital.
- Pacientes de clase I o II dental leve (<2mm).
- Discrepancia óseo-dentaria leve o moderada (0-5mm)
- No extracciones dentales previas o durante el tratamiento de ortodoncia.
- No alteraciones de la morfología dental.
- Sin grandes reconstrucciones, ni prótesis fija.

5.1.1.3 Criterios de exclusión.

Los criterios de exclusión fueron:

- No disponibilidad de registros de inicio y final de tratamiento, error en la toma de impresión, vaciado y manipulación que no permitiera el posterior estudio.
- Pacientes que empezaran el tratamiento en dentición temporal o sin la erupción completa de la dentición permanente.
- Pacientes que hubieran llevado aparatología auxiliar en el plano transversal o sagital. Como disyuntores, placas de expansión, lip-bumper, elásticos cruzados, elásticos sagitales durante gran parte del tratamiento, Herbst, etc....
- Pacientes de clase II severa o clase III dental.
- Pacientes con discrepancia óseo-dentaria severa (>5mm)
- Pacientes con extracciones dentales previas o bien realizadas durante el tratamiento de ortodoncia.
- Pacientes con alteración de la morfología dental.
- Pacientes con grandes reconstrucciones o prótesis fija.

5.1.1.4 Selección del grupo control.

Para el grupo control se seleccionó un grupo de sujetos, estudiantes de odontología, que nunca hubieran sido portadores de aparatología de ortodoncia, en dentición permanente, de clase I o II dental leve (<2mm), con discrepancia óseo-dentaria leve o moderada, sin extracciones dentales previas, sin alteraciones de la morfología dental y sin grandes reconstrucciones ni prótesis fija. En los que se dispusieran modelos de estudio en un tiempo inicial y pasadas 24 meses, aproximadamente lo que suele durar un tratamiento de ortodoncia. Los estudiantes que formaron parte del grupo control aceptaron ser observados durante el periodo de dos años de manera voluntaria y cedieron sus registros para que fueran estudiados de manera anónima.

5.1.1.5 Muestra estudiada y cálculo del tamaño muestral.

Para detectar una diferencia de 1 o más unidades teniendo en cuenta una desviación estándar de 2, se necesitaba una muestra de 50 pacientes por grupo tratado para tener una potencia estadística del 80%, asumiendo un nivel de significación del 0.05. Mientras que para detectar diferencias con un grupo control y tener una potencia estadística próxima al 100% tan sólo era necesario un grupo de 20 pacientes. Así que, se aplicaron los criterios de inclusión a la muestra inicial y se obtuvieron: 51 pacientes tratados con aparatología fija autoligable y arcos sobredimensionados (Grupo AL) con una media de edad de 19.8 años, 55 pacientes tratados con aparatología convencional (Grupo CV) con una media de edad de 16.3 años y 20 pacientes de grupo control (Grupo CT) con una media de edad de 22.3 años.

5.1.2 Métodos

5.1.2.1 Toma de registros

Para realizar las mediciones se tomaron modelos en alginato de alta precisión y vaciado en escayola. Se realizaron impresiones al inicio del tratamiento (T0), sin ningún tipo de aparatología en boca. Se repitieron los modelos una vez finalizado el tratamiento al retirar la aparatología (T1). Se procedió al escaneado de los modelos junto con una regla milimetrada para usar como referencia y calibrar la imagen, con un escáner HP 1315 (*Hewlett-Packard Company, Palo Alto, Ca, USA*) en proporción 1:1, Anexo II. Figura 1. Las mediciones de las diferentes variables del plano transversal y sagital en maxilar y mandíbula se hicieron calibrando la imagen con la herramienta de medición del programa Adobe Photoshop CS (*Adobe Systems Incorporated, San Jose, CA, USA*), Anexo II. Figura 2. Todos los valores obtenidos, se almacenaron en una base de datos del programa Excel® 2013 (Microsoft, Redmond, Wa, USA). Para el resto de medidas en el plano sagital se utilizaron radiografías laterales de cráneo a inicio (T0) y final de tratamiento (T1) trazadas sobre papel de acetato y lápiz de 0.5mm por un mismo operador. Para evitar las posibles distorsiones radiológicas por el origen de diferentes centros radiológicos se omitieron medidas lineales.

5.1.2.2 Variables estudiadas

Para estudiar los cambios a nivel transversal y sagital con el tratamiento se escogieron las siguientes variables¹⁰⁸⁻¹¹²:

En maxilar (Figura 6):

- Distancia intercanina maxilar (DCMax). Distancia entre el vértice de la cúspide del canino maxilar al contralateral.
- Distancia primer premolar maxilar (DP1Max). Distancia entre el vértice de la cúspide vestibular del primer premolar maxilar al contralateral.

- Distancia segundo premolar maxilar (DP2Max). Distancia entre el vértice de la cúspide vestibular del segundo premolar maxilar al contralateral.
- Distancia primer molar maxilar (DM1Max). Distancia entre el vértice de la cúspide mesiovestibular del primer molar maxilar al contralateral.
- Distancia segundo molar maxilar (DM2Max). Distancia entre el vértice de la cúspide mesiovestibular del segundo molar maxilar al contralateral.

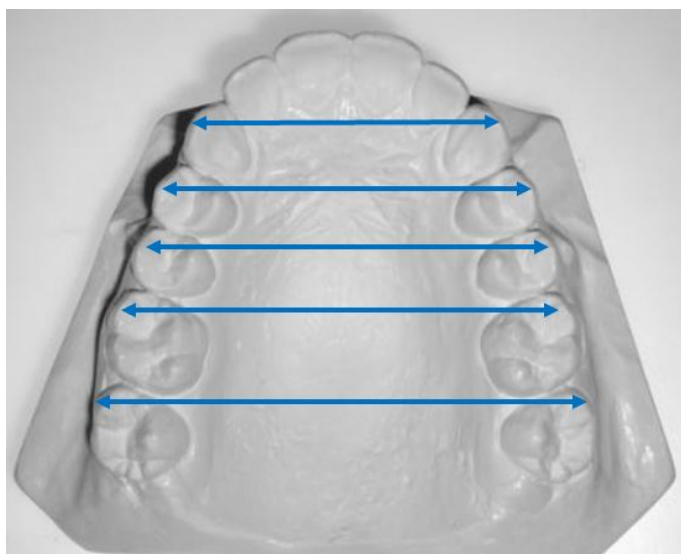


Figura 6. Variables estudiadas en el plano transversal en maxilar.

En mandíbula (Figura 7):

- Distancia intercanina mandibular (DCMd). Distancia entre el vértice de la cúspide del canino mandibular al contralateral.
- Distancia primer premolar mandibular (DP1Md). Distancia entre el vértice de la cúspide vestibular del primer premolar mandibular al contralateral.
- Distancia segundo premolar mandibular (DP2Md). Distancia entre el vértice de la cúspide vestibular del segundo premolar mandibular al contralateral.
- Distancia primer molar mandibular (DM1Md). Distancia entre el vértice de la cúspide mesiovestibular del primer molar mandibular al contralateral.
- Distancia segundo molar mandibular (DM2Md). Distancia entre el vértice de la cúspide mesiovestibular del segundo molar mandibular al contralateral.

- Profundidad de arcada (ArchD). Distancia del punto medio interincisal hasta el punto medio de una línea que pasa por el punto de contacto entre segundos premolares y primeros molares permanentes.

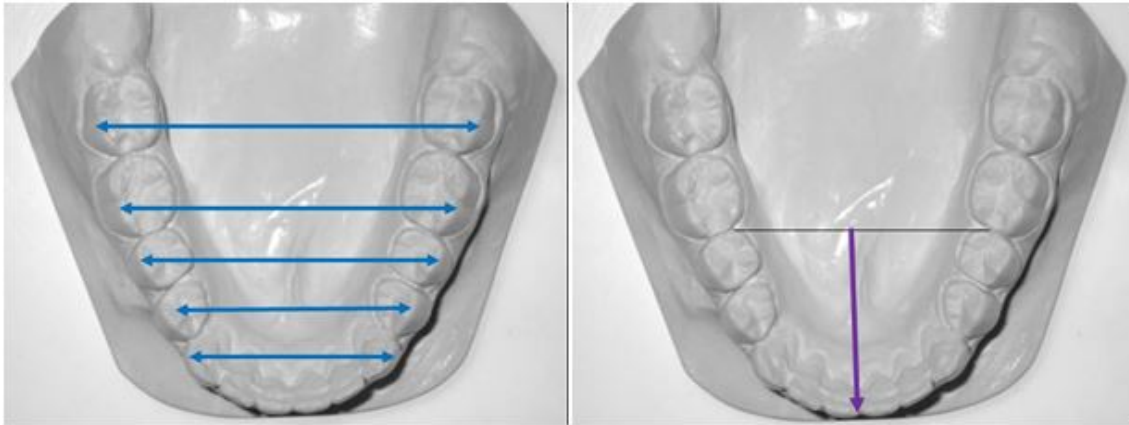


Figura 7. Variables estudiadas en el plano transversal y sagital en arcada mandibular.

- Ángulo del incisivo inferior respecto al plano mandibular (IMPA). Inclinación del eje incisivo inferior con respecto al plano mandibular midiendo sobre el ángulo posterior (Figura 8).

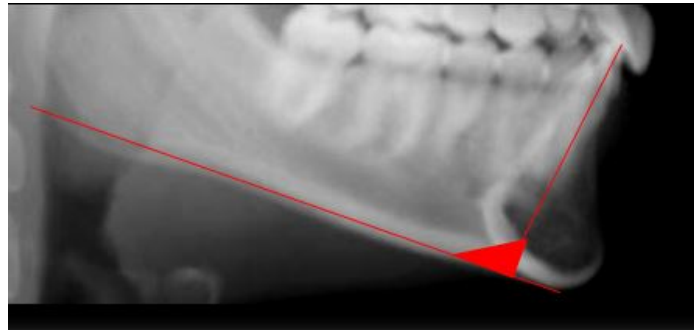


Figura 8. Angulación del incisivo inferior (IMPA).

- Ángulo molar respecto al plano mandibular (MAng). Inclinación del eje del molar inferior con respecto al plano mandibular midiendo sobre el ángulo anterior (Figura 9).

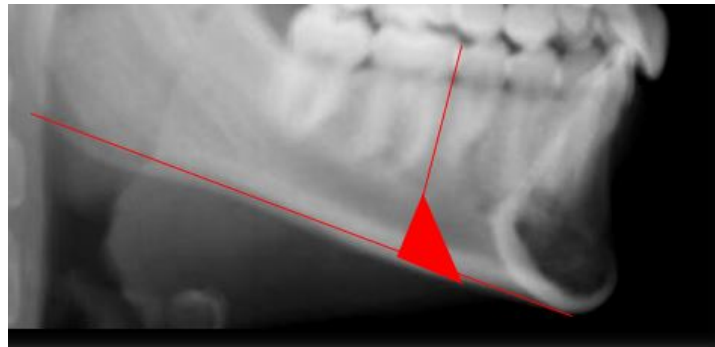


Figura 9. Ángulo molar respecto plano mandibular (MAng).

También se midió la diferencia de cada una de las variables de T0-T1. Este valor fue utilizado para comparar los efectos producidos en cada tipo de aparatología y en el grupo control.

5.1.2.2 Análisis estadístico.

El análisis estadístico del estudio clínico del trabajo estaba dividido en diferentes puntos.

1. **Análisis intraoperator.** Para ello se utilizó un **análisis lineal de la regresión** repitiendo varias mediciones de manera aleatoria pasadas 2 semanas de la medición inicial por el mismo operador.
2. **Validación de la muestra.** Para confirmar que los tres grupos estudiados eran iguales en un inicio y por lo tanto comparables se realizó un test **ANOVA** factorial con un intervalo de confianza del **95%** y método comparativo **LSD**. Para conocer la proporción entre hombres-mujeres de la muestra se realizó un test **Pearson Chi-cuadrado**.
3. **Cambios de T0 a T1 de los grupos SL, CL y CT.** Para poder valorar las diferencias tras el tratamiento en cada uno de los grupos se utilizó una **T-Student** con un intervalo de confianza del **95%**.

4. **Comparación de los cambios entre los grupos SL, CL y CT.** Con la finalidad de poder comparar los diferentes grupos se usó una **ANOVA** factorial con un intervalo de confianza del **95%** y método comparativo **LSD**.

Para la realización de este análisis se trabajó con el programa *Statgraphics Plus 5.1* Statistical Graphics Corp. 2001 y el Servicio de Estadística la Universitat Internacional de Catalunya.

5.2 Estudio *In-vitro*

5.2.1 Material

Mediante el escaneado digital de un modelo de escayola maxilar con los dientes correctamente alineados se obtuvo un fragmento de modelo estereolitográfico en resina donde aparecía el primer molar, segundo premolar, primer premolar y canino. Sobre el modelo digital se realizaron marcas a nivel vertical y horizontal para asegurar el correcto posicionamiento de brackets. Fueron necesarios seis modelos. Se utilizaron seis tubos de primer molar con prescripción MBT .022 y juegos brackets de segundo premolar, primer premolar y canino de: Autoligable metálico pasivo (**DAM**) (*Damon Q .022, Ormco Corporation, Orange CA, EEUU*), Autoligable metálico activo (**INN**) (*Innovation R ROTH .022, Dentsply-Sirona, York, Pa, EEUU*). Metálico convencional (**LP**) (*Low Profile MBT .022, American Orthodontics, Sheboygan WI, EEUU*), Cerámico policristalino (**INVU**) (*InVu MBT .022, TP Orthodontics, La Porte IN, EEUU*), Cerámico policristalino con slot metálico (**VIR**) (*Virage MBT .022, American Orthodontics Sheboygan WI, EEUU*), Zafiro monocristalino (**ZAF**) (*Radiance MBT .022, American Orthodontics Sheboygan WI, EEUU*). Segmentos 25 mm de arcos de acero inoxidable de .019x.025 de sección convencional (3M, *Monrovia CA, EEUU*) y también de acero inoxidable de .019x.025 de sección híbrida (3M, *Monrovia CA, EEUU*). Ligaduras elastoméricas (*Sani-ties, Dentsply-Sirona, York, Pa, EEUU*), y metálicas de sección .010. Agente reductor de la fricción Orthospeed (*Instituto de Investigación en Ortodoncia, Madrid,*

España/ Laboratorios Kin, Barcelona, España). Y para simular el medio oral saliva artificial (Salivart, Gebauer Institute, Cleveland, OH). Anexo II. Figura 4.

5.2.2 Métodos

Una vez conseguidas las replicas se procedió al montaje de los brackets sobre cada uno de los modelos estereolitográficos. Para minimizar el error del cementado se posicionaron los brackets con un arco de sección .022x.028 y ligaduras elásticas como una llave de resina que encajaba en el modelo. Figura 10.

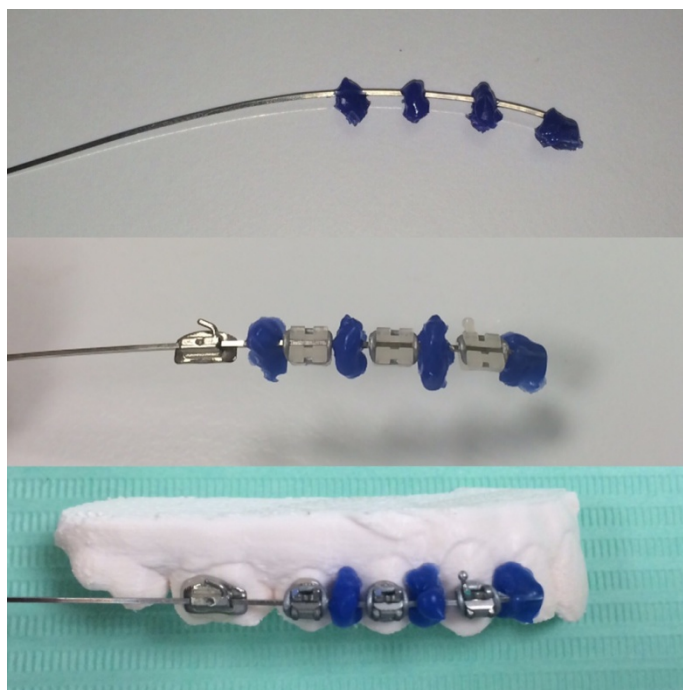


Figura 10. Arco 0.022x0.028 con llave de resina utilizado para cementado.

Mediante cianocrilato (*Loctite Super Glue3, Henkel, Düsseldorf, Alemania*) el bracket quedó adherido al modelo (Anexo II. Figura 3). Se repitió el proceso para cada juego de brackets. Se realizaron las mediciones con una maquina de test universal (*Galdabini Universal test machine, Cardano al Campo VA, Italia*) calibrada de 0 a 1000 g con una velocidad de 2.5mm/minuto, durante 1 minuto y con una fuerza de 200 gramos en situación estable de

temperatura. Se procedió al montaje de los modelos en la máquina de manera estable y segura para permitir el correcto deslizamiento del arco (Anexo II. Figura 5). Sobre cada modelo se colocaron los arcos de sección rectangular (**SS**) e híbrida(**HB**). Se realizó un doblez en mesial de los arcos para asegurarlo a la máquina de test universal y se fijó la unión con resina fotopolimerizable (*Triad Gel, Dentsply-Sirona, York, Pa, EEUU*). Figura 11.

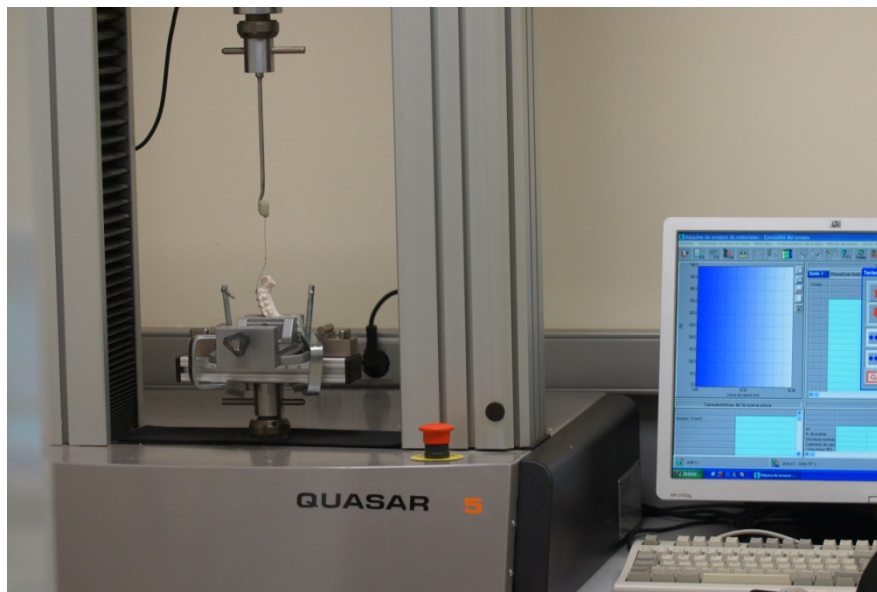


Figura 11. Modelo con arcos y brackets a estudiar situado sobre máquina test universal.

En los brackets de ligado convencional se utilizaron ligaduras elastoméricas (**LE**) o metálicas (**LM**). Las ligaduras elastoméricas se tensaron el doble de su longitud durante tres segundos para reducir la tensión. Las ligaduras metálicas fueron colocadas por un mismo operador, se ligaron alrededor del bracket con la ayuda de un conductor de ligaduras se apretaron al máximo y después se liberaron tres vueltas. Todas las mediciones se realizaron en medio seco (**SEC**), húmedo (**SAL**) y con agente reductor de la fricción (**OS**). En las mediciones en medio húmedo se utilizó saliva artificial, para simular este medio se dejó el modelo con brackets y el arco sumergido en saliva durante 5 minutos y durante el ensayo se iba aplicando saliva artificial sobre el arco con la ayuda de una pipeta (Anexo II. Figura 6). En las mediciones realizadas con el agente reductor de la fricción se aplicó el producto tal como indica el fabricante; sobre el fondo del slot, sobre el arco, y una vez ligado (Anexo II. Figura 7).

5.2.2.1 Distribución de la muestra

Cada tipo de bracket fue estudiado con los dos diferentes tipos de arcos, SS y HB, que fue el **factor arco**. Y cada tipo de arco con en los medios seco (SEC), saliva (SAL) y con agente reductor de fricción (OS), que fue el **factor medio**. En el caso de los brackets de ligado convencional fueron utilizados con ligaduras elastoméricas (LE) y con ligaduras metálicas (LM), denominado **factor ligadura**. Así que, con teniendo en cuenta estos tres factores se obtuvieron los siguientes grupos dentro de la muestra estudiada (Tabla 4).

Tabla 4. Distribución de los grupos con las diferentes variables estudiadas.

Autoligable pasivo-DAMON

.019x.025ss	.019x.025hb
Seco (DAM_SS_SEC)	Seco (DAM_HB_SEC)
Saliva (DAM_SS_SAL)	Saliva (DAM_HB_SAL)
OS (DAM_SS_OS)	OS (DAM_HB_OS)

Autoligable activo-INNOVATION R

.019x.025ss	.019x.025hb
Seco (INN_SS_SEC)	Seco (INN_HB_SEC)
Saliva (INN_SS_SAL)	Saliva (INN_HB_SAL)
OS (INN_SS_OS)	OS (INN_HB_OS)

Metálico convencional-LOW PROFILE

.019x.025ss	.019x.025hb
LE+SECO (LP_SS_LE_SEC)	LE+SECO (LP_HB_LE_SEC)
LE+SALIVA (LP_SS_LE_SAL)	LE+SALIVA (LP_HB_LE_SAL)
LM+SECO (LP_SS_LM_SEC)	LM+SECO (LP_HB_LM_SEC)
LM+SALIVA (LP_SS_LM_SAL)	LM+SALIVA (LP_HB_LM_SAL)
LE+ OS (LP_SS_LE_OS)	LE+OS (LP_HB_LE_OS)
LM+OS (LP_SS_LM_OS)	LM+OS (LP_HB_LM_OS)

Cerámico policristalino slot metálico-VIRAGE

.019x.025ss	.019x.025hb
LE+SECO (VIR_SS_LE_SEC)	LE+SECO (VIR_HB_LE_SEC)
LE+SALIVA (VIR_SS_LE_SAL)	LE+SALIVA (VIR_HB_LE_SAL)
LM+SECO (VIR_SS_LM_SEC)	LM+SECO (VIR_HB_LM_SEC)
LM+SALIVA (VIR_SS_LM_SAL)	LM+SALIVA (VIR_HB_LM_SAL)
LE+ OS (VIR_SS_LE_OS)	LE+OS (VIR_HB_LE_OS)
LM+OS (VIR_SS_LM_OS)	LM+OS (VIR_HB_LM_OS)

Cerámico policristalino-INVU

.019x.025ss	.019x.025hb
LE+SECO (INV_SS_LE_SEC)	LE+SECO (INV_HB_LE_SEC)
LE+SALIVA (INV_SS_LE_SAL)	LE+SALIVA (INV_HB_LE_SAL)
LM+SECO (INV_SS_LM_SEC)	LM+SECO (INV_HB_LM_SEC)
LM+SALIVA (INV_SS_LM_SAL)	LM+SALIVA (INV_HB_LM_SAL)
LE+ OS (INV_SS_LE_OS)	LE+OS (INV_HB_LE_OS)
LM+OS (INV_SS_LM_OS)	LM+OS (INV_HB_LM_OS)

Zafiro monocristalino-ZAFIRO

.019x.025ss	.019x.025hb
LE+SECO (ZAF_SS_LE_SEC)	LE+SECO (ZAF_HB_LE_SEC)
LE+SALIVA (ZAF_SS_LE_SAL)	LE+SALIVA (ZAF_HB_LE_SAL)
LM+SECO (ZAF_SS_LM_SEC)	LM+SECO (ZAF_HB_LM_SEC)
LM+SALIVA (ZAF_SS_LM_SAL)	LM+SALIVA (ZAF_HB_LM_SAL)
LE+ OS (ZAF_SS_LE_OS)	LE+OS (ZAF_HB_LE_OS)
LM+OS (ZAF_SS_LM_OS)	LM+OS (ZAF_HB_LM_OS)

5.2.2.2 Realización de mediciones y cálculo tamaño muestral.

Una vez calibrada la máquina y con el modelo comprobado se procedió a la realización de mediciones. La metodología ya se se probó con un estudio piloto como trabajo final de máster (TFM) en 2014. Para detectar una diferencia 1 o más N/mm, teniendo en

cuenta una desviación estándar de 0.7, se necesitaba una muestra de tamaño 10 por grupo para tener una potencia estadística del 90%, asumiendo un nivel de significación del 0.05 (riesgo alfa).

El valor de la variable fricción estática se tomó como el valor del pico de fuerza que se produce al iniciar el deslizamiento.¹¹³⁻¹¹⁵ Figura 12. Se realizaron 10 veces las mediciones de cada muestra estudiada con sus variables. Los datos obtenidos se recogieron en una hoja de cálculo de programa Excel® (*Microsoft Corporation, Redmond WA. EEUU*).



Figura 12. Representación gráfica de la fricción estática.

5.2.2.3 Análisis estadístico

En primer lugar se confirmó la distribución normal de los datos conseguidos mediante el **test de Shapiro-Wilk** para todos los grupos de la muestra. La distribución era normal para todos ellos. El análisis estadístico se dividió en:

1. **Análisis intraoperador.** Para ello se utilizó un **análisis lineal de la regresión**, repitiendo varias mediciones de manera aleatoria pasadas 2 semanas de la medición inicial por el mismo operador.
2. **Análisis de cada bracket** con las diferentes combinaciones de factores. Estadística descriptiva y comparativa con test **ANOVA** y método comparativo **LSD**. Interacciones de los **factores medio-arco-ligadura** para conocer la efectividad de utilizar un arco híbrido para disminuir la fricción (Efecto HB) y la utilización de un agente reductor de la fricción (Efecto OS)
3. **Análisis entre los brackets** con las mismas combinaciones de factores. Estadística descriptiva y comparativa con test **ANOVA** y método comparativo **LSD**.

6. Resultados

6. RESULTADOS

6.1 Estudio clínico.

6.1.1 Análisis intraoperador.

Con la realización de la recta de regresión, entre las mediciones iniciales y la repetición de estas pasadas dos semanas por el mismo operador, se obtuvo un coeficiente de correlación de 0.985 y un error estándar de ± 0.2 . Lo que confirma la objetividad del operador y la validez de las mediciones realizadas.

6.1.2 Validación de la muestra.

Respecto a la distribución de la muestra no existen diferencias con la proporción de hombres y mujeres en los tres grupos estudiados. Si se compara la variable edad, no existen diferencias significativas entre los grupos SL y CL, pero sí con el grupo CT, cuya edad media es ligeramente mayor. No existen diferencias en las variables estudiadas entre los tres grupos a inicio de tratamiento (Tabla 5).

Tabla 5. Tabla comparativa datos iniciales (T0).

Variable	Grupo	Media	SD	P-valor
Edad	SL	19.91	11.34	0.0134*
	CL	16.38	9.86	
	CT	24.05	2.15	
Sexo (F/M)	SL	36/15	--	0.5584†
	CL	34/21	--	
	CT	12/8	--	
DCMax(mm)	SL	33.20	2.08	0.6540*
	CL	33.54	2.40	
	CT	33.13	1.90	
DCMax(mm)	SL	33.20	2.08	0.6540*

	CL	33.54	2.40	
	CT	33.13	1.90	
DP1 Max(mm)	SL	39.36	2.97	0.2347*
	CL	40.18	2.07	
	CT	39.82	1.88	
DP2Max(mm)	SL	44.29	2.98	0.2480*
	CL	45.06	2.59	
	CT	45.29	2.05	
DM1Max(mm)	SL	49.49	2.68	0.2521*
	CL	50.32	2.68	
	CT	50.16	2.68	
DM2Max(mm)	SL	54.85	3.24	0.2971*
	CL	55.86	2.78	
	CT	55.79	2.44	
DCMd(mm)	SL	25.66	2.60	0.1915*
	CL	25.15	1.68	
	CT	24.72	1.21	
DP1Md(mm)	SL	32.42	2.63	0.4801*
	CL	32.98	2.31	
	CT	32.64	1.66	
DP2Md(mm)	SL	37.99	2.80	0.4676*
	CL	38.62	2.58	
	CT	38.17	2.12	
DM1Md(mm)	SL	43.32	2.48	0.3225*
	CL	43.59	2.48	
	CT	44.30	1.90	
DM2Md(mm)	SL	48.38	2.78	0.1287*
	CL	49.14	2.79	
	CT	49.80	1.82	
IMPA(°)	SL	91.88	7.03	0.3686*
	CL	92.40	5.31	
	CT	94.39	6.98	
MAng(°)	SL	95.60	5.45	0.3606*
	CL	94.19	5.72	
	CT	93.78	4.11	
ArchD(mm)	SL	22.41	1.95	0.1447*
	CL	21.40	3.12	
	CT	21.39	1.88	
SL, grupo autoligable; CL, grupo convencional; CT grupo control. *ANOVA 95%; †Test Pearson Chi-cuadrado.				

6.1.3 Cambios de T0 a T1 de los grupos SL, CL y CT.

Tal como refleja la Tabla 6, en el grupo SL se produce un aumento significativo de todas las variables en el plano transversal a excepción de DCMd. El mayor aumento se produce a nivel del primer premolar tanto en maxilar como en mandíbula (DP1Max T0-T1 3.68 ± 2.27 mm; DP1Md T0-T1 3.01 ± 2.17 mm). En el plano sagital se produce un aumento de todas las variables, pero sólo de manera significativa en la angulación del incisivo inferior (IMPA T0-T1 $3.15 \pm 6.78^\circ$) y angulación molar (MAng T0-T1 $7 \pm 4.41^\circ$). En el grupo CL se produce un aumento significativo de todas las variables en el plano transversal, siendo el mayor aumento en la zona del segundo premolar (DP2Max T0-T1 2.06 ± 2.73 mm; DP2Md T0-T1 1.90 ± 2.01 mm). En las variables del plano sagital sólo se produce un aumento significativo en la angulación del incisivo inferior (IMPA T0-T1 $7.13 \pm 5.53^\circ$). Mientras que en el grupo CT se produce una reducción de todas las variables en el plano transversal y de manera significativa en todas las mandibulares y en la zona de premolares en maxilar. En el plano sagital no se producen cambios significativos de las variables estudiadas.

Tabla 6. Cambios de T0 a T1 de los diferentes grupos.

Variable	Grupo	MediaT0	SD	MediaT1	SD	T0-T1	SD
DCMax(mm)	SL	33.20	2.08	35.01	1.58	1.82***	1.99
	CL	33.54	2.40	34.56	1.69	1.03**	2.28
	CT	33.13	1.90	32.82	1.91	-0.25 ^{NS}	0.63
DP1 Max(mm)	SL	39.36	2.97	43.04	1.7	3.68***	2.27
	CL	40.18	2.07	42.82	1.8	2.63***	1.94
	CT	39.82	1.88	39.15	2.11	-0.55***	0.43
DP2Max(mm)	SL	44.29	2.98	47.56	1.81	3.27***	2.23
	CL	45.06	2.59	47.8	2.06	2.73***	1.92
	CT	45.29	2.05	44.82	2.32	-0.43**	0.65
DM1Max(mm)	SL	49.49	2.68	51.96	2.05	2.47***	1.74
	CL	50.32	2.68	52.11	2.47	1.79***	1.51
	CT	50.16	2.68	49.93	2.76	-0.16 ^{NS}	1.17
DM2Max(mm)	SL	54.85	3.24	57.25	2.66	2.39***	1.75
	CL	55.86	2.78	56.69	3.07	0.83***	1.03
	CT	55.79	2.44	55.48	2.48	-0.26 ^{NS}	0.63

DCMd(mm)	SL	25.66	2.60	26.21	1.62	0.55 ^{NS}	2.32
	CL	25.15	1.68	26.06	1.29	0.91 ^{***}	1.73
	CT	24.72	1.21	24.37	1.13	-0.36 ^{**}	0.45
DP1Md(mm)	SL	32.42	2.63	35.43	1.85	3.01 ^{***}	2.17
	CL	32.98	2.31	34.88	1.6	1.9 ^{***}	1.85
	CT	32.64	1.66	32.01	1.59	-0.55 ^{***}	0.6
DP2Md(mm)	SL	37.99	2.80	40.48	1.81	2.49 ^{***}	2.13
	CL	38.62	2.58	40.63	1.9	2.01 ^{***}	2.15
	CT	38.17	2.12	37.63	2.23	-0.48 ^{**}	0.67
DM1Md(mm)	SL	43.32	2.48	45.07	2.1	1.79 ^{***}	1.61
	CL	43.59	2.48	44.72	2.19	1.08 ^{***}	1.97
	CT	44.30	1.90	43.39	2.14	-0.74 ^{***}	0.86
DM2Md(mm)	SL	48.38	2.78	51.06	2.65	2.68 ^{***}	1.66
	CL	49.14	2.79	49.64	3.03	0.5 [*]	1.33
	CT	49.80	1.82	49.08	2.01	-0.67 ^{***}	0.75
IMPA(°)	SL	91.88	7.03	95.02	8.74	3.15 ^{**}	6.78
	CL	92.40	5.31	99.53	5.32	7.13 ^{***}	5.53
	CT	94.39	6.98	94.5	6.85	0.11 ^{NS}	0.68
MAng(°)	SL	95.60	5.45	102.6	5.29	7 ^{***}	4.41
	CL	94.19	5.72	94.85	3.97	0.66 ^{NS}	5.28
	CT	93.78	4.11	94.17	3.82	0.39 ^{NS}	1.82
ArchD(mm)	SL	22.41	1.95	22.17	1.46	-0.25 ^{NS}	1.41
	CL	21.40	3.12	22.31	1.46	0.91 ^{NS}	3.66
	CT	21.39	1.88	21.26	1.95	-0.13 ^{NS}	0.46

Cambios T0-T1 test T-Student (^{NS} p>0.05; * p<0.05; ** p<0.01; *** p<0.001).

6.1.4 Comparación de los cambios entre los grupos SL, CL y CT.

Los cambios producidos entre los tres grupos se muestran en la Tabla 7. Al comparar las medidas transversales en maxilar existen diferencias significativas entre los tres grupos en todas las variables excepto en el segundo premolar superior (DP2MaxT0-T1), donde no hay diferencias entre el grupo SL y CL, siendo mayores que el grupo CT. En las que se producen cambios, los mayores se producen con la aparatología autoligable (SL) respecto a los otros grupos. En mandíbula, sucede igual que en maxilar con todas las variables transversales a excepción de la distancia intercanina (DCMd T0-T1). La distancia intercanina mandibular aumenta en los grupos SL y CL. El grupo SL no tiene diferencias entre el grupo CL y el CT. Mientras que el grupo CT disminuye y tiene un comportamiento similar al grupo SL y

diferente con el grupo CL. En las variables del plano sagital el IMPA tiene diferencias significativas entre los tres grupos. El mayor aumento se produce en el grupo CL (IMPA T0-T1 $7.13 \pm 5.53^\circ$) seguido del grupo SL (IMPA T0-T1 $3.15 \pm 6.78^\circ$). La angulación del molar mandibular también presenta diferencias significativas del grupo SL respecto a CL y CT. El grupo SL presenta el mayor aumento en la angulación molar (MAng T0-T1 $7.00 \pm 4.41^\circ$), mientras que no existen diferencias entre el grupo CL y CT. La variable de la profundidad de arcada (ArchD T0-T1), tiene un p-valor de ANOVA >0.05 . No tiene un efecto estadísticamente significativo pero si se aplica el método de comparación múltiple LSD, es este caso sí que existen diferencias significativas entre los grupos siendo el grupo CL (ArchD T0-T1 0.91 ± 3.66) mayor que en el grupo SL (ArchD T0-T1 -0.25 ± 1.41).

Tabla 7. Comparación de los cambios entre los grupos SL, CL y CT.

Variable	Grupo	T0-T1	SD	H.G ^s	P-Valor ^a
DCMax(mm)	SL	1.82	1.99	X	0.0006
	CL	1.03	2.28	X	
	CT	-0.25	0.63	X	
DP1 Max(mm)	SL	3.68	2.27	X	<0.0001
	CL	2.63	1.94	X	
	CT	-0.55	0.43	X	
DP2Max(mm)	SL	3.27	2.23	X	<0.0001
	CL	2.73	1.92	X	
	CT	-0.43	0.65	X	
DM1Max(mm)	SL	2.47	1.74	X	<0.0001
	CL	1.79	1.51	X	
	CT	-0.16	1.17	X	
DM2Max(mm)	SL	2.39	1.75	X	<0.0001
	CL	0.83	1.03	X	
	CT	-0.26	0.63	X	
DCMd(mm)	SL	0.55	2.32	X X	0.04
	CL	0.91	1.73	X	
	CT	-0.36	0.45	X	
DP1Md(mm)	SL	3.01	2.17	X	<0.0001
	CL	1.9	1.85	X	
	CT	-0.55	0.6	X	
DP2Md(mm)	SL	2.49	2.13	X	<0.0001

	CL	2.01	2.15	X	
	CT	-0.48	0.67	X	
DM1Md(mm)	SL	1.79	1.61	X	<0.0001
	CL	1.08	1.97	X	
	CT	-0.74	0.86	X	
DM2Md(mm)	SL	2.68	1.66	X	<0.0001
	CL	0.5	1.33	X	
	CT	-0.67	0.75	X	
IMPA(°)	SL	3.15	6.78	X	<0.0001
	CL	7.13	5.53	X	
	CT	0.11	0.68	X	
MAng(°)	SL	7	4.41	X	<0.0001
	CL	0.66	5.28	X	
	CT	0.39	1.82	X	
ArchD(mm)	SL	-0.25	1.41	X	0.09
	CL	0.91	3.66	X	
	CT	-0.13	0.46	XX	

§ Grupos homogéneos (H.G) LSD método comparativo 95%. ºP-valor ANOVA 95%.

6.2 Estudio *in-vitro*.

6.2.1 Test intraoperator

Con la realización del análisis intraoperator, entre las mediciones iniciales y la repetición del 30% de éstas pasadas dos semanas por el mismo operador, se obtuvo un coeficiente de correlación de 0.986 y una p-valor de <0,01. Lo que confirma la validez de las mediciones realizadas y la fiabilidad en el operador.

6.2.2 Análisis de cada bracket con las diferentes combinaciones de factores.

Se obtuvieron y compararon todos los resultados de fricción estática (N/mm) en combinación de los factores arco, medio y ligadura de los brackets estudiados. El guión utilizado para describir los resultados fue diferente en los brackets de ligado convencional, ya que el factor ligadura (metálica o elástica) no existe en los de tipo autoligable.

6.2.2.1 Grupo autoligable pasivo (DAM)

6.2.2.1.1 Comparativa de **todas las combinaciones** de factores.

6.2.2.1.2 Interacción arco – medio.

6.2.2.2 Grupo autoligable activo (INN)

6.2.2.2.1 Comparativa de **todas las combinaciones** de factores.

6.2.2.2.2 Interacción arco – medio.

6.2.2.3 Grupo metálico convencional (LP)

6.2.2.3.1 Comparativa de **todas las combinaciones** de factores.

6.2.2.3.2 Interacción según **tipo de ligadura** con arco-medio.

6.2.2.3.3 Interacción según **tipo de arco** con medio-ligadura.

6.2.2.3.4 Interacción según **tipo de medio** con arco-ligadura.

6.2.2.4 Grupo cerámico policristalino slot metálico (VIR)

6.2.2.4.1 Comparativa de **todas las combinaciones** de factores.

6.2.2.4.2 Interacción según **tipo de ligadura** con arco-medio.

6.2.2.4.3 Interacción según **tipo de arco** con medio-ligadura.

6.2.2.4.4 Interacción según **tipo de medio** con arco-ligadura.

6.2.2.5 Grupo cerámico policristalino (INV)

6.2.2.5.1 Comparativa de **todas las combinaciones** de factores.

6.2.2.5.2 Interacción según **tipo de ligadura** con arco-medio.

6.2.2.5.3 Interacción según **tipo de arco** con medio-ligadura.

6.2.2.5.4 Interacción según **tipo de medio** con arco-ligadura.

6.2.2.6 Grupo zafiro monocristalino (ZAF)

6.2.2.6.1 Comparativa de **todas las combinaciones** de factores.

6.2.2.6.2 Interacción según **tipo de ligadura** con arco-medio.

6.2.2.6.3 Interacción según **tipo de arco** con medio-ligadura.

6.2.2.6.4 Interacción según **tipo de medio** con arco-ligadura.

6.2.2.1 Grupo AUTOLIGABLE PASIVO (DAM).

En todas las combinaciones posibles de este tipo de bracket (Anexo I. Figura 1-6) se observan valores muy bajos de fricción estática. En todos los casos son valores inferiores a 1 N/mm.

6.2.2.1.1 Comparativa de todas las combinaciones de factores.

En Tabla 8 se describen resultados de todas las combinaciones posibles con el factor arco y el factor medio (seco, saliva o con ARF).

Tabla 8. Fricción estática grupo autoligable pasivo (DAM).

ARCO_MEDIO	n	F. estática (N/mm)	SD	H.G [§]	P-Valor [¶]
SS OS	10	0.58	0.21	X	< 0.0001
HB OS	10	0.65	0.19	X X	
SS SALIVA	10	0.71	0.05	X X	
HB SECO	10	0.74	0.08	X	
HB SALIVA	10	0.75	0.16	X	
SS SECO	10	0.96	0.05	X	

[§] Grupos homogéneos (H.G) LSD método comparativo 95%. [¶] P-valor ANOVA 95%.

6.2.2.1.2 Interacción arco – medio.

En Figura 13 se muestra la interacción estadística de los arcos de sección híbrida y convencional en función del medio (seco, saliva y ARF).

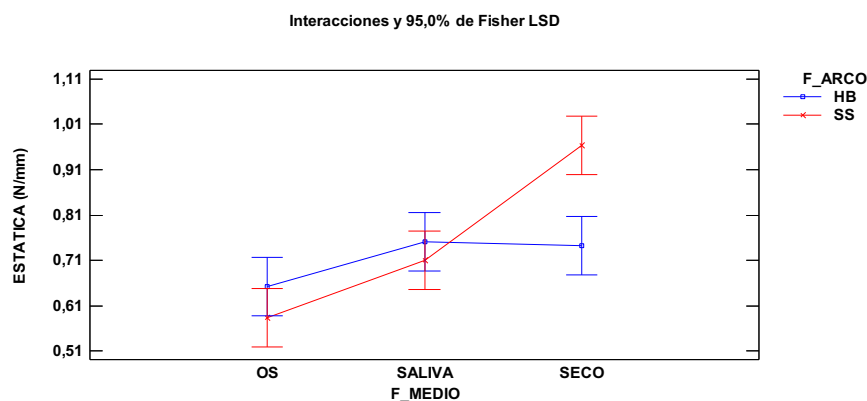


Figura 13 Grupo autoligable pasivo (DAM), interacción MEDIO_ARCO.

6.2.2.2 Grupo AUTOLIGABLE ACTIVO (INN).

Los valores de la fricción estática en las diferentes combinaciones (Anexo I. Figura 7-12) de este grupo varían entre 2.53 y 4.36 N/mm.

6.2.2.2.1 Comparativa de todas las combinaciones de factores.

En Tabla 9 se describen resultados de todas las combinaciones posibles con factor arco y factor medio.

Tabla 9. Fricción estática grupo autoligable activo (INN).

ARCO_MEDIO	n	F. estática (N/mm)	SD	H.G [§]	P-Valor [¶]
SS OS	10	2.53	1.23	X	< 0.0001
HB OS	10	3.11	0.99	X X	
HB SECO	10	3.60	0.30	X X	
SS SECO	10	3.76	0.18	X X	
SS SALIVA	10	3.84	0.14	X X	
HB SALIVA	10	4.36	0.32	X	

[§] Grupos homogéneos (H.G) LSD método comparativo 95%. [¶] P-valor ANOVA 95%.

6.2.2.2.2 Interacción arco – medio.

En Figura 14 se muestra la interacción estadística de los arcos de sección híbrida y convencional en función del medio (seco, saliva y ARF).

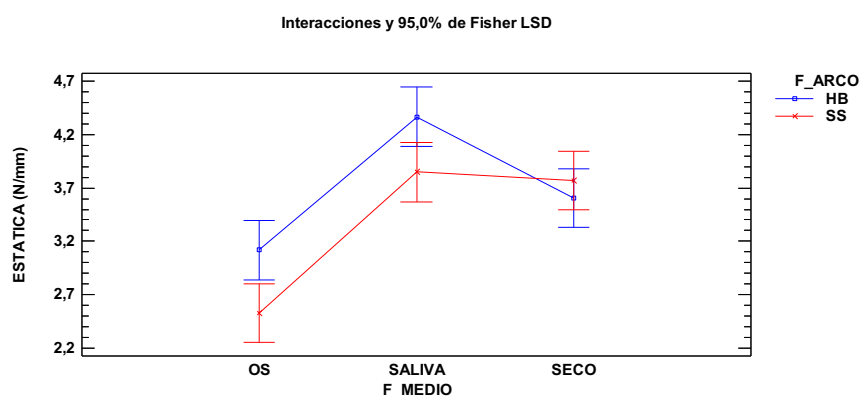


Figura 14. Grupo autoligable activo (INN), interacción MEDIO_ARCO

6.2.2.3 Grupo METÁLICO CONVENCIONAL (LP).

Las combinaciones posibles son mayores en este grupo y los siguientes estudiados ya que se añade el factor ligadura. Los valores de fricción varían entre 2.43 y 8.01 N/mm. Anexo I. Figura 13-24.

6.2.2.3.1 Comparativa de todas las combinaciones de factores.

En Tabla 10 se describen resultados de todas las combinaciones posibles con factor arco y factor medio.

Tabla 10. Fricción estática grupo metálico convencional (LP).

ARCO_MEDIO	N	F. estática (N/mm)	SD	H.G [§]	P-Valor [¶]
SS LM OS	10	2.43	0.15	X	< 0.0001
HB LE SECO	10	3.37	0.22	X	
SS LE SECO	10	4.23	0.17	X	
HB LE SALIVA	10	4.23	0.59	X	
HB LM SECO	10	4.39	0.39	X	
SS LM SECO	10	4.87	0.11	X	
SS LE OS	10	5.03	0.26	X	
HB LM SALIVA	10	6.01	0.74	X	
HB LE OS	10	6.36	0.73	XX	
HB LM OS	10	6.65	0.44	XX	
SS LE SALIVA	10	6.96	0.48	X	
SS LM SALIVA	10	8.01	1.08	X	

[§] Grupos homogéneos (H.G) LSD método comparativo 95%. [¶] P-valor ANOVA 95%.

6.2.2.3.2 Interacción según tipo de ligadura con arco-medio.

Se compararon los dos tipos de ligadura: ligadura elástica (LE) y ligadura metálica (LM).

6.2.2.3.2.1 Ligadura elástica (LE)

En Figura 15 se muestra la interacción de los brackets de ligado convencional con ligadura elástica en función del arco (híbrido o convencional) con el medio (seco, saliva, ARF).

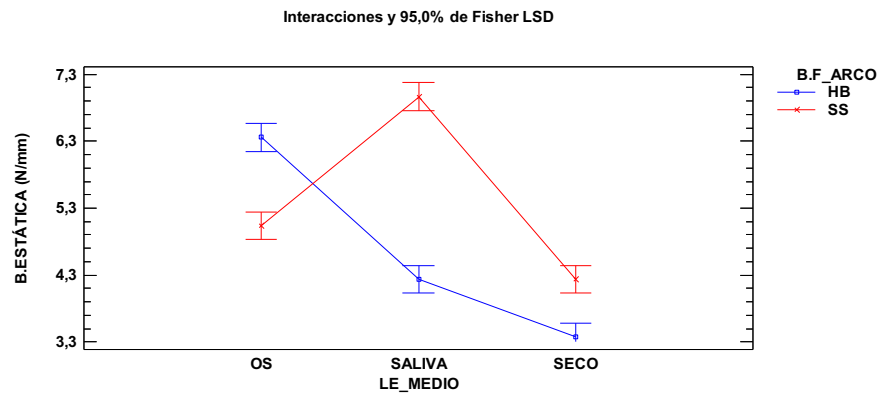


Figura 15. Grupo metálico convencional (LP), interacción LE_MEDIO_ARCO.

6.2.2.3.2.1 Ligadura metálica (LM)

En Figura 16 se muestra la interacción de los brackets de ligado convencional con ligadura elástica en función del arco (híbrido o convencional) con el medio (seco, saliva, ARF).

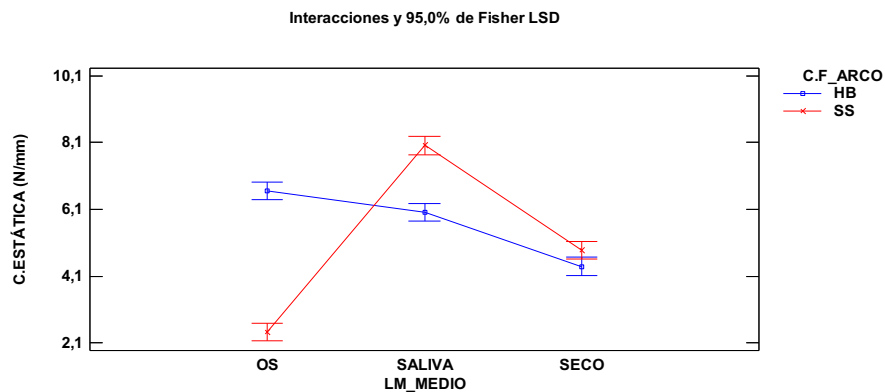


Figura 16. Grupo metálico convencional (LP), interacción LM_MEDIO_ARCO.

6.2.2.3.3 Interacción según tipo de arco con medio-ligadura.

Se compararon los dos tipos de arcos: sección convencional (SS) y sección híbrida (HB).

6.2.2.3.3.1 Arco híbrido (HB)

En Figura 17 se muestra la interacción de los arcos de sección híbrida en función del medio (seco, saliva y ARF) y el tipo de ligadura (metálica y elástica)..

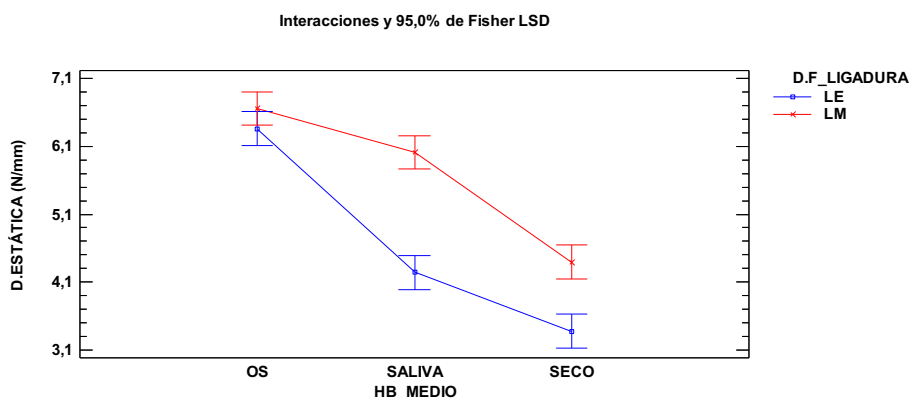


Figura 17. Grupo metálico convencional (LP), interacción HB_MEDIO_LIGADURA.

6.2.2.3.3.1 Arco sección convencional (SS)

En Figura 18 se muestra la interacción de los arcos de sección convencional en función del medio (seco, saliva y ARF) y el tipo de ligadura (metálica y elástica).

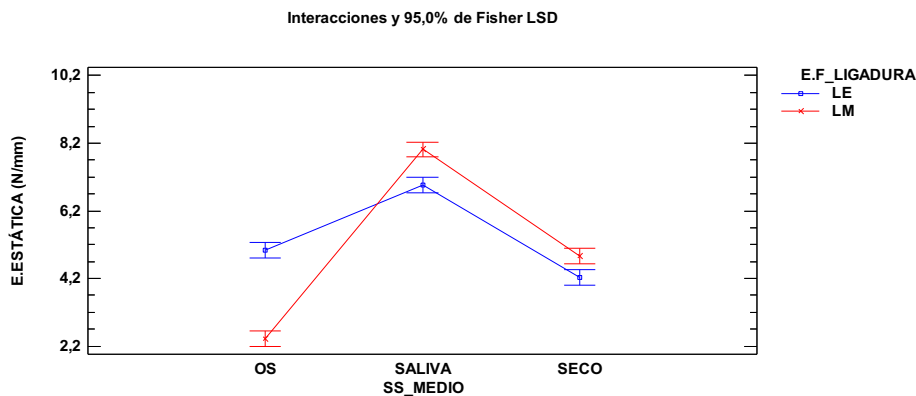


Figura 18. Grupo metálico convencional (LP), interacción SS_MEDIO_LIGADURA.

6.2.2.3.4 Interacción según tipo de medio con arco-ligadura.

Se compararon los tres medios diferentes: con agente reductor de la fricción (OS), húmedo con saliva (SAL) y en medio seco (SEC).

6.2.2.3.4.1 Agente reductor de la fricción (OS)

En Figura 19 se muestra la interacción del medio OS en función del tipo de arco (híbrido y convencional) y el tipo de ligadura (metálica y elástica).

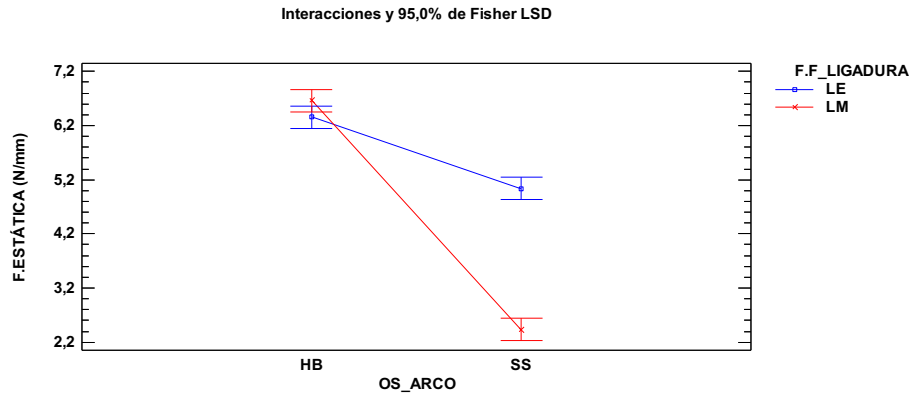


Figura 19. Grupo metálico convencional (LP), interacción OS_ARCO_LIGADURA.

6.2.2.3.4.2 Medio húmedo (SAL)

En Figura 20 se muestra la interacción del medio SAL en función del tipo de arco (híbrido y convencional) y el tipo de ligadura (metálica y elástica).

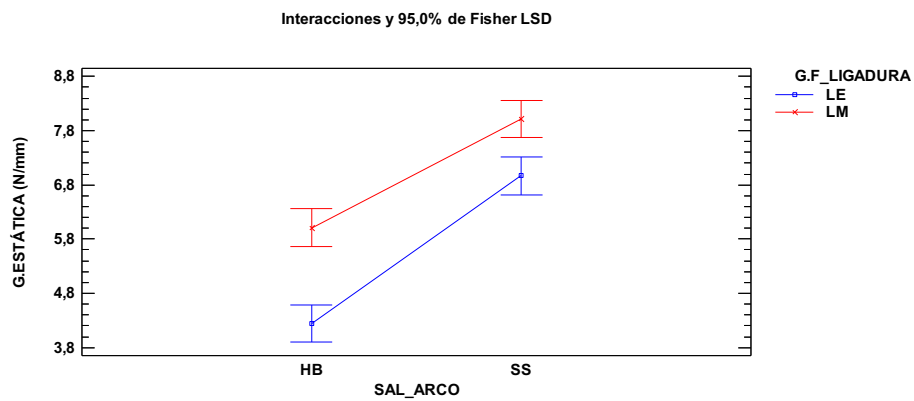


Figura 20. Grupo metálico convencional (LP), interacción SAL_ARCO_LIGADURA.

6.2.2.3.4.2 Medio seco (SEC)

En Figura 21 se muestra la interacción del medio SAL en función del tipo de arco (híbrido y convencional) y el tipo de ligadura (metálica y elástica).

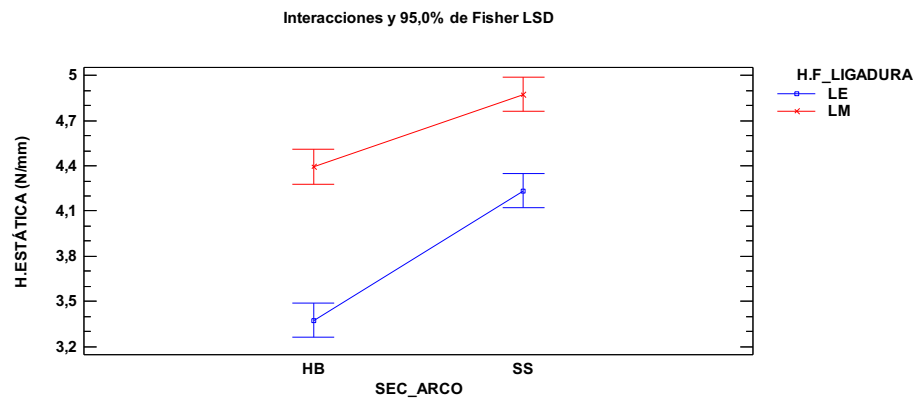


Figura 21. Grupo metálico convencional, interacción SEC_ARCO_LIGADURA.

6.2.2.4 Grupo CERÁMICO POLICRISTALINO SLOT METÁLICO (VIR).

En las combinaciones de este grupo (Anexo I. Figura 25-36) los valores de fricción varían de 0.72 a 7.54 N/mm.

6.2.2.4.1 Comparativa de todas las combinaciones de factores.

En Tabla 11 se describen resultados de todas las combinaciones posibles con factor arco, factor medio y factor ligadura.

Tabla 11. Fricción estática grupo CERÁMICO POLICRISTALINO SLOT METÁLICO (VIR).

ARCO_MEDIO	n	F. estática (N/mm)	SD	H.G [§]	P-Valor [¶]
HB LM SECO	10	0.72	0.02	X	< 0.0001
HB LM SALIVA	10	1.20	0.09	X	
SS LM OS	10	2.82	0.10	X	
HB LE SECO	10	3.44	0.21	X	
HB LM OS	10	3.62	0.20	XX	
HB LE OS	10	3.90	0.32	X	
SS LE OS	10	5.00	0.20	X	
SS LM SECO	10	5.82	0.23	X	
SS LM SALIVA	10	6.51	0.88	X	
HB LE SALIVA	10	7.30	0.56	X	
SS LE SALIVA	10	7.35	0.14	X	
SS LE SECO	10	7.54	0.25	X	

[§] Grupos homogéneos (H.G) LSD método comparativo 95%. [¶] P-valor ANOVA 95%.

6.2.2.4.2 Interacción según tipo de ligadura con arco-medio.

Se han comparado los dos tipos de ligadura: ligadura elástica (LE) y ligadura metálica (LM).

6.2.2.4.2.1 Ligadura elástica (LE)

En Figura 22 se muestra la interacción de los brackets de cerámicos con slot metálico con ligadura elástica en función del arco (híbrido o convencional) con el medio (seco, saliva, ARF).

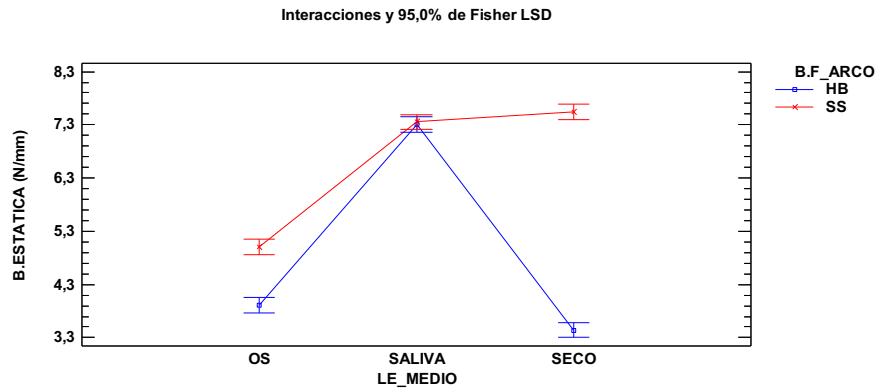


Figura 22. Grupo cerámico slot metálico (VIR), interacción LE_MEDIO_ARCO.

6.2.2.4.2.1 Ligadura metálica (LM)

En Figura 23 se muestra la interacción de los brackets de cerámicos con slot metálico con ligadura metálica en función del arco (híbrido o convencional) con el medio (seco, saliva, ARF).

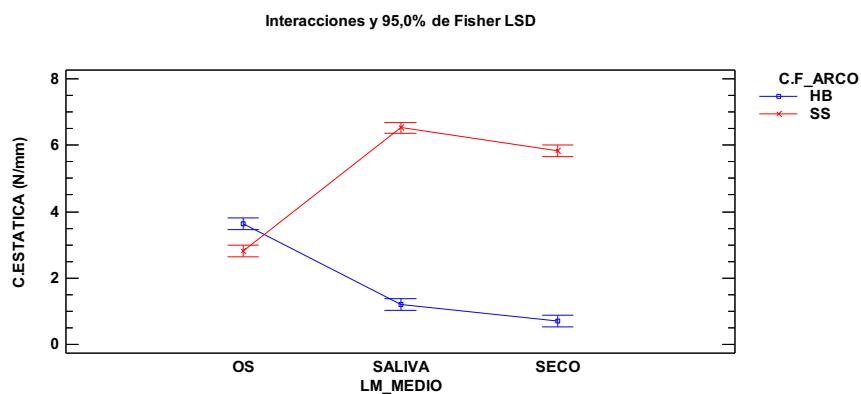


Figura 23. Grupo cerámico con slot metálico (VIR), interacción LM_MEDIO_ARCO.

6.2.2.4.3 Interacción según tipo de arco con medio-ligadura.

Se han comparado los dos tipos de arcos: sección convencional (SS) y sección híbrida (HB).

6.2.2.4.3.1 Arco híbrido (HB)

En Figura 24 se muestra la interacción de los arcos de sección híbrida en función del medio (seco, saliva y ARF) y el tipo de ligadura (metálica y elástica).

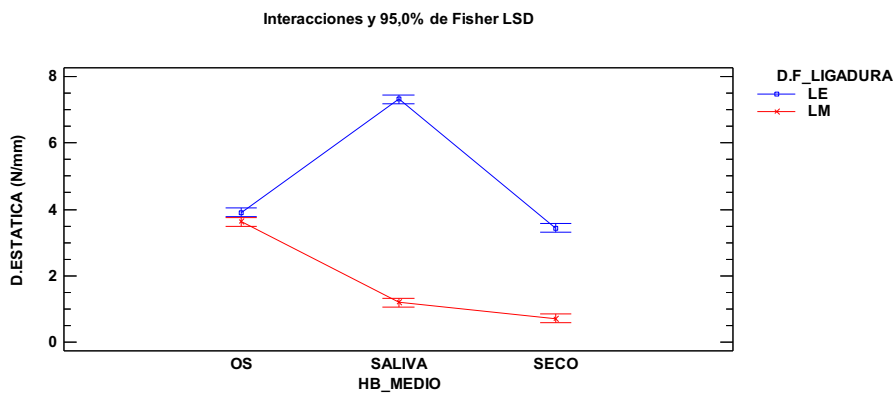


Figura 24. Grupo cerámico slot metálico (VIR), interacción HB_MEDIO_LIGADURA.

6.2.2.4.3.1 Arco sección convencional (SS)

En Figura 25 se muestra la interacción de los arcos de sección convencional en función del medio (seco, saliva y ARF) y el tipo de ligadura (metálica y elástica).

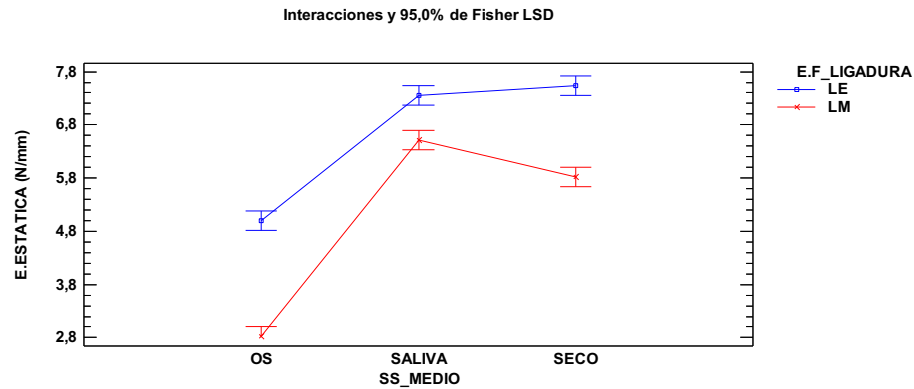


Figura 25. Grupo cerámico slot metálico (VIR), interacción SS_MEDIO_LIGADURA.

6.2.2.4.4 Interacción según tipo de medio con arco-ligadura.

Se han comparado los tres medios diferentes: con agente reductor de la fricción (OS), húmedo con saliva (SAL) y en medio seco (SEC).

6.2.2.4.4.1 Agente reductor fricción (OS)

En Figura 26 se muestra la interacción del medio OS en función del tipo de arco (híbrido y convencional) y el tipo de ligadura (metálica y elástica).

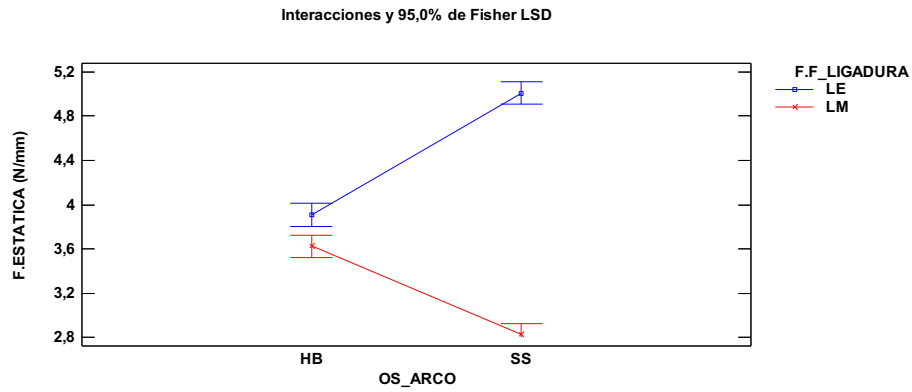


Figura 26. Grupo cerámico con slot metálico (VIR), interacción OS_ARCO_LIGADURA.

6.2.2.4.4.2 Medio húmedo (SAL)

En Figura 27 se muestra la interacción del medio SAL en función del tipo de arco (híbrido y convencional) y el tipo de ligadura (metálica y elástica).

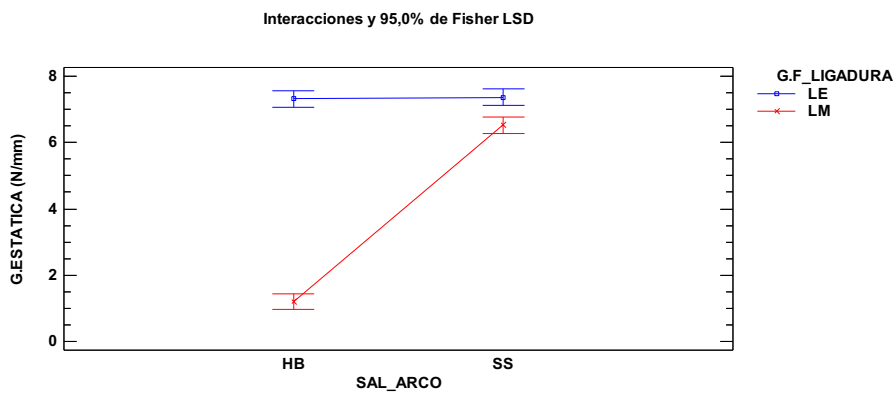


Figura 27. Grupo cerámico slot metálico (VIR), interacción SAL_ARCO_LIGADURA.

6.2.2.4.4.3 Medio seco (SEC)

En Figura 28 se muestra la interacción del medio SEC en función del tipo de arco (híbrido y convencional) y el tipo de ligadura (metálica y elástica).

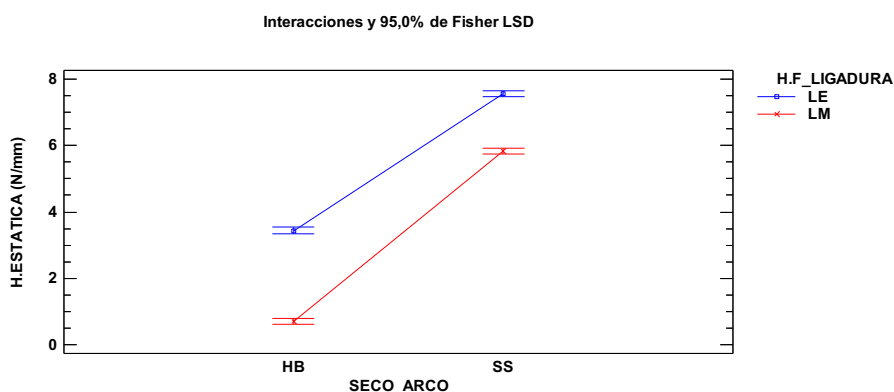


Figura 28. Grupo cerámico slot metálico (VIR), interacción SECO_ARCO_LIGADURA.

6.2.2.5 Grupo CERÁMICO POLICRISTALINO (INV).

Los valores de fricción para este tipo de bracket con las diferentes combinaciones varía entre 0.28 y 10.12 N/mm. Anexo I. Figura 37-48.

6.2.2.5.1 Comparativa de todas las combinaciones de factores.

En Tabla 12 se describen los resultados de todas las combinaciones posibles con factor arco, factor medio y factor ligadura.

Tabla 12. Fricción estática grupo CERÁMICO POLICRISTALINO (INV).

ARCO_MEDIO	n	F. estática (N/mm)	SD	H.G [§]	P-Valor [¶]
HB LM SALIVA	10	0.28	0.02	X	< 0.0001
HB LM SECO	10	0.33	0.03	X	
SS LM OS	10	2.70	0.60	X	
HB LM OS	10	3.38	0.28	X	
HB LE SECO	10	3.70	0.30	XX	
HB LE OS	10	3.93	0.28	XX	
HB LE SALIVA	10	4.23	0.45	XX	
SS LM SECO	10	4.56	0.32	X	
SS LE SECO	10	5.60	0.48	X	
SS LM SALIVA	10	6.80	0.75	X	
SS LE OS	10	7.91	0.71	X	
SS LE SALIVA	10	10.12	0.88	X	

[§] Grupos homogéneos (H.G) LSD método comparativo 95%. [¶] P-valor ANOVA 95%.

6.2.2.5.2 Interacción según tipo de ligadura con arco-medio.

Se compararon los dos tipos de ligadura: ligadura elástica (LE) y ligadura metálica (LM).

6.2.2.5.2.1 Ligadura elástica (LE)

En Figura 29 se muestra la interacción de los brackets de cerámicos policristalinos con ligadura elástica en función del arco (híbrido o convencional) con el medio (seco, saliva, ARF).

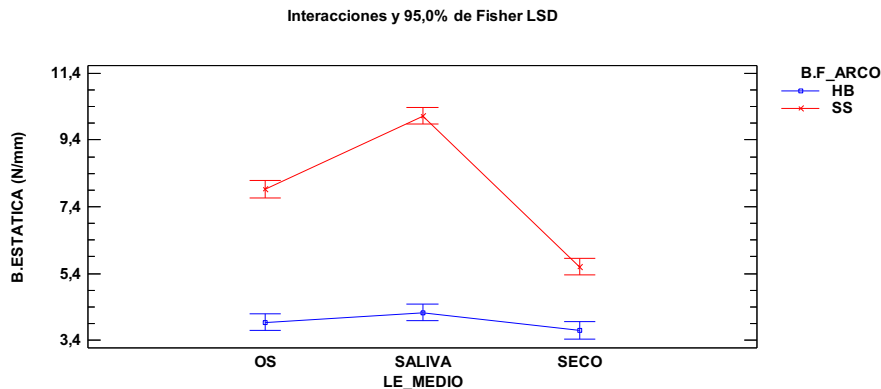


Figura 29. Grupo cerámico policristalino (INV), interacción LE_MEDIO_ARCO.

6.2.2.5.2.2 Ligadura metálica (LM)

En Figura 30 se muestra la interacción de los brackets de cerámicos policristalinos con ligadura metálica en función del arco (híbrido o convencional) con el medio (seco, saliva, ARF).

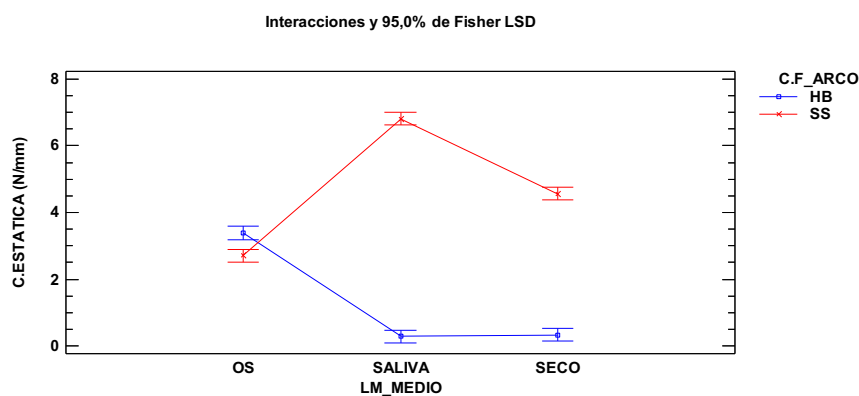


Figura 30. Grupo cerámico policristalino (INV), interacción LM_MEDIO_ARCO.

6.2.2.5.3 Interacción según tipo de arco con medio-ligadura.

Se compararon los dos tipos de arcos: sección convencional (SS) y sección híbrida (HB).

6.2.2.5.3.1 Arco híbrido (HB)

En Figura 31 se muestra la interacción de los arcos de sección híbrida en función del medio (seco, saliva y ARF) y el tipo de ligadura (metálica y elástica).

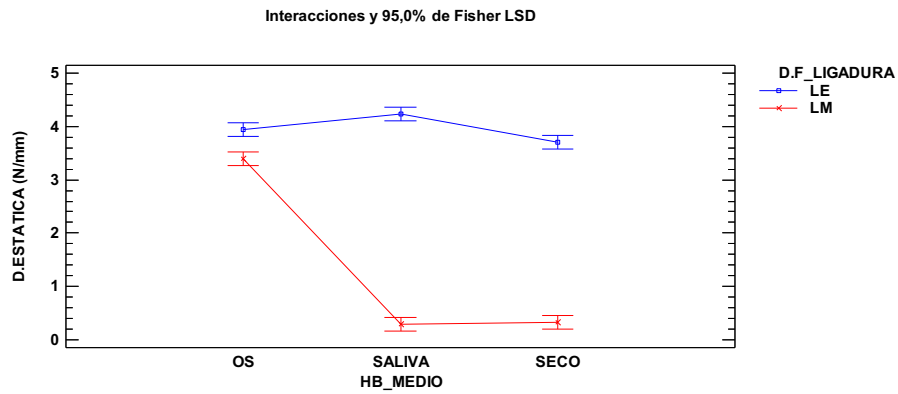


Figura 31. Grupo cerámico policristalino (INV), interacción HB_MEDIO_LIGADURA.

6.2.2.5.3.1 Arco sección convencional (SS)

En Figura 32 se muestra la interacción de los arcos de sección convencional en función del medio (seco, saliva y ARF) y el tipo de ligadura (metálica y elástica).

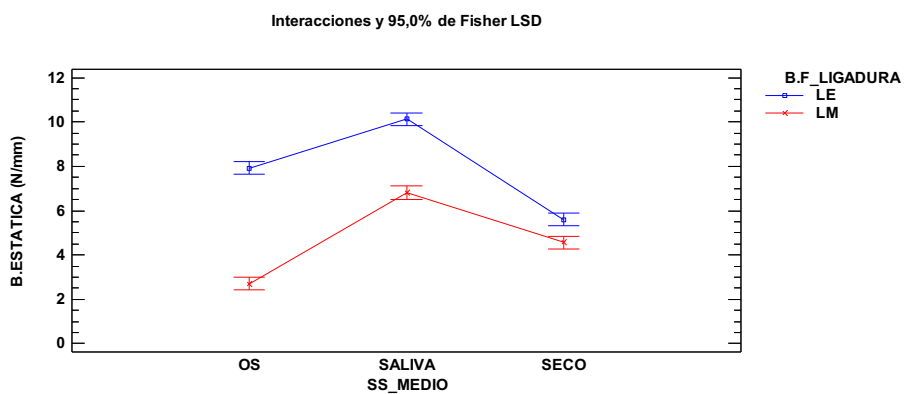


Figura 32. Grupo cerámico policristalino (INV), interacción SS_MEDIO_LIGADURA.

6.2.2.5.4 Interacción según tipo de medio con arco-ligadura.

Se compararon los tres medios diferentes: con agente reductor de la fricción (OS), húmedo con saliva (SAL) y en medio seco (SEC).

6.2.2.5.4.1 Agente reductor fricción (OS)

En Figura 33 se muestra la interacción del medio OS en función del tipo de arco (híbrido y convencional) y el tipo de ligadura (metálica y elástica).

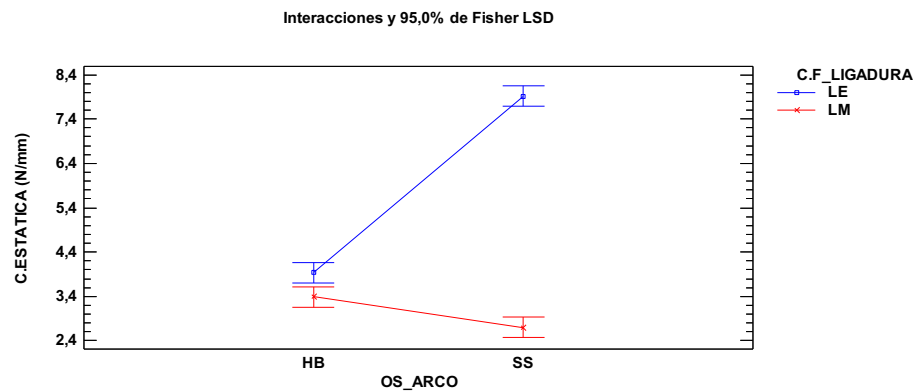


Figura 33. Grupo cerámico policristalino (INV), interacción OS_ARCO_LIGADURA.

6.2.2.5.4.2 Medio húmedo (SAL)

En Figura 34 se muestra la interacción del medio SAL en función del tipo de arco (híbrido y convencional) y el tipo de ligadura (metálica y elástica).

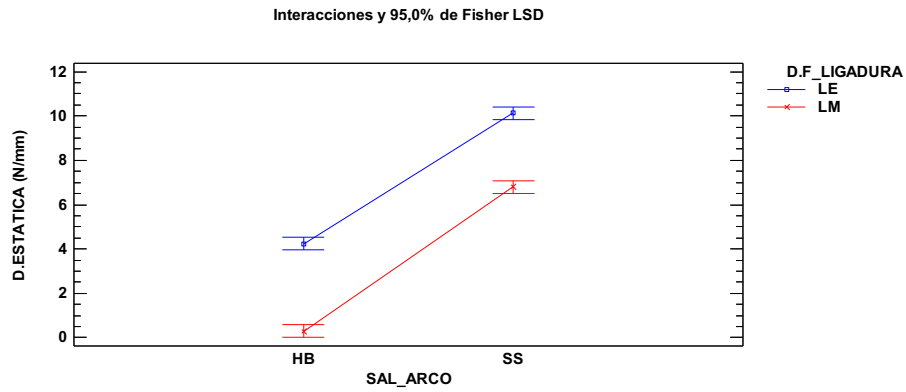


Figura 34. Grupo cerámico policristalino (INV), interacción SAL_ARCO_LIGADURA.

6.2.2.5.4.2 Medio seco (SEC)

En Figura 35 se muestra la interacción del medio SEC en función del tipo de arco (híbrido y convencional) y el tipo de ligadura (metálica y elástica).

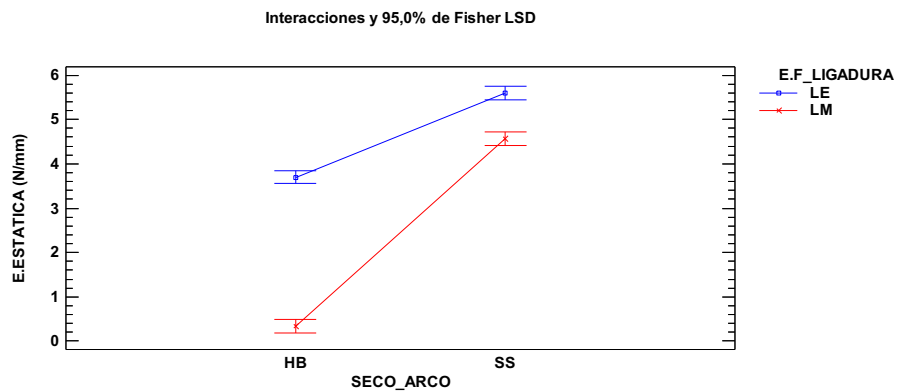


Figura 35. Grupo cerámico policristalino (INV), interacción SECO_ARCO_LIGADURA.

6.2.2.6 Grupo ZAFIRO MONOCRISTALINO (ZAF).

En las combinaciones de este tipo de bracket (Anexo I. Figura 49-60) los valores de fricción en este tipo de brackets va de los 1.59 a los 8.52 N/mm.

6.2.2.6.1 Comparativa de todas las combinaciones de factores.

En Tabla 13 se describen resultados de todas las combinaciones posibles con factor arco, factor medio y factor ligadura.

Tabla 13. Fricción estática grupo ZAFIRO MONOCRISTALINO (ZAF).

ARCO_MEDIO	n	F. estática (N/mm)	SD	H.G [§]	P-Valor [¶]
SS LM SECO	10	1.59	0.43	X	< 0.0001
HB LM SALIVA	10	1.89	0.19	XX	
HB LM SECO	10	2.25	0.24	XX	
HB LE SECO	10	2.45	0.07	X	
SS LE SECO	10	3.12	0.79	X	
SS LM SALIVA	10	3.91	0.79	X	
SS LM OS	10	3.91	0.28	X	
SS LE OS	10	4.85	0.19	X	
HB LM OS	10	4.98	0.18	X	
HB LE OS	10	5.73	0.37	X	
SS LE SALIVA	10	8.08	0.38	X	
HB LE SALIVA	10	8.52	0.37	X	

[§] Grupos homogéneos (H.G) LSD método comparativo 95%. [¶] P-valor ANOVA 95%.

6.2.2.6.2 Interacción según tipo de ligadura con arco-medio.

Se compararon los dos tipos de ligadura: ligadura elástica (LE) y ligadura metálica (LM).

6.2.2.6.2.1 Ligadura elástica (LE)

En Figura 36 se muestra la interacción de los brackets de zafiro monocristalino con ligadura elástica en función del arco (híbrido o convencional) con el medio (seco, saliva, ARF).

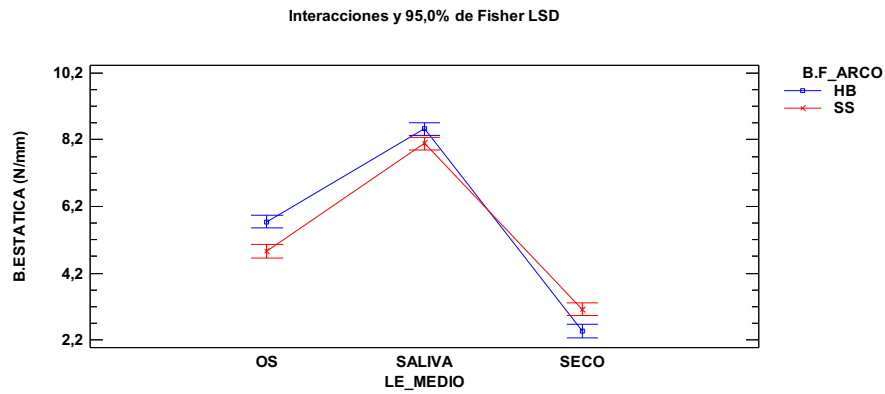


Figura 36. Grupo zafiro monocristalino (ZAF), interacción LE_MEDIO_ARCO.

6.2.2.6.2.2 Ligadura metálica (LM)

En Figura 37 se muestra la interacción de los brackets de zafiro monocristalino con ligadura metálica en función del arco (híbrido o convencional) con el medio (seco, saliva, ARF).

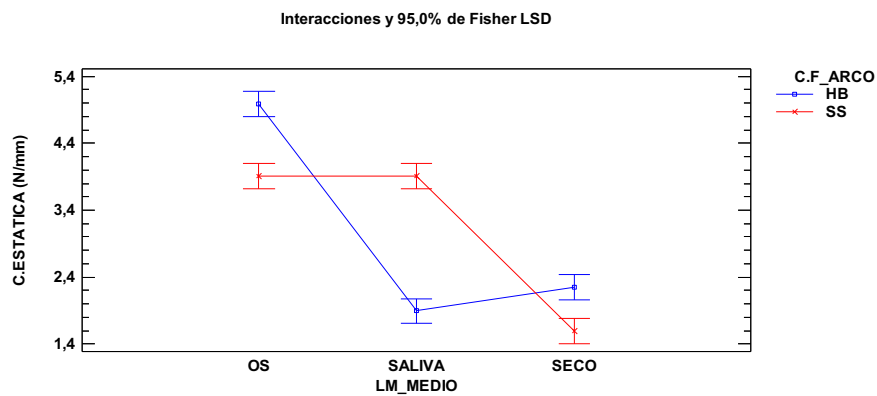


Figura 37. Grupo zafiro monocristalino (ZAF), interacción LM_MEDIO_ARCO.

6.2.2.6.3 Interacción según tipo de arco con medio-ligadura.

Se compararon los dos tipos de arcos: sección convencional (SS) y sección híbrida (HB).

6.2.2.6.3.1 Arco híbrido (HB)

En Figura 38 se muestra la interacción de los arcos de sección híbrida en función del medio (seco, saliva y ARF) y el tipo de ligadura (metálica y elástica).

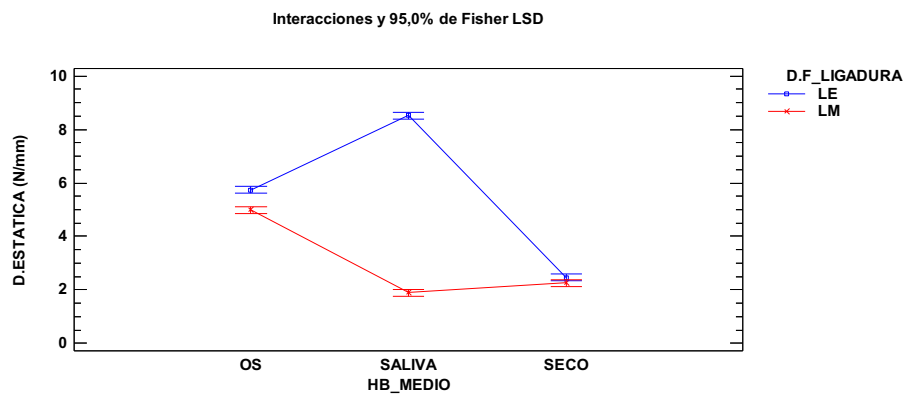


Figura 38. Grupo zafiro monocristalino (ZAF), interacción HB_MEDIO_LIGADURA.

6.2.2.6.3.2 Arco sección convencional (SS)

En Figura 39 se muestra la interacción de los arcos de sección convencional en función del medio (seco, saliva y ARF) y el tipo de ligadura (metálica y elástica).

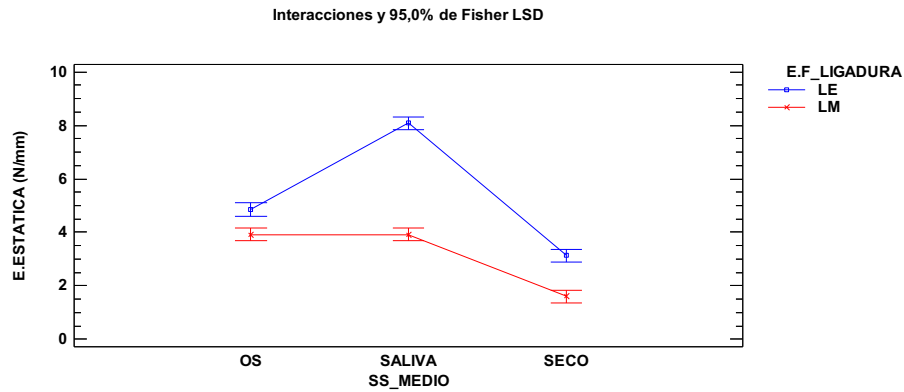


Figura 39. Grupo zafiro monocristalino (ZAF), interacción SS_MEDIO_LIGADURA.

6.2.2.6.4 Interacción según tipo de medio con arco-ligadura.

Se han comparado los tres medios diferentes: con agente reductor de la fricción (OS), húmedo con saliva (SAL) y en medio seco (SEC).

6.2.2.6.4.1 Agente reductor fricción (OS)

En Figura 40 se muestra la interacción del medio OS en función del tipo de arco (híbrido y convencional) y el tipo de ligadura (metálica y elástica).

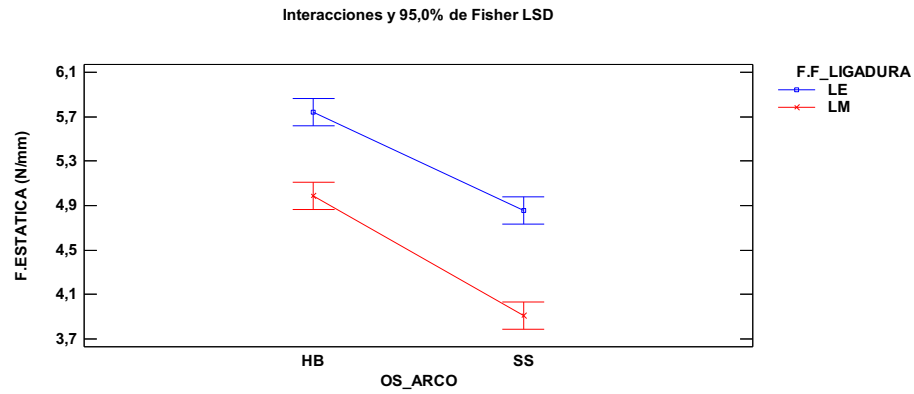


Figura 40. Grupo zafiro monocristalino (ZAF), interacción OS_ARCO_LIGADURA.

6.2.2.6.4.2 Medio húmedo (SAL)

En Figura 41 se muestra la interacción del medio SAL en función del tipo de arco (híbrido y convencional) y el tipo de ligadura (metálica y elástica).

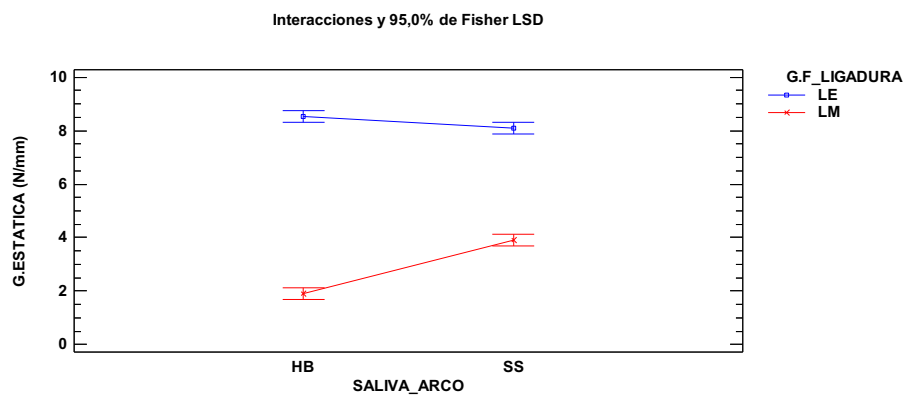


Figura 41. Grupo zafiro monocristalino (ZAF), interacción SAL_ARCO_LIGADURA.

6.2.2.6.4.3 Medio seco (SEC)

En Figura 42 se muestra la interacción del medio SEC en función del tipo de arco (híbrido y convencional) y el tipo de ligadura (metálica y elástica).

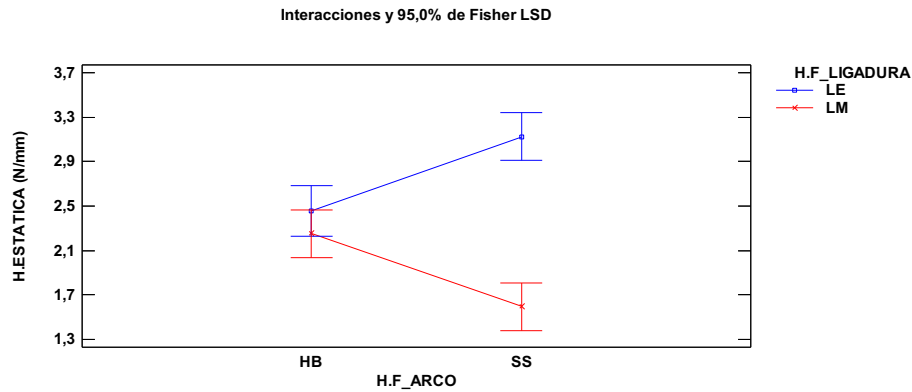


Figura 42. Grupo zafiro monocristalino (ZAF), interacción SEC_ARCO_LIGADURA.

6.2.3 Análisis entre los brackets con las mismas combinaciones de factores.

Se procedió a comparar toda combinación posible entre los diferentes grupos de brackets. En el caso de los autoligables, fueron comparados tanto con los convencionales con ligadura elástica como con ligadura metálica. Las diferentes combinaciones fueron:

- Arco sección convencional con ligadura elástica en medio seco (**SS_LE_SEC**).
- Arco sección convencional con ligadura metálica en medio seco (**SS_LM_SEC**).
- Arco sección convencional con ligadura elástica en medio húmedo (**SS_LE_SAL**).
- Arco sección convencional con ligadura metálica en medio húmedo (**SS_LM_SAL**).
- Arco sección convencional con ligadura elástica con agente reductor fricción (**SS_LE_OS**).
- Arco sección convencional con ligadura metálica con agente reductor fricción (**SS_LM_OS**).
- Arco sección híbrida con ligadura elástica en medio seco (**HB_LE_SEC**).
- Arco sección híbrida con ligadura metálica en medio seco (**HB_LM_SEC**).
- Arco sección híbrida con ligadura elástica en medio húmedo (**HB_LE_SAL**).

- Arco sección híbrida con ligadura metálica en medio húmedo (**HB_LM_SAL**).
- Arco sección híbrida con ligadura elástica con agente reductor fricción (**HB_LE_OS**).
- Arco sección híbrida con ligadura metálica con agente reductor fricción (**HB_LM_OS**).

6.2.3.1 Arco sección convencional con ligadura elástica en medio seco (**SS_LE_SEC**).

En esta combinación cada tipo de bracket se comporta de una manera diferente. Los valores de fricción van desde los 0.96 ± 0.05 N/mm del bracket autoligable pasivo (DAM) a los 7.54 ± 0.25 del cerámico policristalino con slot metálico (VIR). Los resultados se muestran en Tabla 14.

Tabla 14. Fricción estática **SS_LE_SEC**.

BRACKET	n	F. estática (N/mm)	SD	H.G [§]	P-Valor [¶]
DAM	10	0.96	0.05	X	< 0.0001
ZAF	10	3.12	0.79	X	
INN	10	3.76	0.18	X	
LP	10	4.23	0.17	X	
INV	10	5.60	0.48	X	
VIR	10	7.54	0.25	X	

[§] Grupos homogéneos (H.G) LSD método comparativo 95%. [¶] P-valor ANOVA 95%.

6.2.3.2 Arco sección convencional con ligadura metálica en medio seco (**SS_LM_SEC**).

En esta combinación también cada bracket se comporta de manera diferente. Los valores de fricción van desde los 0.96 ± 0.05 N/mm del bracket autoligable pasivo (DAM) a los 5.82 ± 0.23 del cerámico policristalino con slot metálico (VIR). Los resultados se muestran en Tabla 15.

Tabla 15. Fricción estática SS_LM_SEC.

BRACKET	n	F. estática (N/mm)	SD	H.G [§]	P-Valor [¶]
DAM	10	0.96	0.05	X	< 0.0001
ZAF	10	1.55	0.47	X	
INN	10	3.76	0.18	X	
INV	10	4.56	0.32	X	
LP	10	4.87	0.11	X	
VIR	10	5.82	0.23	X	

[§] Grupos homogéneos (H.G) LSD método comparativo 95%. [¶] P-valor ANOVA 95%.

6.2.3.3 Arco sección convencional con ligadura elástica en medio húmedo (SS_LE_SAL).

En esta combinación todos se comportan igual, excepto el bracket metálico convencional (LP) y el cerámico policristalino con slot metálico (VIR) que se comportan igual. Los valores van desde 0.71 ± 0.05 del bracket autoligable pasivo (DAM) a 10.12 ± 0.88 del bracket cerámico policristalino (INVU). Los resultados se muestran en Tabla 16.

Tabla 16. Fricción estática SS_LE_SAL.

BRACKET	n	F. estática (N/mm)	SD	H.G [§]	P-Valor [¶]
DAM	10	0.71	0.05	X	< 0.0001
INN	10	3.84	0.14	X	
LP	10	6.96	0.48	X	
VIR	10	7.35	0.14	X	
ZAF	10	8.08	0.38	X	
INV	10	10.12	0.88	X	

[§] Grupos homogéneos (H.G) LSD método comparativo 95%. [¶] P-valor ANOVA 95%.

6.2.3.4 Arco sección convencional con ligadura metálica en medio húmedo (SS_LM_SAL).

Los brackets autoligables activos (INN) se comportan igual que los de zafiro monocristalino (ZAF) y los cerámicos policristalinos con slot metálico (VIR) se comportan igual que los cerámicos policristalinos (INV). Los valores van de 0.71 ± 0.05 N/mm de los

autoligables pasivos (DAM) a los 8.08 ± 1.11 N/mm de los metálicos convencionales (LP). Los resultados se muestran en Tabla 17.

Tabla 17. Fricción estática SS_LM_SAL.

BRACKET	n	F. estática (N/mm)	SD	H.G [§]	P-Valor [¶]
DAM	10	0.71	0.05	X	< 0.0001
INN	10	3.84	0.13	X	
ZAF	10	3.91	0.79	X	
VIR	10	6.51	0.88	X	
INV	10	6.80	0.75	X	
LP	10	8.08	1.11	X	

[§] Grupos homogéneos (H.G) LSD método comparativo 95%. [¶] P-valor ANOVA 95%.

6.2.3.5 Arco sección convencional con ligadura elástica con agente reductor fricción (SS_LE_OS).

Existe un comportamiento homogéneo con brackets de zafiro monocristalino (ZAF), cerámica policristalina con slot metálico (VIR) y metálico convencional (LP). Los valores van de 0.58 ± 0.21 N/mm del autoligable pasivo (DAM) a los 7.91 ± 0.71 N/mm de los metálicos convencionales (LP). Los resultados se muestran en Tabla 18.

Tabla 18. Fricción estática SS_LE_OS.

BRACKET	n	F. estática (N/mm)	SD	H.G [§]	P-Valor [¶]
DAM	10	0.58	0.21	X	< 0.0001
INN	10	2.53	1.23	X	
ZAF	10	4.85	0.19	X	
VIR	10	5.00	0.20	X	
LP	10	5.03	0.26	X	
INV	10	7.91	0.71	X	

[§] Grupos homogéneos (H.G) LSD método comparativo 95%. [¶] P-valor ANOVA 95%.

6.2.3.6 Arco sección convencional con ligadura metálica con agente reductor fricción (SS_LM_OS).

Se trata de la combinación en que el comportamiento es el más uniforme en todos los tipos de brackets. Los valores más bajos se vuelven a encontrar con autoligable pasivo (DAM) con 0.58 ± 0.21 N/mm y los valores más elevados con el zafiro monocristalino (ZAF) con 3.91 ± 0.28 N/mm. Los resultados se muestran en Tabla 19.

Tabla 19. Fricción estática SS_LM_OS.

BRACKET	n	F. estática (N/mm)	SD	H.G [§]	P-Valor [¶]
DAM	10	0.58	0.21	X	< 0.0001
LP	10	2.43	0.15	X	
INN	10	2.53	1.23	X	
INV	10	2.70	0.60	X	
VIR	10	2.82	0.10	X	
ZAF	10	3.91	0.28	X	

[§] Grupos homogéneos (H.G) LSD método comparativo 95%. [¶] P-valor ANOVA 95%.

6.2.3.7 Arco sección híbrida con ligadura elástica en medio seco (HB_LE_SEC).

Esta combinación produce valores bastante similares de fricción estática en los diferentes brackets estudiados. Los valores más bajos se encuentran en el autoligable pasivo (DAM) con 0.74 ± 0.08 N/mm y los más elevados en el cerámico policristalino (INV) con 3.70 ± 0.30 N/mm. Los resultados se muestran en Tabla 20.

Tabla 20. Fricción estática HB_LE_SEC.

BRACKET	n	F. estática (N/mm)	SD	H.G [§]	P-Valor [¶]
DAM	10	0.74	0.08	X	< 0.0001
ZAF	10	2.45	0.07	X	
LP	10	3.37	0.22	X	
VIR	10	3.44	0.21	XX	
INN	10	3.60	0.30	XX	
INV	10	3.70	0.30	X	

[§] Grupos homogéneos (H.G) LSD método comparativo 95%. [¶] P-valor ANOVA 95%.

6.2.3.8 Arco sección híbrida con ligadura metálica en medio seco (HB_LM_SEC).

Los resultados presentan una gran variabilidad entre los diferentes tipos de brackets. Los valores más bajos se consiguen con el bracket cerámico policristalino (INV) 0.33 ± 0.03 N/mm y los más elevados con el bracket metálico convencional (LP) 4.39 ± 0.39 N/mm. Los resultados se muestran en Tabla 21.

Tabla 21. Fricción estática HB_LM_SEC.

BRACKET	n	F. estática (N/mm)	SD	H.G [§]	P-Valor [¶]
INV	10	0.33	0.03	X	< 0.0001
VIR	10	0.72	0.02	X	
DAM	10	0.74	0.08	X	
ZAF	10	2.25	0.24	X	
INN	10	3.60	0.30	X	
LP	10	4.39	0.39	X	

[§] Grupos homogéneos (H.G) LSD método comparativo 95%. [¶] P-valor ANOVA 95%.

6.2.3.9 Arco sección híbrida con ligadura elástica en medio húmedo (HB_LE_SAL).

Los brackets de cerámica policristalina (INV), los convencionales metálicos (LP) y los autoligables activos (INN) se comportan de una manera similar. Los valores más pequeños se encuentran los autoligables pasivos (DAM) con 0.75 ± 0.16 N/mm y los más elevados con zafiro monocristalino (ZAF) con 8.52 ± 0.37 N/mm. Los resultados se muestran en Tabla 22.

Tabla 22. Fricción estática HB_LE_SAL.

BRACKET	n	F. estática (N/mm)	SD	H.G [§]	P-Valor [¶]
DAM	10	0.75	0.16	X	< 0.0001
INV	10	4.23	0.45	X	
LP	10	4.23	0.59	X	
INN	10	4.36	0.32	X	
VIR	10	7.30	0.56	X	
ZAF	10	8.52	0.37	X	

[§] Grupos homogéneos (H.G) LSD método comparativo 95%. [¶] P-valor ANOVA 95%.

6.2.3.10 Arco sección híbrida con ligadura metálica en medio húmedo (HB_LM_SAL).

Existe mucha variabilidad entre los diferentes brackets, ninguno de ellos tiene un comportamiento homogéneo con otro. Los valores más bajos se encuentran con el bracket cerámico policristalino (INV) 0.28 ± 0.02 N/mm y los más elevados con el bracket convencional metálico (LP) 6.01 ± 0.74 N/mm. Los resultados se muestran en Tabla 23.

Tabla 23. Fricción estática HB_LM_SAL.

BRACKET	n	F. estática (N/mm)	SD	H.G [§]	P-Valor [¶]
INV	10	0.28	0.02	X	< 0.0001
DAM	10	0.75	0.16	X	
VIR	10	1.20	0.09	X	
ZAF	10	1.89	0.19	X	
INN	10	4.36	0.32	X	
LP	10	6.01	0.74	X	

[§] Grupos homogéneos (H.G) LSD método comparativo 95%. [¶] P-valor ANOVA 95%.

6.2.3.11 Arco sección híbrida con ligadura elástica con agente reductor fricción (HB_LE_OS).

Los brackets de cerámica policristalina con slot metálico (VIR) y los de cerámica policristalina (INV) tienen un comportamiento homogéneo en la parte media de la tabla. Los valores más bajos se encuentran con los autoligables pasivos (DAM) 0.65 ± 0.19 N/mm y los más elevados con el metálico convencional (LP) 6.36 ± 0.73 N/mm. Los resultados se muestran en Tabla 24.

Tabla 24. Fricción estática HB_LE_OS.

BRACKET	n	F. estática (N/mm)	SD	H.G [§]	P-Valor [¶]
DAM	10	0.65	0.19	X	< 0.0001
INN	10	3.11	0.99	X	
VIR	10	3.90	0.32	X	
INV	10	3.93	0.28	X	
ZAF	10	5.73	0.37	X	
LP	10	6.36	0.73	X	

[§] Grupos homogéneos (H.G) LSD método comparativo 95%. [¶] P-valor ANOVA 95%.

6.2.3.12 Arco sección híbrida con ligadura metálica con agente reductor fricción (HB_LM_OS).

Los diferentes brackets se encuentran agrupados en cuatro grupos diferentes. Los valores más reducidos se encuentran con los brackets autoligables pasivos (DAM) 0.65 ± 0.19 N/mm y los más elevados con el bracket metálico convencional (LP) 6.65 ± 0.44 N/mm. Los resultados se muestran en Tabla 25.

Tabla 25. Fricción estática HB_LM_OS.

BRACKET	n	F. estática (N/mm)	SD	H.G [§]	P-Valor [¶]
DAM	10	0.65	0.19	X	< 0.0001
INN	10	3.11	0.99	X	
INV	10	3.38	0.28	XX	
VIR	10	3.62	0.20	X	
ZAF	10	4.98	0.18	X	
LP	10	6.65	0.44	X	

[§] Grupos homogéneos (H.G) LSD método comparativo 95%. [¶] P-valor ANOVA 95%.

7. Discusión

7. DISCUSIÓN

7.1 Estudio clínico.

El objetivo de este estudio clínico era conocer y cuantificar los cambios que se producen a nivel transversal y sagital en pacientes tratados con aparatología autoligable, convencional y con un grupo control.

7.1.1 Discusión de la metodología estudio clínico.

El diseño del estudio clínico fue retrospectivo. Los estudios prospectivos y randomizados tienen una mayor importancia en la escala de validez científica, pero pocas veces se cuenta con una muestra importante. En este estudio se contaba con la posibilidad de comparar casos consecutivos tratados por un mismo profesional. Un único profesional permite eliminar las variables de cuando tratan varios. Además, si tiene amplia experiencia, minimiza los riesgos de errores de técnica.¹¹⁶

El número de individuos en la muestra del grupo SL y CL es similar y ambos tenían los mismos criterios de inclusión. Si se revisa la literatura, es el estudio realizado hasta la fecha con mayor número de pacientes tratados con aparatología autoligable comparados con la de tipo convencional.⁴⁴ Además, se incluyó un grupo control. La media de edad del grupo control es sensiblemente mayor a la de los otros dos grupos. La diferencia fue debida a la dificultad de disponer registros de personas que no hayan recibido tratamiento de ortodoncia a inicio y pasados 24 meses y que cumplieran todos los criterios de inclusión. Todas estas diferencias, fueron tenidas en cuenta para evitar caer en el error de comparar grupos que eran diferentes. Para ello, se procedió a la validación de la muestra de las variables estudiadas que no mostró diferencias significativas entre los tres grupos. El operador que ha realizado las mediciones ha sido el mismo, y además se ha validado estadísticamente el trabajo que ha realizado. Por lo que las medidas utilizadas son correctas y comparables entre sí.

Aunque son técnicas y tipos de brackets diferentes, entre los dos grupos la información de angulación y torque es prácticamente similar.⁴ Así que, la información prescrita en el bracket no parece que pueda ser la responsable, en la práctica, de los efectos producidos. Además, los estrictos criterios de inclusión y de exclusión, en cuanto a la utilización de aparatología auxiliar en el plano transversal y sagital hacen que la única variable que puede influenciar sean el diseño del bracket (autoligable pasivo o gemelar) o la amplitud (arcos con una única forma de arcada sobredimensionada o bien arcos con una amplitud en función de anchura mandibular individualizada para cada paciente) y secuencia de los arcos utilizados.

Las medidas estudiadas son de tipo dental. Para conocer los cambios reales en dimensión transversal se deberían realizar mediciones esqueléticas. Se descartó realizarlas por la imposibilidad de disponer imágenes radiológicas, compatibles para realizar el estudio en el plano transversal, en un inicio y final de los pacientes estudiados. En la literatura existen artículos con mediciones realizadas con CBCT, en uno sólo se comparan los efectos que se producen entre dos tipos aparatología autoligable y no lo comparan con aparatología convencional.¹¹⁷ Existe otro estudio donde sí que compara autoligable con convencional con CBCT, en este caso la muestra no es muy grande y los registros son al inicio y pasados 7 meses de tratamiento.⁹⁰

7.1.2 Discusión de los resultados.

Los resultados obtenidos del estudio clínico han sido analizados y comparados entre los diferentes grupos. Además, se han contrastado con el resto de estudios similares que se encuentran en la literatura. Por otro lado, se han analizado los cambios que se producen en la arcada en relación con “el efecto *lip-bumper*” que aparece en la literatura cuando se habla de brackets autoligables y arcos sobredimensionados. La estructura de la discusión de los resultados del estudio clínico es:

7.1.2.1 Cambios transversales y sagitales en la arcada.

7.1.2.2 Cambios en la arcada y efecto lip bumper

7.1.2.1 Cambios transversales y sagitales en la arcada.

La aparatología fija autoligable y arcos sobredimensionados (SL) producen una expansión significativa de todas las variables estudiadas en el plano transversal a excepción de la distancia intercanina mandibular. Mientras que, con la aparatología convencional se produce un aumento significativo de todas las variables, incluyendo la distancia intercanina mandibular. A destacar que, en el caso del grupo con aparatología convencional, el ortodoncista tuvo en cuenta la distancia intercanina mandibular inicial a la hora de realizar el tratamiento. Mientras que, con el grupo autoligable la forma de arcada definitiva es tomada después de la fase de expansión de los arcos.

La distancia intercanina ha sido la variable más estudiada a la hora de realizar estudios sobre estabilidad y recidiva en ortodoncia.⁸⁹ Los resultados encontrados en el grupo CL son similares a otros estudios^{118, 119} donde también aumenta la distancia intercanina mandibular tras el tratamiento, pero en el periodo de retención se produce una recidiva, esta disminución es mayor en maxilar y la forma de arcada se hace más estrecha de lo que era tras el tratamiento. Son varios los trabajos (Tabla 26) que han medido las variables en el plano transversal, pero en ninguno de ellos la muestra es tan elevada como en este estudio. Además en la literatura aparecen trabajos realizados con aparatología autoligable pero no con arcos sobredimensionados^{41, 59, 67, 120}, que podrían ser los responsables de los cambios en el plano transversal.¹²¹ Aunque, otros autores consiguen resultados similares a los conseguidos con brackets autoligables y arcos sobredimensionados sólo utilizando arcos de anchura convencional.¹¹⁷

En este estudio se han observado los efectos de cada tipo de aparatología con la secuencia y forma de arcada que recomienda la técnica. Si se comparan con el resto de trabajos los cambios que se producen en maxilar, en el grupo SL el mayor aumento se produce a nivel del primer premolar con un rango de 2.87 a 5.08mm.^{35, 117, 122-124} La mayor expansión en el grupo CL en la literatura se encuentra en el primer premolar^{35, 122, 123} con un rango de 3.44 a 4.30mm. En este estudio aparecen diferencias entre los grupos SL y CL en todas las variables excepto el segundo premolar, siendo mayor la expansión conseguida en SL. En la literatura sólo aparecen dos estudios con diferencias significativas entre los grupos en maxilar, uno con mayor expansión del grupo SL en el primer molar⁶⁷ y otro con diferencias significativas en segundo premolar y primer molar.³⁵

Los cambios transversales mandibulares han sido más estudiados. La mayor expansión también se produce en la zona de premolares^{35, 68, 90, 121, 125}, tanto del primer como segundo molar. Los resultados obtenidos en este estudio de la distancia intermolar coincide con varios^{39, 121, 126-128} donde existen diferencias significativas entre el grupo SL y CL. En el grupo CL el mayor aumento se produce también en la zona premolares, tanto en el primer^{35, 90} como segundo premolar.⁴¹

El grupo control (CT) disminuye en todas las variables, es observable en la medición pero no clínicamente ya que estos cambios son menores a 1 mm. Los resultados obtenidos son similares a otros^{129, 130} donde se estudian la forma de arcada de los 6 meses a los 25 y 45 años y comenta que una vez erupcionada toda la dentición en la población adulta no se deben esperar cambios y a veces una mínima disminución. Mientras que, otro trabajo¹³¹ donde se estudia la forma y el tamaño de arcada de pacientes de 20 a 55 años sin tratamiento, no observa los mismos cambios. Sino que afirma que durante la segunda y tercera década de la vida la amplitud de la arcada aumenta en maxilar y mandíbula y se hace más corta la profundidad.

La angulación del incisivo inferior aumenta de manera significativa tanto en el grupo SL (3.15 ± 6.78 mm) como en el CL (7.13 ± 5.53 mm), siendo el aumento mucho mayor en el grupo CL. Son varios los estudios^{35, 39, 40, 68, 120, 121, 126-128} que también valoran esta variable. En todos ellos se produce un aumento de la inclinación del grupo SL y del grupo CL, pero en ninguno de ellos se encuentran diferencias significativas entre los dos. Destacar que varios^{40, 120, 121, 126, 132} comentan relación directa entre la cantidad de apiñamiento inicial y el aumento de inclinación del incisivo. En este trabajo la cantidad de apiñamiento inicial era similar en ambos grupos.

La variable de la profundidad de arcada no varía de inicio a fin de tratamiento, pero si se comparan los resultados entre grupos el aumento es mayor en el grupo CL. Los resultados conseguidos de T0 a T1 son similares a los obtenidos por un operador de un estudio reciente¹²⁸ pero con la diferencia que ahí no existían diferencias significativas entre los 2 grupos. El resto autores^{35, 40, 67} presentan en general un aumento significativo de la longitud de arcada en los dos grupos no habiendo diferencias entre ellos.

La última variable estudiada es la angulación del molar inferior (MAng), aumenta de manera significativa en el grupo SL ($7.00 \pm 4.41^\circ$) mientras que en el grupo CL no varía. No existe ningún estudio en la literatura que valore esta variable. Este valor tan elevado podría explicar los bajos resultados que se consiguen en la angulación del incisivo inferior en el grupo SL respecto al CL.

Tabla 26. Resultados obtenidos de estudios similares en la literatura.

Autor(año)	Bracket	(n=)	3+3	4+4	5+5	6+6	7+7	3-3	4-4	5-5	6-6	7-7	(Δ IMPA °)	Prof.Arc	Ang.Molar
Este estudio	SL(pasivo 1)	51	1.82±1.99***	3.68±2.27***	3.27±2.23***	2.47±1.74***	2.39±1.75***	0.55±2.32 ^{NS}	3.01±2.17***	2.49±2.13***	1.79±1.61***	2.68±1.66***	3.15±6.78***	0.25±1.41 ^{NS}	7.00±4.41***
	CL	55	1.03±2.28**	2.63±1.94***	2.73±1.92***	1.79±1.51***	0.83±1.03***	0.91±1.79***	1.9±1.85***	2.01±2.15***	1.08±1.97***	0.5±1.3*	7.13±5.53***	0.91±3.66 ^{NS}	0.66±5.28 ^{NS}
	P-valor		<0.05	<0.05	NS	<0.05	<0.05	NS	<0.05	NS	<0.05	<0.05	<0.05	<0.05	<0.05
Pandis (2007) ³⁹	SL(pasivo 1)	27	--	--	--	--	--	1.08**	--	--	2.04**	--	7.41***	--	--
	CL	27	--	--	--	--	--	1.58**	--	--	0.43**	--	6.22***	--	--
	P-valor							NS			<0.05		NS		
Scott (2008) ⁴⁰	SL(pasivo 1)	32	--	--	--	--	--	2.55±2.27*	--	--	-0.09±2.40*	--	1.73±4.06**	-2.27±2.63*	--
	CL	28	--	--	--	--	--	2.66±2.33*	--	--	0.63±2.12*	--	2.34±3.72**	-1.33±3.39*	--
	P-valor							NS			NS		NS	NS	
Jiang (2008) ¹²⁶	SL(pasivo 1)	13	--	--	--	--	--	--	--	--	1.42 ^{NS}	--	(L1-APo) 2.66mm ^{NS}	--	--
	CL	13	--	--	--	--	--	--	--	--	0.65 ^{NS}	--	(L1-APo) 1.57mm ^{NS}	--	--
	P-valor										<0.1		<0.1		
Fleming (2009) ¹²¹	SL(pasivo 2)	29	--	--	--	--	--	0.85±1.52	0.73±2.06	1.43±2.23	1.41±1.7	--	4.41±3.19°	--	--
	CL	31	--	--	--	--	--	1.17±1.77	1.16±1.55	1.72±1.80	0.5±1.44	--	4.32±4.16°	--	--
	P-valor							NS	NS	NS	<0.01		NS		
Tecco (2009) ¹²²	SL(pasivo 1)	20	3.3±2.6*	4.4±2.5*	4.2±1.8*	2.3±1.5*	--	--	--	--	--	--	--	--	--
	CL	20	2.6±2.4*	4.3±2.1*	4.1±2.1*	2.4±2.0*	--	--	--	--	--	--	--	--	--
	P-valor		NS	NS	NS	NS									
Pandis (2010) ¹²⁷	SL(pasivo 1)	27	--	--	--	--	--	1.6**	--	--	2.4**	--	+3.1°	--	--
	CL	27	--	--	--	--	--	1.8**	--	--	1.0**	--	+5.1°	--	--
	P-valor							NS			<0.01		NS		
Vajaria (2011) ³⁵	SL(pasivo 1)	27	1.74±3.44*	2.87±3.03***	2.77±3.19***	2.79±1.60***	--	2.24±1.66***	4.21±2.19***	4.35±2.53***	2.24±1.66***	--	+6.09±6.94***	1.37±1.98***	
	CL	16	1.72±2.72*	3.44±1.80***	2.87±2.41***	0.60±2.42 ^{NS}	--	1.85±2.47*	3.22±2.77***	2.60±3.36***	1.85±2.47*	--	+5.33±5.59***	0.90±1.72 ^{NS}	
	P-valor		NS	NS	<0.05	<0.01		NS	NS	NS	NS		NS	NS	
Cattaneo (2011) ¹¹⁷	SL(pasivo 1)	20	1.4±1.7**	4.3±1.6***	4.0±1.9***	1.9±1.2***	--	--	--	--	--	--	--	--	--
	SL(activo1)	20	0.7±1.7 ^{NS}	4.5±1.6***	3.3±1.8***	1.3±1.3***	--	--	--	--	--	--	--	--	--
	P-valor		NS	NS	NS	NS									
Pandis (2011) ⁵⁹	SL(pasivo 2)	25	--	--	--	--	--	1.40±0.8	--	--	1.9±1.3	--	--	--	--
	CL	25	--	--	--	--	--	2.1±1.2	--	--	1.5±0.9	--	--	--	--
	P-valor							NS			NS				

Fleming (2013)¹²³	SL(pasivo 1)	28	1.97±2.16	4.51±2.68	3.96±2.51	1.22±2.26	--	--	--	--	--	--	--	--	
	SL(activo1)	31	1.78±2.21	3.75±2.31	3.78±1.91	1.82±1.59	--	--	--	--	--	--	--	--	
	CL	28	0.88±2.18	3.7±3.19	3.59±2.8	1.41±2.08	--	--	--	--	--	--	--	--	
	P-valor		NS	NS	NS	NS									
Maltagliati (2013)¹²⁵	SL(pasivo 1)	29	0.75'	3.18'	3.34'	2.49'	0.04 ^{NS}	1.96'	2.95'	3.39'	2.23'	2.37'	--	--	--
Basciftci (2014)⁶⁸	SL(pasivo 1)	24	2.16 ^{***}	5.08 ^{***}	4.5 ^{***}	3.25 ^{***}	--	0.83'	2.66 ^{***}	3.33 ^{***}	1.92 ^{**}	--	3.24 ^{**}	--	--
Almeida (2015)⁹⁰	SL(pasivo 3)	13	--	--	--	--	--	--	1.27±1.95'	2.10±1.00'	0.92±0.88'	--	--	--	--
	CL	12	--	--	--	--	--	--	1.87±2.30'	1.75±1.33'	0.46±0.77'	--	--	--	--
	P-valor								NS	NS	NS				
Yu (2014)⁶⁷	SL(pasivo 2-3)	15	1.89±1.23	--	--	2.36±1.20	--	0.68±1.46	--	--	2.14±1.56	--	--	2.31±1.56	--
	CL	14	1.86±1.36	--	--	1.12±0.87	--	0.56±1.56	--	--	2.06±1.68	--	--	1.98±1.76	--
	P-valor		NS			<0.05		NS			NS			NS	
Celikoglu (2015)¹²⁰	SL(pasivo 2)	22	--	--	--	--	--	0.88±1.47'	--	--	0.51±0.92	--	5.25±4.77 ^{***}	--	--
	CL	24	--	--	--	--	--	0.68±1.48'	--	--	0.61±1.15	--	5.38±3.37 ^{***}	--	--
	P-valor							NS			NS		NS		
Anand (2015)¹²⁸	SL(pasivo 1)	37	0.7±3.0	--	--	0.6±2.1	--	1.1±1.9	--	--	0.8±2.3	--	5.6±6.3	2.3±3.2	--
	CL	37	-0.3±1.9	--	--	0.3±1.9	--	1.0±1.5	--	--	1.6±1.7	--	4.9±5.2	0.5±2.3	--
	P-valor		NS			NS		NS			NS		NS	<0.05	
	SL(pasivo 1)	17	1.5±3.4	--	--	0.3±3.2	--	1.4±1.4	--	--	2.2±1.4	--	1.5±4.3	-0.2±2.5	--
	CL	17	-0.8±1.5	--	--	0.7±1.8	--	0.2±1.7	--	--	0.5±1.6	--	6.0±7.4	0.9±3.8	--
P-valor		NS			NS		NS			<0.05		NS	NS		

Cambios T0-T1 Student's t-test (^{NS} p>0.05; * p<0.05; ** p<0.01, *** p<0.001)

Pasivo 1 (Damon System, Ormco, Glendora, Ca, USA), Pasivo 2(SmartClip, 3M-Unitek, St Paul, Mn, USA), Pasivo 3(EasyClip Aditek, Cravinhos/SP, Brazil), Activo 1(Innovation, Dentsply GAC International, Bohemia, NY, USA)

7.1.1.2 Cambios en la arcada y “efecto *Lip Bumper*”.

Hoy en día se ha vuelto a la mecánica sin extracciones como herramienta de marketing. Frente un problema de discrepancia, la expansión es una opción. Esto no es nuevo, Angle en su libro sobre tratamiento de la maloclusión¹³³ proponía solucionar las discrepancias con expansión de las arcadas y la no extracción de dientes. El concepto de la extracción y no extracción, ligado a la expansión, ha ido apareciendo de manera reiterativa en el tiempo. Ya en 1955¹³⁴, se hace una reflexión sobre la recidiva de la expansión por norma de los tratamientos. Son varios los autores que avisan del riesgo de cambiar la forma de arcada de los pacientes de manera rutinaria¹³⁵⁻¹³⁷. Existen trabajos⁶⁷ donde se estudia la estabilidad de los cambios conseguidos con aparatología autoligable y convencional, donde el aumento conseguido es igual con las dos técnicas y la recidiva es igual para ambas. En esa ocasión, la mayor pérdida de anchura es en el plazo de 2 años. Otro estudio afirma que a nivel maxilar la distancia intercanina y en mandíbula también la distancia intercanina e interprimerpremolar se mantienen estables 2 años después del fin del tratamiento de ortodoncia.⁶⁸

Al revisar la literatura aparece varias veces el término “Efecto *Lip Bumper*”^{3-6,24}, este efecto se describe como la liberación de la dentición de las fuerzas de la musculatura perioral, lo que permite que las arcadas se desarrollen en sentido transversal por efecto de la lengua y la fuerza expansiva de los arcos superelásticos y sobredimensionados, creando hueso en la parte vestibular del hueso con un mecanismo similar a la expansión pasiva y con una menor proinclinación del incisivo inferior que una técnica convencional. Este efecto es diferente respecto a la teoría clásica de la terapia del *lip-bumper*¹³⁸, donde se produce una expansión de la arcada inferior, distalización del molar y mayor angulación del incisivo inferior. En este estudio con brackets autoligables y arcos sobredimensionados se produce una expansión transversal de las arcadas dentales, angulación distal del molar y menor proinclinación del incisivo que con una técnica convencional. Lo que podría ser el llamado “Efecto *Lip Bumper*” no demostrado todavía en la literatura. Pero se debe conocer la naturaleza de la expansión producida. Ya que, la expansión dentoalveolar es la menos estable y predecible de todas. Son varios los estudios que hablan de estabilidad y recidiva sobre este tipo de expansión^{88, 89},

¹³⁹. Existiendo una gran variabilidad interindividual en la recidiva además del periodo y forma de retención del paciente. Lo ideal fuera que la expansión sea de tipo pasivo, la más estable de todas^{85, 86}, pero en un estudio randomizado reciente con CBCT en pacientes con aparatología autoligable de tipo activa y pasiva no se puede llegar a confirmar la aposición y crecimiento de hueso en el plano transversal¹¹⁷, por lo que no se podría afirmar la creación de hueso por expansión pasiva.

En este estudio, al usar brackets autoligables y arcos sobredimensionados se produce expansión dentoalveolar y angulación distal del molar mandibular. Estos cambios podrían ser “el efecto *lip bumper*” no demostrado en la literatura hasta el momento.

7.1.3 Implicaciones clínicas.

De los resultados obtenidos en el estudio clínico de este trabajo se puede afirmar que: en casos de apiñamiento moderado el uso de brackets autoligables y arcos sobredimensionados aumentan las medidas transversales en todos los puntos, a excepción de la distancia intercanina mandibular, y protuyen menos el incisivo inferior que técnicas de ligado convencional. De tal manera que estaría indicado el uso de aparatología autoligable con arcos sobredimensionados en pacientes que tengan arcadas estrechas, con necesidad de algún tipo de expansión dentoalveolar y con apiñamiento leve o moderado. La maloclusión de estos pacientes se podrá solucionar con una menor proinclinación del incisivo inferior y sin modificar la anchura intercanina mandibular, factor clave en la estabilidad de un tratamiento.⁸⁸ Destacar que, este estudio se ha realizado en condiciones de apiñamiento leve o moderado. Estos resultados no se pueden extrapolar a condiciones de mayor apiñamiento, ya que en la literatura se destaca la relación directa entre protusión del incisivo inferior y cantidad de apiñamiento.^{40, 41, 120, 121, 126, 132} También, se desconoce la causa que produce estos efectos, ya que se han probado en conjunto de arcos sobredimensionados y brackets autoligables pasivos. Pero, sería interesante conocer los efectos de los arcos superelásticos sobredimensionados con brackets autoligables de tipo activo y con los de ligado

convencional para conocer cuál es el responsable, ya que en la literatura ya aparecen autores que los cambios producidos pueden ser más causa del arco que del tipo de bracket.^{90, 128}

7.2 Estudio *in-vitro*.

El objetivo de esta parte del trabajo era estudiar las variables que afectan la fricción en condiciones de laboratorio en aparatología autoligable y convencional metálica y estética.

7.2.1 Discusión de la metodología estudio *in-vitro*.

Este estudio compara los diferentes valores de fricción estática que se producen en diferentes combinaciones de brackets, arcos y medios. En la literatura existen múltiples estudios que comparan los valores de fricción.^{7, 8, 25, 30, 46, 92, 100, 102, 103, 113, 140-153} Muchos de ellos comparan los valores de fricción estática y la dinámica. En este estudio se ha descartado estudiar la fricción dinámica debido a la dificultad de determinar de una manera simple, reproducible y comparable este valor. En la literatura no existe un método uniforme para conseguir el valor de fricción dinámica, cada autor lo interpreta de una manera.^{46, 92, 100, 151} Además, algunos autores aseguran que no tiene relevancia calcularlo ya que raramente se produce en el movimiento dental en el paciente.¹⁴⁹ Ya que, lo que sucede es una repetición de saltos a lo largo del alambre donde el diente tiene que vencer la fricción estática continuamente.¹⁰ En cambio, a la hora de determinar la fricción estática hay más consenso en la literatura⁹, se determina como el mayor valor antes de empezar el deslizamiento y ese punto es mucho más sencillo detectarlo en la gráfica.¹⁴⁰ El trabajo se ha realizado con una máquina de test universal calibrada de 0 a 1000 g con una velocidad de 2.5mm/min. Esta es la velocidad y calibración que tienen la mayoría de los estudios realizados pero algunos autores determinan la fricción con otros métodos, cómo puede ser el cálculo del tiempo necesario para el deslizamiento sobre un tramo de alambre inclinado con la aplicación de un peso.^{32, 33}

Se trata de un estudio *in-vitro*. La mayoría de estudios de fricción se realizan en condiciones de laboratorio debido a la dificultad de recoger los datos de un tratamiento sobre paciente.⁹ Los estudios realizados sobre paciente no pueden recoger valores de fricción, en clínica se puede valorar el tiempo necesario para el cierre de espacios o bien para el desplazamiento dental. Se han realizado diferentes estudios *in vitro* para poder simular condiciones intraorales añadiendo variables de fuerzas, medios, corrosión, temperatura, acúmulo de placa.^{8, 25, 30, 33, 47, 101, 113, 154-156} Pero, existen autores que defienden que aunque añadan todas estas variables nunca podrá ser comparable a lo que sucede en realidad en la boca del paciente.^{10, 17, 157}

Para el diseño del estudio de fricción se utilizó un modelo estereolitográfico de unos dientes correctamente alineados. Al disponer del modelo en una biblioteca digital se pudo imprimir varias veces sin que hubiera distorsión y así poder comparar las diferentes combinaciones. La colocación de los diferentes tipos de brackets sobre el modelo se hizo con una llave para reproducir la posición exacta de los brackets en las diferentes combinaciones. De tal manera que los únicos factores que podrían afectar la fricción fueran el tipo de bracket, arco, medio y/o ligadura. La mayoría de estudios de fricción se hacen en laboratorio sobre un bracket y no se tiene en cuenta que en la boca del paciente todos los brackets actúan como un sistema, por ello se decidió realizar el diseño del estudio en un conjunto de brackets en una hemiarcada. En la literatura aparecen descritos diferentes métodos de simulación de alineación de dientes^{140, 141}, incluso aparece un tipodonto similar al de este estudio pero con diferentes partes de silicona para simular el ligamento periodontal.¹⁵³ En el tipodonto los brackets tienen la disposición espacial más similar a la se produce en la boca de un paciente, pero no reproducen el resto de factores que existen durante un tratamiento de ortodoncia. Estos factores son la fuerzas de oclusión, el ligamento periodontal, la temperatura en boca y las oscilaciones de temperatura debido a los alimentos ingeridos, la saliva del paciente, la higiene y retención de placa sobre el arco y diente, y por último los cambios en la superficie del bracket y arco debido a la corrosión por los medios ácidos.¹⁵⁸⁻¹⁶⁰

Para poder simular mejor las condiciones del medio oral también se decidió hacer parte del estudio en medio húmedo. La mayor parte de los estudios realizados se hacen en medio seco, la aparatología en ningún momento está en un medio completamente seco en la boca del paciente. Así que, los estudios obtenidos en laboratorio en medio seco no se pueden extrapolar a lo que podría suceder en boca. Para simular el medio húmedo se optó por la saliva artificial, en la literatura se afirma que no existen diferencias con la saliva natural de donante.⁹ Además, la saliva artificial aporta reproducibilidad, ya que las características de la saliva no cambian y aportan higiene al estudio.

Para poder valorar la efectividad en la reducción de los valores de fricción con aparatología autoligable, arcos híbridos y el agente reductor de la fricción (ARF) se han hecho todas las combinaciones posibles con los brackets y ligaduras estudiados. Es la primera vez que se valoran las variables de un arco de sección híbrida y la efectividad del ARF en una hemiarcada con diferentes tipos brackets con una máquina de test universal. Todas las mediciones se han repetido 10 veces en cada combinación por un mismo operador, suficiente para conseguir una potencia estadística del 90%. Además, el operador ha sido valorado por un test intraoperador para asegurar la precisión de las mediciones realizadas.

7.2.2 Discusión de los resultados

Para el análisis de los resultados obtenidos se han comparado todos los valores de fricción estática de cada una de las combinaciones de brackets, ligaduras (en caso de convencionales) arcos y medios durante el deslizamiento. También se ha analizado la efectividad del uso de arcos de sección híbrida con todos los tipos de brackets, medios y ligaduras y cómo se pueden reducir los valores de fricción estática. Lo mismo para el uso del agente de reductor de la fricción (ARF). El guión de la discusión de los resultados del estudio *in-vitro* es:

7.2.2.1 Fricción en las diferentes combinaciones de brackets, medios y ligaduras.

7.2.2.2 Efectividad de arcos híbridos en los valores de fricción.

7.2.2.3 Efectividad del agente reductor de la fricción (ARF) en los valores de fricción.

7.2.2.1 Fricción en las diferentes combinaciones de brackets, medios y ligaduras.

Al analizar los resultados, es evidente que cada combinación de bracket, arco y ligadura se comporta de manera diferente. Así que, los resultados obtenidos de fricción estática de cada una de las variables en combinaciones similares se han comparado entre sí. De las diferentes combinaciones con arcos de acero con sección convencional (SS), los valores más bajos con un comportamiento más uniforme, se obtienen con el uso de ligaduras metálicas (LM) junto con un agente reductor de la fricción (OS). En esta combinación (SS_LM_OS) los valores de fricción son similares en todos los tipos de brackets (INN, LP, INV, VIR) con valores alrededor 2.5 N/mm. Con valores ligeramente más elevados se encuentran los brackets de zafiro (ZAF) y destacar que los de tipo autoligable pasivo obtienen valores muy bajos de fricción (0.58 N/mm). Con el uso de un agente reductor de la fricción y ligadura metálica no existen diferencias entre los brackets de ligado convencional y los autoligables de tipo activo (INN), pero sí entre los autoligables de tipo activo (INN) y los de tipo pasivo (DAM), que obtienen valores mucho más bajos. Por el contrario, los resultados más elevados se obtienen en la combinación de ligadura elástica en medio húmedo (SS_LE_SAL). Los valores obtenidos son de alrededor 7 N/mm, y destacar en esta combinación de factores los de tipo cerámico policristalino (INV) con valores alrededor de 10 N/mm.

Al comparar los resultados obtenidos de los brackets de tipo autoligable con los de ligado convencional sí existen diferencias. Los de tipo autoligable obtienen valores más bajos. Dentro de los autoligables, los de tipo activo (INN) consiguen valores de alrededor 3.8 N/mm y los de tipo pasivo valores todavía más bajos <1 N/mm. Estos valores son similares a los descritos en la literatura por diferentes autores.^{92, 151} Pero comentar que en la literatura también se encuentran estudios que no observan diferencias significativas entre los brackets

autoligables y los de ligado convencional.^{1, 37, 44} En el presente estudio, todas las combinaciones de brackets autoligables de tipo pasivo (DAM) obtienen siempre valores muy bajos (<1 N/mm), los de tipo activo (INN) presentan un comportamiento similar a los conseguidos con los brackets metálicos convencionales (LP) con ligadura metálica, con valores similares de fricción. Sólo añadiendo el agente reductor de la fricción (OS) los valores de fricción en los de tipo activos son menores que los de tipo convencional con ligadura metálica. Si se comparan los valores de los brackets convencionales con ligadura elástica con los autoligables de tipo activo, estos últimos presentan valores significativamente menores. En un estudio reciente donde compara los valores de fricción entre brackets autoligables de tipo activo y pasivo no observa diferencias con arcos rectangulares de acero inoxidable pero si con aleaciones de TMA o bien Níquel-titanio.¹⁵¹ Los resultados obtenidos por estos autores difieren a los de este estudio, donde sí que existen diferencias entre los brackets autoligables activos y pasivo. Estudios previos indican que si se aumenta el calibre del arco aumenta la fricción^{8, 102, 150} y si el arco está libre en el slot la fricción disminuye.^{140, 161} Otros autores defienden que no siempre se cumple el hecho que con un arco de menor calibre existe menor fricción, en situaciones de maloclusiones importantes o torques de un valor exagerado no ocurre.^{142, 143} Los valores conseguidos en este estudio son similares a los conseguidos por otros autores donde comparan arcos de sección rectangular de 0.019x0.025” junto con arcos de menor calibre. En esa ocasión, los valores más elevados se obtienen con la combinación de bracket convencional y ligadura elástica y los menores con autoligables pasivos. Pero, avisan que las variables de tipo de bracket y ligadura no son importantes con angulaciones mayores de 7°. Al aumentar la angulación del bracket respecto al arco, los factores del *binding* y *notching* pasan a ser los responsables y no hay diferencias entre las diferentes combinaciones.^{10, 144, 145} Lo mismo sucede con arcos de menor calibre de sección redonda, donde hay menor fricción con brackets autoligables y aumenta a medida que aumenta la angulación.¹⁴⁹ En este estudio, se decidió hacer la comparativa de fricción con arcos de acero de 0.019x0.025” porque es el arco de elección al hacer cierre de espacios por deslizamiento en la mayoría de técnicas de arco recto de slot 0.022”. Conocer los valores de fricción en arcos de sección más pequeña podría ser importante debido al concepto del “cierre pasivo de espacios”, que se nombra en la actualidad con algunas técnicas de arco recto de tipo autoligable.¹⁰⁵ Este tipo de técnicas afirman que, el uso de arcos de calibre pequeño y sección redonda junto con brackets autoligables, en casos de extracciones permiten en las

fase de alineación y nivelación el cierre de espacios pasivo. Sólo producido por la fuerza de equilibrio de la musculatura perioral y el deslizamiento libre del diente a zona de mayor espacio. Lo que implica la no necesidad de anclaje en la fase inicial del tratamiento.

En las diferentes combinaciones de los arcos de sección híbrida (HB), el comportamiento no es tan homogéneo como el conseguido con el de sección convencional (SS). En la parte inferior de la tabla destacan los valores siempre muy bajos de los brackets autoligables de tipo pasivo (DAM) con valores <0.75 N/mm. En arcos de sección híbrida también existen diferencias entre los brackets autoligables de tipo activo y pasivo. Los de tipo activo (INN) presentan valores similares a los de ligado convencional. Destacar en estas combinaciones el comportamiento irregular que se obtiene con el uso de la ligadura metálica, que en algunos casos llega a conseguir valores tan bajos de fricción como los conseguidos con los brackets autoligables de tipo pasivo (DAM). La causa de estos valores tan bajos podría ser la reducción de la fricción por la sección redondeada del arco híbrido, que disminuye el contacto entre las superficies y afecta el “binding” y “notching”. También, algunos autores destacan la variabilidad y reproducibilidad de la ligadura metálica realizada por el profesional, aunque las realice un mismo operador de manera repetitiva no se pueden conseguir fuerza de ligado iguales.¹⁴⁶ Aunque en este estudio el ligado metálico lo realizó un solo operador y la manera de hacerlo debería habers sido la misma, es posible que el ligado no siempre fuera igual, lo que podría afectar valores más altos o bajos de fricción.

En la literatura se encuentran diferentes referencias de cómo puede afectar el tipo a de ligado a los valores de fricción. Afirman que los valores de fricción son directamente proporcionales a la fuerza de ligado y al coeficiente de fricción de las superficies de contacto. La ligadura elástica tiene mayor superficie de contacto con el arco que la ligadura metálica y además presenta unos coeficientes de fricción más elevados. Así que, tiene unos valores más elevados de fricción.^{162, 163} Otro estudio, donde compara brackets autoligables activos, ligaduras elásticas convencionales y de baja fricción y ligaduras metálicas afirma que la menor fricción se consigue con las ligaduras metálicas “suavemente apretadas”¹¹³, resultados similares a los que se consiguen en este estudio en los arcos de sección híbrida.

En general los valores conseguidos con arcos de sección híbrida (HB) son menores a los conseguidos con los de sección convencional (SS). Se consiguen valores muy bajos combinando ligadura metálica en medio húmedo con todos los tipos de brackets cerámicos (INV, VIR, ZAF). Por el contrario, los valores más elevados se obtienen también en medio húmedo pero con el uso de ligadura elástica.

Al contrario de lo que se podría pensar, la saliva no actúa como un lubricante natural durante el deslizamiento. En este estudio se confirma que en medio húmedo los valores de fricción son mayores a los que se consiguen en medio seco. Resultados similares los que se encuentran en la literatura donde las mediciones realizadas con saliva artificial en todos los casos eran mayores que los realizados en medio seco en el laboratorio.^{103, 115} Por otro lado, algunos autores sugieren que el papel de la saliva durante la fricción no está claro y que tienen diferente comportamiento que pueden subir o bajar los valores de fricción⁷ y que se deberían estudiar los valores de fricción en medio seco.¹⁶⁴

7.2.2.2 Efectividad arcos híbridos en los valores de fricción.

El uso de un arco de acero de sección híbrida está pensado para reducir los valores de fricción al disminuir la superficie de contacto del arco con el bracket, y para reducir el *binding* y *notching* que se pueda producir. De la interpretación de los resultados obtenidos en este estudio se puede afirmar que:

- El uso de arcos de sección híbrida no produce una reducción de los valores de fricción cuando se usan brackets autoligables ni del tipo pasivo ni activo. Sólo se produce una pequeña reducción en cuando se realizan las mediciones en medio seco, no comparable a lo que sucede clínicamente. Por tanto, no estaría justificado el cambio de los arcos de sección híbrida en la fase de cierre de espacios con brackets autoligables.

- En brackets convencionales con ligaduras elásticas y medio húmedo, el uso de arcos de sección híbrida produce una reducción significativa de los valores de fricción en los brackets convencionales metálicos y los cerámicos policristalinos, pero no en los de zafiro monocristalino y los policristalinos con slot metálico. En condiciones de laboratorio de medio seco sí que se produce una reducción significativa de todos los tipos de bracket. Por tanto, sí estaría justificado el uso de arcos de sección híbrida en pacientes con brackets metálicos convencionales para reducir los valores de fricción durante la fase de cierre de espacios.
- En brackets convencionales con ligaduras metálicas en medio húmedo el uso de arcos de sección híbrida produce una reducción significativa de los valores de fricción en todos los tipos de bracket de ligado convencional. Por tanto, el uso de arcos de sección híbrida junto con ligaduras metálicas disminuye de manera significativa los valores de fricción.

7.2.2.3 Efectividad del agente reductor fricción (ARF) en los valores de fricción.

La aplicación de un agente reductor de la fricción tiene como finalidad disminuir los puntos o superficies de contacto que aumentan la fricción entre brackets, alambres y ligaduras a través de la formación de una capa superficial de revestimiento que sirve como amortiguador del contacto. De la interpretación de los resultados obtenidos se puede afirmar que:

- El uso de ARF, en brackets autoligables, sólo produce una disminución significativa de los valores de fricción en los de tipo activo tanto al utilizar arcos de sección híbrida como convencional. Mientras que, esta disminución no se produce en los de tipo pasivo. En este caso, ya se producen valores muy bajos sin el ARF y estos se mantienen tras la aplicación. Por tanto, el uso de un agente reductor de la fricción

sólo estaría indicado en brackets autoligables de tipo activo tanto en arcos de sección convencional como de sección híbrida.

- En brackets de ligado convencional con ligadura elástica el ARF produce una disminución significativa de todos los valores de fricción con arcos de sección rectangular. Mientras que, el uso con arcos de sección híbrida tiene un comportamiento más irregular y sólo produce disminución en los de zafiro monocristalino y cerámicos con slot metálico. Son conclusiones similares a la única publicación donde se compara el ARF con diferentes tipos de ligadura y arcos de diferente sección y calibres sobre un plano inclinado.¹¹ En ese estudio, también se produce una gran disminución del tiempo para realizar el deslizamiento de un bracket sobre un plano inclinado de 45° y 60°. Además, en el artículo al añadir ARF producía que no existieran diferencias entre arcos de sección redonda 0.020" y rectangular de 0.019x0.025" y 0.021x0.025". Por lo que se puede interpretar que el uso de ARF estaría indicado para disminuir los valores de fricción con todos los brackets con ligadura elástica y arcos de acero de sección convencional.
- El uso de ARF en brackets de ligado convencional y ligadura metálica produce una reducción significativa de los valores de fricción en todos los brackets con arcos de acero de sección convencional excepto en zafiro monocristalino. Pero, no se produce una reducción al utilizar arcos de sección híbrida. Los resultados también son similares al estudio realizado sobre brackets en un plano inclinado con ARF donde se produce una reducción significativa del tiempo necesario para realizar el deslizamiento del bracket convencional con ligadura metálica. Comentar que, en ese estudio la reducción de tiempo con ligadura metálica es significativa pero la reducción es menor que la conseguida con ligadura elástica.¹¹ Por tanto, el uso de ARF estaría indicado para reducir los valores de fricción en brackets con ligadura metálica y arcos de acero de sección convencional y no de sección híbrida.

7.2.3 Implicaciones clínicas.

Durante la fase de cierre de espacios, en técnicas de deslizamiento, el profesional busca el modo en el que el movimiento se produzca de la manera más rápida y eficaz. Para ello, la fricción que se produce en el deslizamiento debe ser lo más baja posible. Diferentes combinaciones de brackets, ligaduras y el uso de un agente reductor de la fricción pueden variar los valores de fricción. De los valores de este estudio realizado *in vitro* se podrían trasladar a las mejores condiciones clínicas para tener una baja fricción en el deslizamiento.

- Con brackets autoligables de tipo pasivo no es necesario el uso de arcos de sección híbrida y un ARF para conseguir valores bajos. Por tanto, sólo sería necesario el uso de arcos de acero de sección rectangular convencional.
- Con brackets autoligables de tipo activo los menores valores de fricción se conseguirían con la combinación de arcos de acero de sección convencional y el uso de ARF.
- Al usar brackets metálicos convencionales. Si el profesional se decide por ligadura elástica, la combinación para conseguir los menores valores de fricción sería sólo con el uso de arcos de sección híbrida. Pero podría conseguir valores de fricción mucho menores si usara ligaduras metálicas, arcos de sección convencional y ARF. De esta manera conseguiría valores similares a los brackets autoligables activos.
- Con brackets de cerámica policristalina los valores más bajos de fricción se consiguen tanto en ligadura metálica como elástica con tan sólo el uso de arcos de sección híbrida. Pero los valores son mucho menores si el deslizamiento se hace con ligadura metálica.

- Con brackets cerámicos con slot metálico los valores más bajos se obtienen al usar ligadura metálica y arcos de sección híbrida. Pero si el profesional decide utilizar ligaduras elásticas será necesario añadir ARF para reducir la fricción. Aunque, con esta combinación los valores de fricción siguen siendo bastante elevados comparados con la ligadura metálica.
- Finalmente, al usar brackets de zafiro monocristalino, los valores más bajos de fricción durante el deslizamiento serían con arcos de acero de sección híbrida y ligadura metálica. Si decide hacerlo con ligadura elástica lo debería realizar con arcos de acero de sección convencional y añadir ARF, pero los valores serían bastante elevados en comparación a los conseguidos con ligaduras metálicas y arcos de sección híbrida.

En general, se observa que durante el deslizamiento el uso de ligadura metálica es mucho más eficiente para obtener valores reducidos de fricción. Pero, el profesional debe tener en cuenta la variabilidad que se produce al hacer al hacer el ligado metálico. Puede obtener valores muy diferentes aún siendo realizados por un mismo operador. Por tanto, a la hora de utilizar ligaduras metálicas debe hacerlo siempre de una manera similar, apretarla y liberar ligeramente la ligadura para que el arco pueda deslizarse sin aumentar la resistencia al deslizamiento.

En cuanto al uso de arcos de sección híbrida estaría indicado sólo en brackets de ligado convencional ya que con autoligables no disminuyen los valores de fricción. Y el uso de un ARF mejoraría el deslizamiento en brackets autoligables activos y al usar brackets metálicos con ligadura metálica y arcos de sección convencional.

8. Conclusiones

8. CONCLUSIONES

1. Tanto con el uso de brackets autoligables y arcos sobredimensionados como con brackets de ligado convencional, se produce un aumento de todas las variables en el plano transversal. Excepto para el grupo SL, en el que la distancia intercanina mandibular se mantiene. La mayor expansión se produce en el primer premolar en el grupo SL y en el segundo premolar en CL. En el grupo control se produce una reducción significativa en todas las variables mandibulares y en el primer y segundo premolar del maxilar.
2. En el plano sagital, en el grupo SL aumenta menos el IMPA y se produce una mayor inclinación distal del molar mandibular, pero no existen diferencias de cambios de profundidad de arcada entre los grupos.
3. Los brackets autoligables de tipo pasivo presentan los valores más bajos de fricción en todas las situaciones.
4. En los brackets de ligado convencional, con la ligadura metálica se producen los valores más bajos de fricción pero con una gran variabilidad. Por lo que es una técnica sensible al operador.
5. La saliva no produce un efecto lubricante. Los valores de fricción obtenidos con saliva son mayores que los conseguidos en seco en el laboratorio.
6. El uso de arcos de sección híbrida no produce una reducción de los valores de fricción en los brackets autoligables. En brackets convencionales y ligaduras metálicas produce una reducción en todos los brackets estudiados. Con el uso de ligaduras elásticas su uso sólo es efectivo con brackets metálicos convencionales.
7. El uso de un agente reductor de la fricción no es efectivo en brackets autoligables pasivos. En brackets de ligado convencional, con ligadura metálica y elástica, se reducen los valores de fricción al usar arcos rectangulares de sección convencional pero no híbrida.
8. Las mejores condiciones para tener los valores más bajos de fricción durante el deslizamiento con brackets autoligables son: con los de tipo pasivo sólo con arcos de

- acero de sección convencional; con los de tipo activos añadiendo ARF también con arcos de sección convencional.
9. Las mejores condiciones para tener los valores más bajos de fricción con ligadura metálica son: con brackets metálicos arcos de acero convencional y ARF; con brackets estéticos sólo con el uso de arcos de sección híbrida.
 10. Las mejores condiciones para tener los valores más bajos de fricción con ligadura elástica son brackets metálicos con arcos de sección híbrida o bien cerámicos policristalinos con slot metálico y arcos de sección híbrida con ARF.

9. Bibliografía

9. BIBLIOGRAFÍA

1. Chen SS, Greenlee GM, Kim JE, Smith CL, Huang GJ. Systematic review of self-ligating brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2010;137(6):726.e1-e18; discussion -7.
2. Damon DH. The rationale, evolution and clinical application of the self-ligating bracket. *Clin Orthod Res.* 1998;1(1): 52-61.
3. Damon DH. The Damon low-friction bracket: a biologically compatible straight-wire system. *J Clin Orthod.* 1998;32(11):670-80.
4. Damon DH. *The Damon System Workbook.* 2nd ed: Ormco; 2002.
5. Eberting JJ, Straja SR, Tuncay OC. Treatment time, outcome, and patient satisfaction comparisons of Damon and conventional brackets. *Clin Orthod Res.* 2001;4(4):228-34.
6. Harradine NW. Self-ligating brackets and treatment efficiency. *Clin Orthod Res.* 2001;4(4):220-7.
7. Henao SP, Kusy RP. Evaluation of the frictional resistance of conventional and self-ligating bracket designs using standardized archwires and dental typodonts. *Angle Orthod.* 2004;74(2):202-11.
8. Tecco S, Festa F, Caputi S, Traini T, Di Iorio D, D'Attilio M. Friction of conventional and self-ligating brackets using a 10 bracket model. *Angle Orthod.* 2005;75(6):1041-5.
9. Ehsani S, Mandich MA, El-Bialy TH, Flores-Mir C. Frictional resistance in self-ligating orthodontic brackets and conventionally ligated brackets. A systematic review. *Angle Orthod.* 2009;79(3):592-601.
10. Burrow SJ. Friction and resistance to sliding in orthodontics: a critical review. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2009;135(4):442-7.
11. Alio-Sanz JJ, Claros-Stucchi M, Albaladejo A, Iglesias-Conde C, Alvarado-Lorenzo A. In vitro comparative study on the friction of stainless steel wires with and without Orthospeed(R) (JAL 90458) on an inclined plane. *Journal of clinical and experimental dentistry.* 2016;8(2):e141-5.
12. Harradine N. Self-ligating brackets increase treatment efficiency. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2013;143(1):10-8, 1-9.
13. Angle EH. Classification of the teeth. 1899-41:[248-64, 350-7 pp.].
14. Tweed CH. Indications for the extraction of teeth in orthodontic procedure. *American journal of orthodontics and oral surgery.* 1944;42:22-45.

15. Andrews LF. The straight-wire appliance. *Br J Orthod.* 1979;6(3):125-43.
16. Zreagat M. Self-Ligating Brackets: An Overview, Principles in Contemporary Orthodontics. Hassan R, editor 2011.
17. Shivapuja PK, Berger J. A comparative study of conventional ligation and self-ligation bracket systems. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1994;106(5):472-80.
18. Harradine NW. Self-ligating brackets: where are we now? *J Orthod.* 2003;30(3):262-73.
19. Thomas S, Sherriff M, Birnie D. A comparative in vitro study of the frictional characteristics of two types of self-ligating brackets and two types of pre-adjusted edgewise brackets tied with elastomeric ligatures. *Eur J Orthod.* 1998;20(5):589-96.
20. Keim RG, Gottlieb EL, Nelson AH, Vogels DS, 3rd. 2002 JCO study of orthodontic diagnosis and treatment procedures. Part 1. Results and trends. *J Clin Orthod.* 2002;36(10):553-68.
21. Keim RG, Gottlieb EL, Nelson AH, Vogels DS, 3rd. 2008 JCO study of orthodontic diagnosis and treatment procedures, part 1: results and trends. *J Clin Orthod.* 2008;42(11):625-40.
22. Stolzenberg J. The Russell attachment and its improved advantages. *Int J Orthod Dent Child.* 1935;21:837-40.
23. Stolzenberg J. The efficiency of the Russell attachment. *American journal of Orthodontics and Oral Surgery.* 1946;32:572-82.
24. Damon DH. The rationale, evolution and clinical application of the self-ligating bracket. *Clin Orthod Res.* 1998;1(1):52-61.
25. Thorstenson GA, Kusy RP. Resistance to sliding of self-ligating brackets versus conventional stainless steel twin brackets with second-order angulation in the dry and wet (saliva) states. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2001;120(4):361-70.
26. Harradine NW, Birnie DJ. The clinical use of Activa self-ligating brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1996;109(3):319-28.
27. Badawi HM, Toogood RW, Carey JP, Heo G, Major PW. Torque expression of self-ligating brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2008;133(5):721-8.
28. Morina E, Eliades T, Pandis N, Jager A, Bourauel C. Torque expression of self-ligating brackets compared with conventional metallic, ceramic, and plastic brackets. *Eur J Orthod.* 2008;30(3):233-8.
29. Pizzoni L, Ravnholt G, Melsen B. Frictional forces related to self-ligating brackets. *Eur J Orthod.* 1998;20(3):283-91.

30. Henao SP, Kusy RP. Frictional evaluations of dental typodont models using four self-ligating designs and a conventional design. *Angle Orthod.* 2005;75(1):75-85.
31. Taloumis LJ, Smith TM, Hondrum SO, Lorton L. Force decay and deformation of orthodontic elastomeric ligatures. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1997;111(1):1-11.
32. Majjer R, Smith DC. Time savings with self-ligating brackets. *J Clin Orthod.* 1990;24(1):29-31.
33. Voudouris JC. Interactive edgewise mechanisms: form and function comparison with conventional edgewise brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1997;111(2):119-40.
34. Turnbull NR, Birnie DJ. Treatment efficiency of conventional vs self-ligating brackets: effects of archwire size and material. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2007;131(3):395-9.
35. Vajaria R, BeGole E, Kusnoto B, Galang MT, Obrez A. Evaluation of incisor position and dental transverse dimensional changes using the Damon system. *Angle Orthod.* 2011;81(4):647-52.
36. Ong E, McCallum H, Griffin MP, Ho C. Efficiency of self-ligating vs conventionally ligated brackets during initial alignment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2010;138(2):138.e1-7; discussion -9.
37. Miles PG. Self-ligating vs conventional twin brackets during en-masse space closure with sliding mechanics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2007;132(2):223-5.
38. Miles PG, Weyant RJ, Rustveld L. A clinical trial of Damon 2 vs conventional twin brackets during initial alignment. *Angle Orthod.* 2006;76(3):480-5.
39. Pandis N, Polychronopoulou A, Eliades T. Self-ligating vs conventional brackets in the treatment of mandibular crowding: a prospective clinical trial of treatment duration and dental effects. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2007;132(2):208-15.
40. Scott P, DiBiase AT, Sherriff M, Cobourne MT. Alignment efficiency of Damon3 self-ligating and conventional orthodontic bracket systems: a randomized clinical trial. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2008;134(4):470.e1-8.
41. Fleming PS, DiBiase AT, Sarri G, Lee RT. Efficiency of mandibular arch alignment with 2 preadjusted edgewise appliances. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2009;135(5):597-602.
42. Hamilton R, Goonewardene MS, Murray K. Comparison of active self-ligating brackets and conventional pre-adjusted brackets. *Aust Orthod J.* 2008;24(2):102-9.
43. DiBiase AT, Nasr IH, Scott P, Cobourne MT. Duration of treatment and occlusal outcome using Damon3 self-ligated and conventional orthodontic bracket systems in extraction patients: a prospective randomized clinical trial. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2011;139(2):e111-6.

44. Fleming PS, Johal A. Self-ligating brackets in orthodontics. A systematic review. *Angle Orthod.* 2010;80(3):575-84.
45. Sims AP, Waters NE, Birnie DJ, Pethybridge RJ. A comparison of the forces required to produce tooth movement in vitro using two self-ligating brackets and a pre-adjusted bracket employing two types of ligation. *Eur J Orthod.* 1993;15(5):377-85.
46. Cacciafesta V, Sfondrini MF, Scribante A, Klersy C, Auricchio F. Evaluation of friction of conventional and metal-insert ceramic brackets in various bracket-archwire combinations. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2003;124(4):403-9.
47. Sims AP, Waters NE, Birnie DJ. A comparison of the forces required to produce tooth movement ex vivo through three types of pre-adjusted brackets when subjected to determined tip or torque values. *Br J Orthod.* 1994;21(4):367-73.
48. Preoteasa CT, Ionescu E, Didilescu AC, Meleşcanu-Imre M, Bencze MA, Preoteasa E. Undesirable dental hard tissue effects hypothetically linked to orthodontics - a microscopic study. *Rom J Morphol Embryol.* 2011;52(3):937-41.
49. Forsberg CM, Brattstrom V, Malmberg E, Nord CE. Ligation wires and elastomeric rings: two methods of ligation, and their association with microbial colonization of *Streptococcus mutans* and *lactobacilli*. *Eur J Orthod.* 1991;13(5):416-20.
50. Voudouris JC. Seven clinical principles of interactive twin mechanisms. *J Clin Orthod.* 1997;31(1):55-65.
51. Pellegrini P, Sauerwein R, Finlayson T, McLeod J, Covell DA, Maier T, et al. Plaque retention by self-ligating vs elastomeric orthodontic brackets: quantitative comparison of oral bacteria and detection with adenosine triphosphate-driven bioluminescence. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2009;135(4):426.e1-9; discussion -7.
52. Pandis N, Papaioannou W, Kontou E, Nakou M, Makou M, Eliades T. Salivary *Streptococcus mutans* levels in patients with conventional and self-ligating brackets. *Eur J Orthod.* 2010;32(1):94-9.
53. Proffit WR. The biologic basis of Orthodontic therapy, in *Contemporary Orthodontics*. St. Louis: C. V. Mosby Co.; 1993 1993.
54. Scott P, Sherriff M, Dibiase AT, Cobourne MT. Perception of discomfort during initial orthodontic tooth alignment using a self-ligating or conventional bracket system: a randomized clinical trial. *Eur J Orthod.* 2008;30(3):227-32.
55. Fleming PS, Dibiase AT, Sarri G, Lee RT. Pain experience during initial alignment with a self-ligating and a conventional fixed orthodontic appliance system. A randomized controlled clinical trial. *Angle Orthod.* 2009;79(1):46-50.
56. Rinchuse DJ, Miles PG. Self-ligating brackets: present and future. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2007;132(2):216-22.

57. Pringle AM, Petrie A, Cunningham SJ, McKnight M. Prospective randomized clinical trial to compare pain levels associated with 2 orthodontic fixed bracket systems. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2009;136(2):160-7.
58. Yamaguchi M, Takizawa T, Nakajima R, Imamura R, Kasai K. The Damon System and release of substance P in gingival crevicular fluid during orthodontic tooth movement in adults. *World J Orthod.* 2009;10(2):141-6.
59. Pandis N, Polychronopoulou A, Katsaros C, Eliades T. Comparative assessment of conventional and self-ligating appliances on the effect of mandibular intermolar distance in adolescent nonextraction patients: a single-center randomized controlled trial. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2011;140(3):e99-e105.
60. Miles PG. SmartClip versus conventional twin brackets for initial alignment: is there a difference? *Aust Orthod J.* 2005;21(2):123-7.
61. Linge BO, Linge L. Apical root resorption in upper anterior teeth. *Eur J Orthod.* 1983;5(3):173-83.
62. Mirabella AD, Artun J. Prevalence and severity of apical root resorption of maxillary anterior teeth in adult orthodontic patients. *Eur J Orthod.* 1995;17(2):93-9.
63. Pandis N, Vlachopoulos K, Polychronopoulou A, Madianos P, Eliades T. Periodontal condition of the mandibular anterior dentition in patients with conventional and self-ligating brackets. *Orthodontics & craniofacial research.* 2008;11(4):211-5.
64. Pandis N, Nasika M, Polychronopoulou A, Eliades T. External apical root resorption in patients treated with conventional and self-ligating brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2008;134(5):646-51.
65. Fleming PS, DiBiase AT, Lee RT. Self-ligating appliances: evolution or revolution? *J Clin Orthod.* 2008;42(11):641-51.
66. Miles PC. SmartClip versus conventional twin brackets for initial alignment: is there a difference? *Aust Orthod J.* 2005;21(2):123-9.
67. Yu Z, Jiaqiang L, Weiting C, Wang Y, Zhen M, Ni Z. Stability of treatment with self-ligating brackets and conventional brackets in adolescents: a long-term follow-up retrospective study. *Head & face medicine.* 2014;10:41.
68. Basciftci FA, Akin M, Ileri Z, Bayram S. Long-term stability of dentoalveolar, skeletal, and soft tissue changes after non-extraction treatment with a self-ligating system. *Korean journal of orthodontics.* 2014;44(3):119-27.
69. Damon DH. Introducing the Damon System. *Clinical Impressions.*9(2).
70. Steffan M. Twenty-First Century Orthodontics. *Clinical Impressions.*10(4).
71. Carlyle T. Reaping the Benefits of Light-Force Archwires. *Clinical Impressions.*11(1).

72. Gottlieb EL, Nelson AH, Vogels DS, 3rd. 1990 JCO study of orthodontic diagnosis and treatment procedures. 1. Results and trends. *J Clin Orthod.* 1991;25(3):145-56.
73. Vanarsdall RL, White RP, Jr. Three-dimensional analysis for skeletal problems. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg.* 1994;9(3):159.
74. Betts NJ, Vanarsdall RL, Barber HD, Higgins-Barber K, Fonseca RJ. Diagnosis and treatment of transverse maxillary deficiency. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg.* 1995;10(2):75-96.
75. Marcotte MR. The use of the occlusogram in planning orthodontic treatment. *American journal of orthodontics.* 1976;69(6):655-67.
76. Ricketts RM. Perspectives in the clinical application of cephalometrics. The first fifty years. *Angle Orthod.* 1981;51(2):115-50.
77. Proffit WR. *Contemporary Orthodontics.* 2 nd ed. St. Louis: Mosby; 1993.
78. Krebs A. Midpalatal Suture Expansion Studies by the Implant Method over a Seven-Year Period. *Rep Congr Eur Orthod Soc.* 1964;40:131-42.
79. Haas AJ. Long-term posttreatment evaluation of rapid palatal expansion. *Angle Orthod.* 1980;50(3):189-217.
80. Mew J. Relapse following maxillary expansion. A study of twenty-five consecutive cases. *American journal of orthodontics.* 1983;83(1):56-61.
81. Moussa R, O'Reilly MT, Close JM. Long-term stability of rapid palatal expander treatment and edgewise mechanotherapy. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1995;108(5):478-88.
82. McNamara JA, Jr., Baccetti T, Franchi L, Herberger TA. Rapid maxillary expansion followed by fixed appliances: a long-term evaluation of changes in arch dimensions. *Angle Orthod.* 2003;73(4):344-53.
83. Sotiriadou AD, Johnston LE, Jr. Expansion with vestibular shields: an experimental test of the periosteal-pull hypothesis. *Semin Orthod.* 1999;5(2):121-7.
84. Kirjavainen M, Kirjavainen T, Haavikko K. Changes in dental arch dimensions by use of an orthopedic cervical headgear in Class II correction. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1997;111(1):59-66.
85. Hime DL, Owen AH, 3rd. The stability of the arch-expansion effects of Frankel appliance therapy. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1990;98(5):437-45.
86. Solomon MJ, English JD, Magness WB, McKee CJ. Long-term stability of lip bumper therapy followed by fixed appliances. *Angle Orthod.* 2006;76(1):36-42.
87. Graber TMV, R. L. . *Orthodontics. Current principles and Techniques.* St. Louis: Mosby; 2000.

88. Little RM. Stability and relapse of mandibular anterior alignment: University of Washington studies. *Semin Orthod.* 1999;5(3):191-204.
89. Burke SP, Silveira AM, Goldsmith LJ, Yancey JM, Van Stewart A, Scarfe WC. A meta-analysis of mandibular intercanine width in treatment and postretention. *Angle Orthod.* 1998;68(1):53-60.
90. Almeida MR, Futagami C, Conti AC, Oltramari-Navarro PV, Navarro Rde L. Dentoalveolar mandibular changes with self-ligating versus conventional bracket systems: A CBCT and dental cast study. *Dental Press J Orthod.* 2015;20(3):50-7.
91. Ribeiro AA, Mattos CT, Ruellas AC, Araujo MT, Elias CN. In vivo comparison of the friction forces in new and used brackets. *Orthodontics : the art and practice of dentofacial enhancement.* 2012;13(1):e44-50.
92. Cacciafesta V, Sfondrini MF, Ricciardi A, Scribante A, Klersy C, Auricchio F. Evaluation of friction of stainless steel and esthetic self-ligating brackets in various bracket-archwire combinations. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2003;124(4):395-402.
93. Rossouw PE. Friction: an overview. *Seminars in Orthodontics.*9(4):218-22.
94. Kusy RP. Influence on binding of third-order torque to second-order angulation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2004;125(6):726-32.
95. Tselepis M, Brockhurst P, West VC. The dynamic frictional resistance between orthodontic brackets and arch wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1994;106(2):131-8.
96. Al-Khatib S, Berradja A, Celis JP, Willems G. In vitro friction of stainless steel arch wire-bracket combinations in air and different aqueous solutions. *Orthodontics & craniofacial research.* 2005;8(2):96-105.
97. Bourauel C, Fries T, Drescher D, Plietsch R. Surface roughness of orthodontic wires via atomic force microscopy, laser specular reflectance, and profilometry. *Eur J Orthod.* 1998;20(1):79-92.
98. Fischer-Brandies H, Es-Souni M, Kock N, Raetzke K, Bock O. Transformation behavior, chemical composition, surface topography and bending properties of five selected 0.016" x 0.022" NiTi archwires. *Journal of orofacial orthopedics = Fortschritte der Kieferorthopadie : Organ/official journal Deutsche Gesellschaft fur Kieferorthopadie.* 2003;64(2):88-99.
99. Whitley JQ, Kusy RP. Influence of interbracket distances on the resistance to sliding of orthodontic appliances. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2007;132(3):360-72.
100. Stefanos S, Secchi AG, Coby G, Tanna N, Mante FK. Friction between various self-ligating brackets and archwire couples during sliding mechanics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2010;138(4):463-7.

101. Reicheneder CA, Gedrange T, Berrisch S, Proff P, Baumert U, Faltermeier A, et al. Conventionally ligated versus self-ligating metal brackets--a comparative study. *Eur J Orthod.* 2008;30(6):654-60.
102. Frank CA, Nikolai RJ. A comparative study of frictional resistances between orthodontic bracket and arch wire. *American journal of orthodontics.* 1980;78(6):593-609.
103. Kusy RP, Whitley JQ, Prewitt MJ. Comparison of the frictional coefficients for selected archwire-bracket slot combinations in the dry and wet states. *Angle Orthod.* 1991;61(4):293-302.
104. Andreasen G, Quevedo F. Evaluation of friction forces in the .022 by .028 by edgewise bracket in vitro. *American journal of orthodontics.* 1969;55(2):201.
105. Secchi AG. Complete Clinical Orthodontics: treatment mechanics: part 1. *Orthodontic practice.* 2013;4(1):8.
106. Alio-Sanz JJ, Iglesias-Conde C, Fernández-Llebrez J. Orthospeed in the levelling phase <http://orthospeed.com/es/fase-de-nivelacion.html?tmpl=component&print=1&layout=default&page=2016>.
107. Claudet P, Alio-Sanz JJ, Iglesias-Conde C, EM R. Regrowth of plaque when using Orthodontic Brackets <http://orthospeed.com/es/placa-y-orthospeed.html?tmpl=component&print=1&layout=default&page=2016>.
108. Ward DE, Workman J, Brown R, Richmond S. Changes in arch width. A 20-year longitudinal study of orthodontic treatment. *Angle Orthod.* 2006;76(1):6-13.
109. Uysal T, Usumez S, Memili B, Sari Z. Dental and alveolar arch widths in normal occlusion and Class III malocclusion. *Angle Orthod.* 2005;75(5):809-13.
110. Uysal T, Memili B, Usumez S, Sari Z. Dental and alveolar arch widths in normal occlusion, class II division 1 and class II division 2. *Angle Orthod.* 2005;75(6):941-7.
111. Taner TU, Ciger S, El H, Germec D, Es A. Evaluation of dental arch width and form changes after orthodontic treatment and retention with a new computerized method. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2004;126(4):464-75; discussion 75-6.
112. O'Donnell S, Nanda RS, Ghosh J. Perioral forces and dental changes resulting from mandibular lip bumper treatment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1998;113(3):247-55.
113. Hain M, Dhopatkar A, Rock P. The effect of ligation method on friction in sliding mechanics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2003;123(4):416-22.
114. Fidalgo TK, Pithon MM, Maciel JV, Bolognese AM. Friction between different wire bracket combinations in artificial saliva--an in vitro evaluation. *Journal of applied oral science : revista FOB.* 2011;19(1):57-62.
115. Downing A, McCabe JF, Gordon PH. The effect of artificial saliva on the frictional forces between orthodontic brackets and archwires. *Br J Orthod.* 1995;22(1):41-6.

116. Argimón Pallás JM, Jiménez Villa J. Métodos de investigación clínica y epidemiológica. 4a ed. Barcelona etc.: Elsevier; 2013. 1 recurs electrònic (X, 402, 107 p.) p.
117. Cattaneo PM, Treccani M, Carlsson K, Thorgeirsson T, Myrda A, Cevidane LH, et al. Transversal maxillary dento-alveolar changes in patients treated with active and passive self-ligating brackets: a randomized clinical trial using CBCT-scans and digital models. *Orthodontics & craniofacial research*. 2011;14(4):222-33.
118. de la Cruz A, Sampson P, Little RM, Artun J, Shapiro PA. Long-term changes in arch form after orthodontic treatment and retention. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1995;107(5):518-30.
119. Ho KK, Kerr WJ. Arch dimensional changes during and following fixed appliance therapy. *Br J Orthod*. 1987;14(4):293-7.
120. Celikoglu M, Bayram M, Nur M, Kilkis D. Mandibular changes during initial alignment with SmartClip self-ligating and conventional brackets: A single-center prospective randomized controlled clinical trial. *Korean journal of orthodontics*. 2015;45(2):89-94.
121. Fleming PS, DiBiase AT, Sarri G, Lee RT. Comparison of mandibular arch changes during alignment and leveling with 2 preadjusted edgewise appliances. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2009;136(3):340-7.
122. Tecco S, Tete S, Perillo L, Chimenti C, Festa F. Maxillary arch width changes during orthodontic treatment with fixed self-ligating and traditional straight-wire appliances. *World J Orthod*. 2009;10(4):290-4.
123. Fleming PS, Lee RT, Marinho V, Johal A. Comparison of maxillary arch dimensional changes with passive and active self-ligation and conventional brackets in the permanent dentition: a multicenter, randomized controlled trial. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2013;144(2):185-93.
124. Self ligating brackets www.americanortho.com. Available from: http://www.americanortho.com/downloads/catalog/07-28_AO_SELF-LIGATING.pdf.
125. Maltagliati LA, Myiahira YI, Fattori L, Filho LC, Cardoso M. Transversal changes in dental arches from non-extraction treatment with self ligating brackets. *Dental Press J Orthod*. 2013;18(3):39-45.
126. Jiang RP, Fu MK. [Non-extraction treatment with self-ligating and conventional brackets]. *Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi*. 2008;43(8):459-63.
127. Pandis N, Polychronopoulou A, Makou M, Eliades T. Mandibular dental arch changes associated with treatment of crowding using self-ligating and conventional brackets. *Eur J Orthod*. 2010;32(3):248-53.

128. Anand M, Turpin DL, Jumani KS, Spiekerman CF, Huang GJ. Retrospective investigation of the effects and efficiency of self-ligating and conventional brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2015;148(1):67-75.
129. Bishara SE, Treder JE, Damon P, Olsen M. Changes in the dental arches and dentition between 25 and 45 years of age. *Angle Orthod.* 1996;66(6):417-22.
130. Bishara SE, Jakobsen JR, Treder J, Nowak A. Arch width changes from 6 weeks to 45 years of age. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1997;111(4):401-9.
131. Harris EF. A longitudinal study of arch size and form in untreated adults. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1997;111(4):419-27.
132. Travesí-Fernández A. ¿Han pasado a la historia las extracciones en ortodoncia? XVI Reunión de Invierno de la Sociedad Española de Ortodoncia. Madrid. 21 - 22 de Noviembre 2008.
133. Angle EH. *Treatment of Malocclusion of the Teeth.* 7th ed. 1907.
134. Townend BR. The comedy of expansion and the tragedy of relapse. *The Dental Magazine and Oral Topics.* 1955;72(3):153-66.
135. White LW. Individualized ideal arches. *J Clin Orthod.* 1978;12(11):779-87.
136. Trivino T, Siqueira DF, Scanavini MA. A new concept of mandibular dental arch forms with normal occlusion. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2008;133(1):10 e5-22.
137. Ronay V, Miner RM, Will LA, Arai K. Mandibular arch form: the relationship between dental and basal anatomy. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2008;134(3):430-8.
138. O'Neill J. Do lip bumpers work? *Evid Based Dent.* 2009;10(2):48-9.
139. O'Neill J. Long-term stability after orthodontic treatment remains inconclusive. *Evid Based Dent.* 2007;8(3):81-2.
140. Yeh CL, Kusnoto B, Viana G, Evans CA, Drummond JL. In-vitro evaluation of frictional resistance between brackets with passive-ligation designs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2007;131(6):704 e11-22.
141. Sukh R, Singh GK, Tandon P, Singh GP, Singh A. A comparative study of frictional resistance during simulated canine retraction on typodont model. *Journal of orthodontic science.* 2013;2(2):61-6.
142. Andreasen GF, Quevedo FR. Evaluation of friction forces in the 0.022 x 0.028 edgewise bracket in vitro. *Journal of biomechanics.* 1970;3(2):151-60.
143. Ogata RH, Nanda RS, Duncanson MG, Jr., Sinha PK, Currier GF. Frictional resistances in stainless steel bracket-wire combinations with effects of vertical deflections. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1996;109(5):535-42.

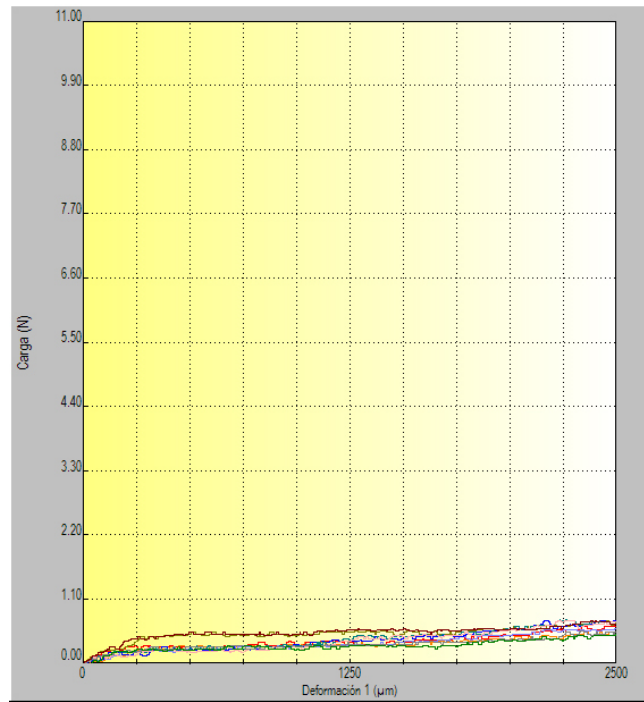
144. Thorstenson GA, Kusy RP. Effect of archwire size and material on the resistance to sliding of self-ligating brackets with second-order angulation in the dry state. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2002;122(3):295-305.
145. Thorstenson GA, Kusy RP. Comparison of resistance to sliding between different self-ligating brackets with second-order angulation in the dry and saliva states. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2002;121(5):472-82.
146. Iwasaki LR, Beatty MW, Randall CJ, Nickel JC. Clinical ligation forces and intraoral friction during sliding on a stainless steel archwire. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2003;123(4):408-15.
147. Angolkar PV, Kapila S, Duncanson MG, Jr., Nanda RS. Evaluation of friction between ceramic brackets and orthodontic wires of four alloys. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1990;98(6):499-506.
148. Kapila S, Angolkar PV, Duncanson MG, Jr., Nanda RS. Evaluation of friction between edgewise stainless steel brackets and orthodontic wires of four alloys. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1990;98(2):117-26.
149. Castro RM, Neto PS, Horta MC, Pithon MM, Oliveira DD. Comparison of static friction with self-ligating, modified slot design and conventional brackets. *J Appl Oral Sci.* 2013;21(4):314-9.
150. Kahlon S, Rinchuse D, Robison JM, Close JM. In-vitro evaluation of frictional resistance with 5 ligation methods and Gianelly-type working wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2010;138(1):67-71.
151. Krishnan M, Kalathil S, Abraham KM. Comparative evaluation of frictional forces in active and passive self-ligating brackets with various archwire alloys. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2009;136(5):675-82.
152. Voudouris JC, Schismenos C, Lackovic K, Kuftinec MM. Self-ligation esthetic brackets with low frictional resistance. *Angle Orthod.* 2010;80(1):188-94.
153. Kim KR, Baek SH. Effect of passive self-ligating bracket placement on the posterior teeth on reduction of frictional force in sliding mechanics. *Korean journal of orthodontics.* 2016;46(2):73-80.
154. Griffiths HS, Sherriff M, Ireland AJ. Resistance to sliding with 3 types of elastomeric modules. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2005;127(6):670-5; quiz 754.
155. Khambay B, Millett D, McHugh S. Evaluation of methods of archwire ligation on frictional resistance. *Eur J Orthod.* 2004;26(3):327-32.
156. Read-Ward GE, Jones SP, Davies EH. A comparison of self-ligating and conventional orthodontic bracket systems. *Br J Orthod.* 1997;24(4):309-17.

157. Burrow SJ, Proffit WR, Keim RG. Drs. S.J. "Jack" Burrow and William R. Proffit on the efficacy of self-ligating brackets. *J Clin Orthod.* 2013;47(7):413-8.
158. Kao CT, Huang TH. Variations in surface characteristics and corrosion behaviour of metal brackets and wires in different electrolyte solutions. *Eur J Orthod.* 2010;32(5):555-60.
159. Marques IS, Araujo AM, Gurgel JA, Normando D. Debris, roughness and friction of stainless steel archwires following clinical use. *Angle Orthod.* 2010;80(3):521-7.
160. Chaturvedi TP, Upadhyay SN. An overview of orthodontic material degradation in oral cavity. *Indian journal of dental research : official publication of Indian Society for Dental Research.* 2010;21(2):275-84.
161. Drescher D, Bourauel C, Schumacher HA. Frictional forces between bracket and arch wire. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1989;96(5):397-404.
162. Berger J, Byloff FK. The clinical efficiency of self-ligated brackets. *J Clin Orthod.* 2001;35(5):304-8.
163. Berger JL, M B. Damon System 2001. Available from: <http://www.damonbraces.com>.
164. Jones SP, Ben Bihi S. Static frictional resistance with the slide low-friction elastomeric ligature system. *Aust Orthod J.* 2009;25(2):136-41.

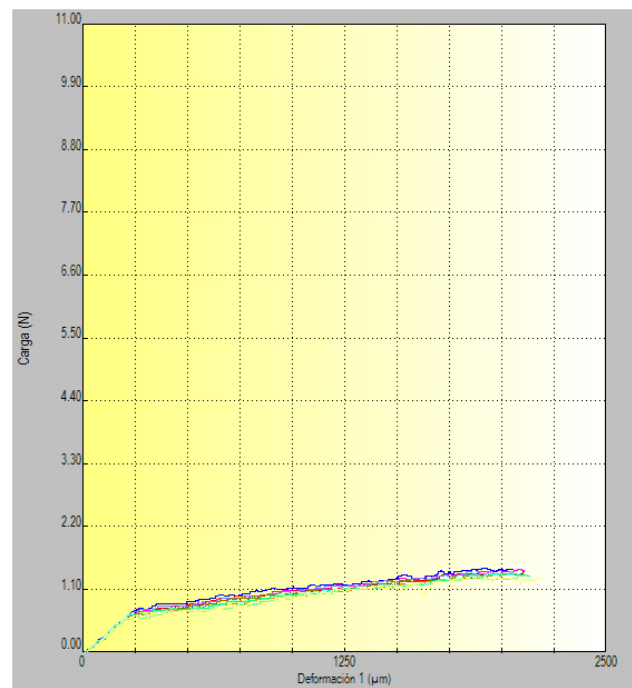
Anexo I. Gráficas

ANEXO I. GRÁFICAS

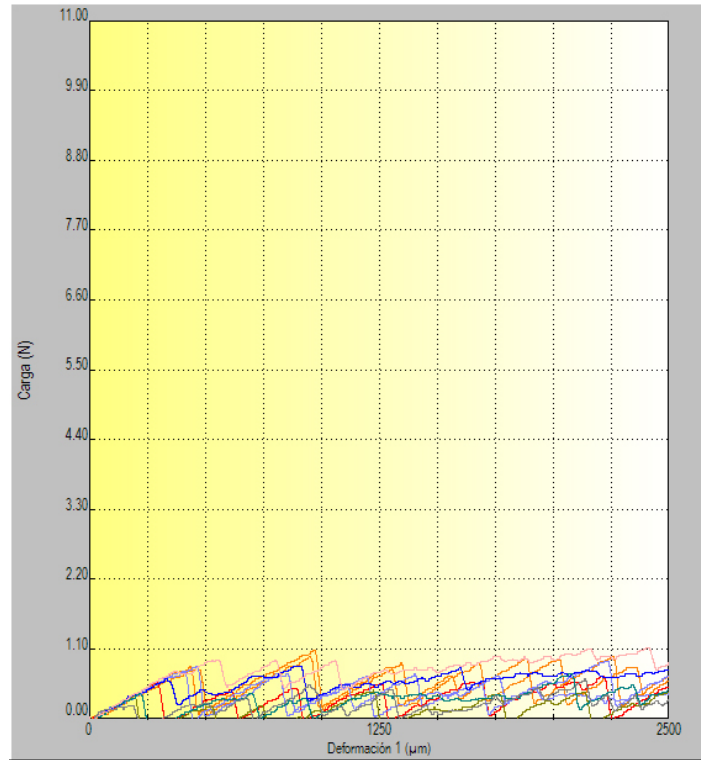
Grupo DAMON (DAM)



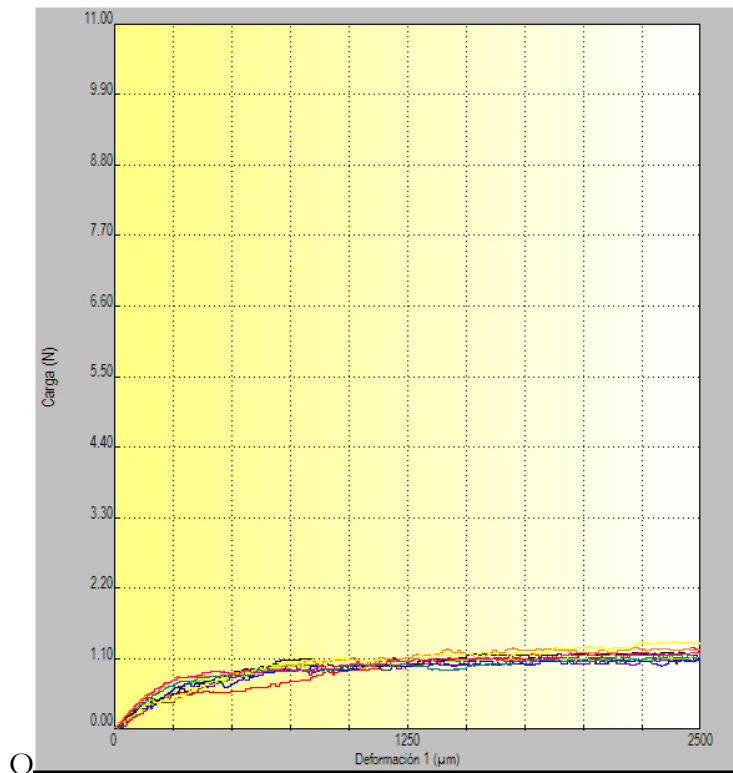
Anexo I. Figura 1. DAM_SS_SEC



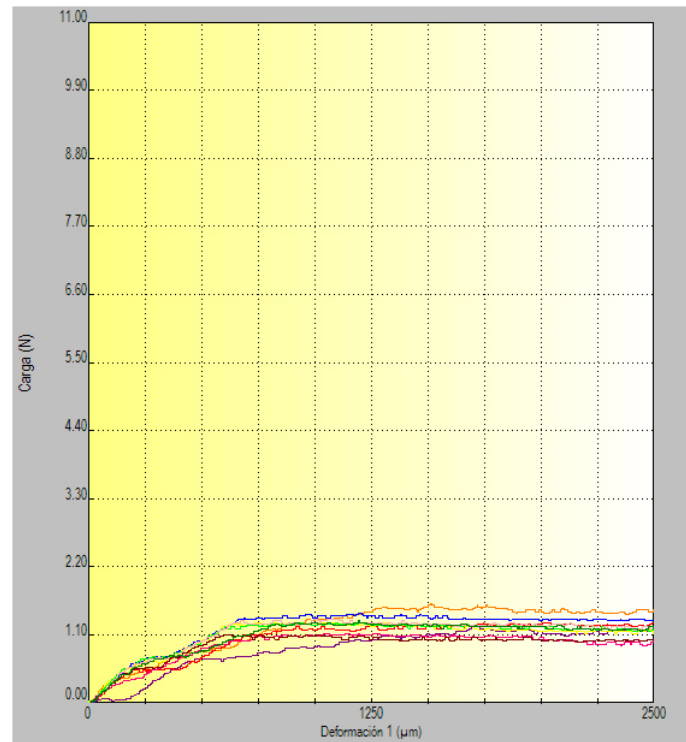
Anexo I. Figura 2. DAM_SS_SAL



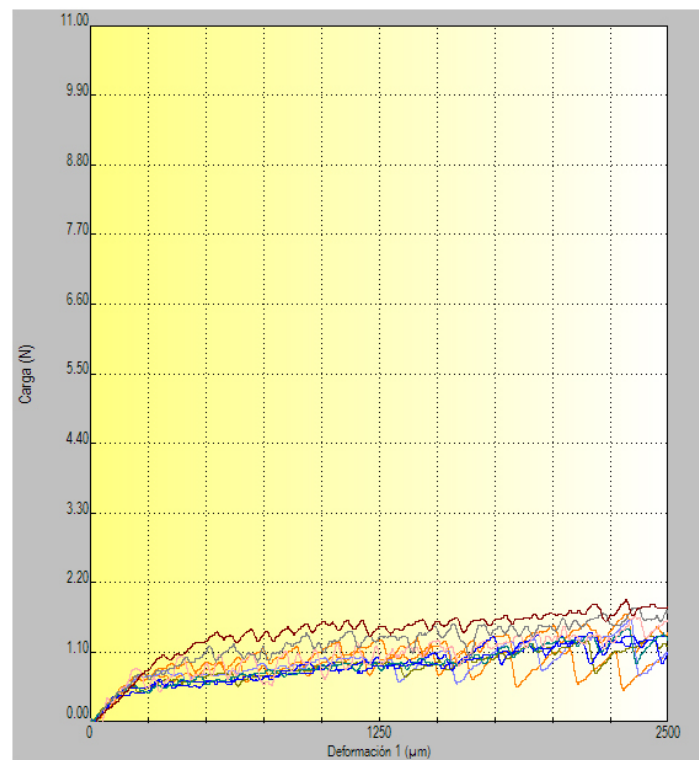
Anexo I. Figura 3. DAM_SS_OS



Anexo I. Figura 4. DAM_HB_SEC

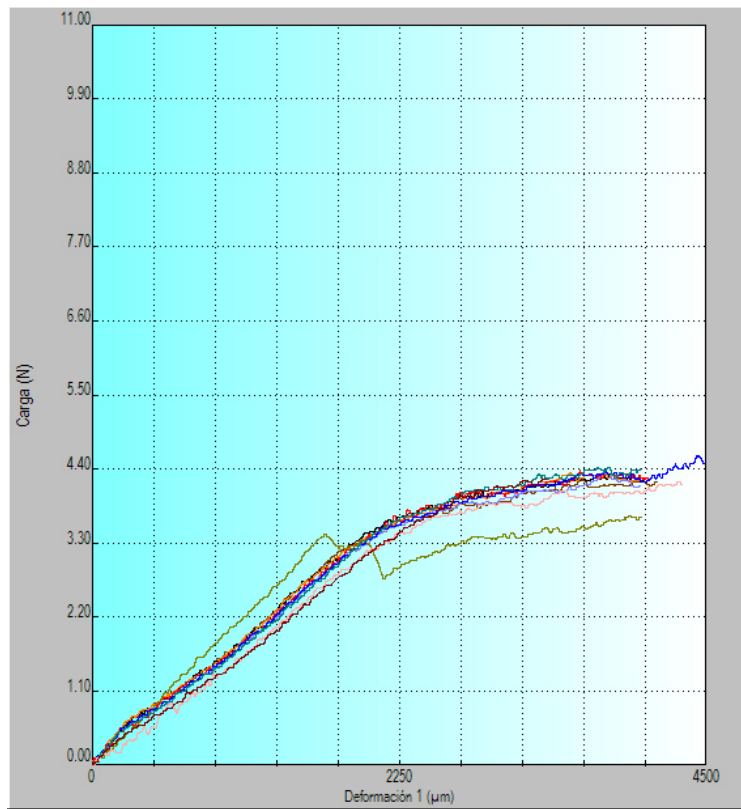


Anexo I. Figura 5. DAM_HB_SAL

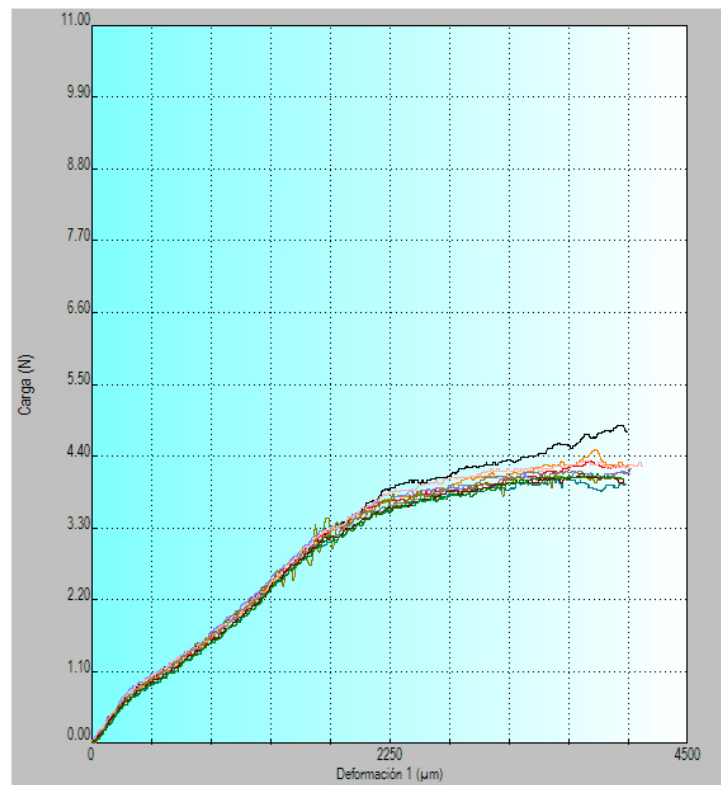


Anexo I. Figura 6. DAM_HB_OS

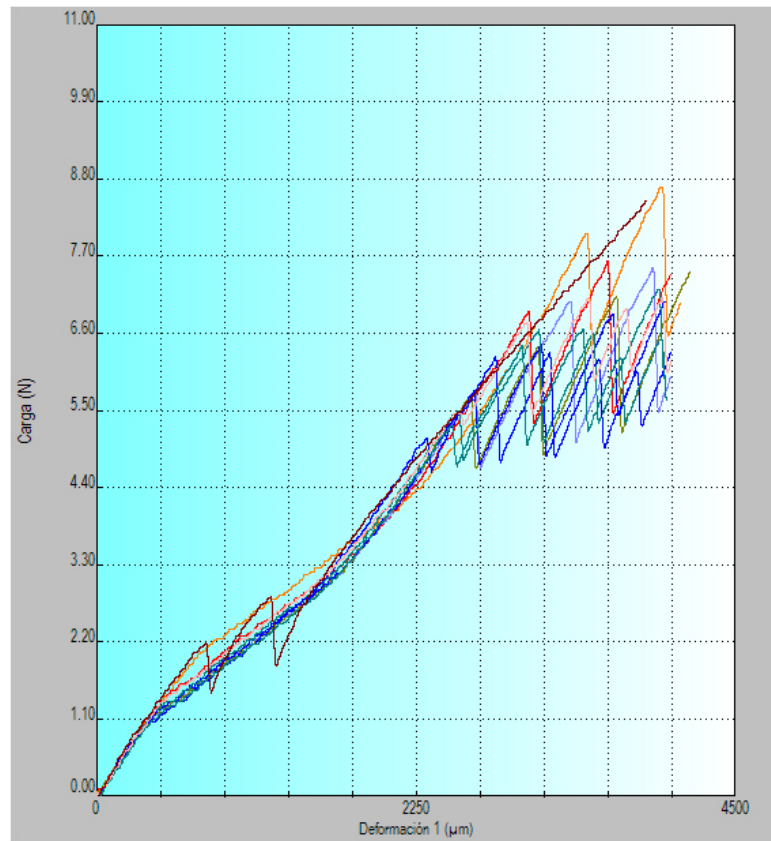
Grupo INNOVATION R (INN)



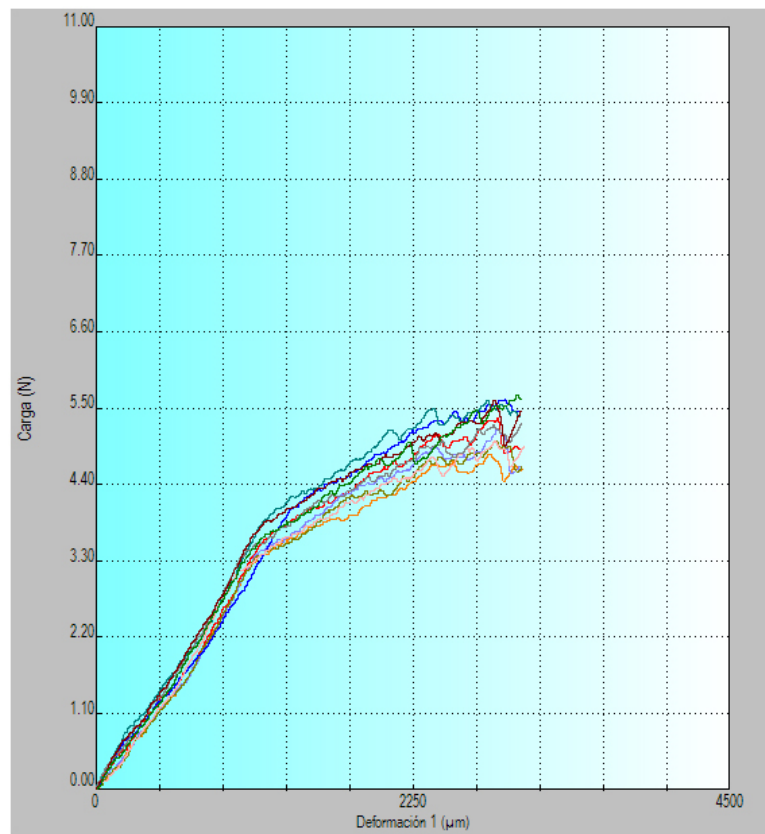
Anexo I. Figura 7. INN_SS_SEC



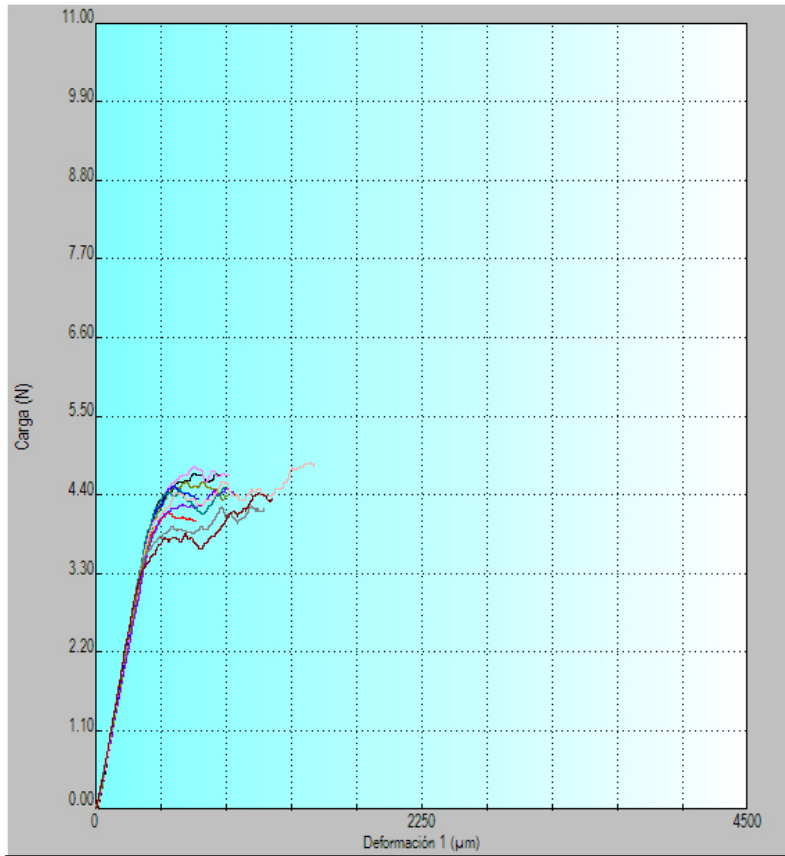
Anexo I. Figura 8. INN_SS_SAL



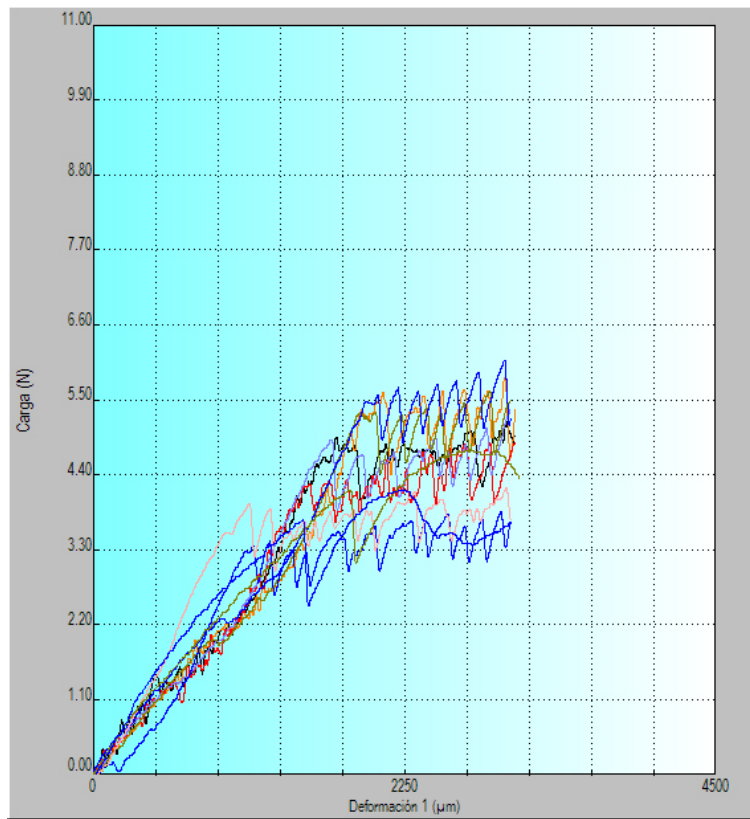
Anexo I. Figura 9. INN_SS_OS



Anexo I. Figura 10. INN_HB_SEC

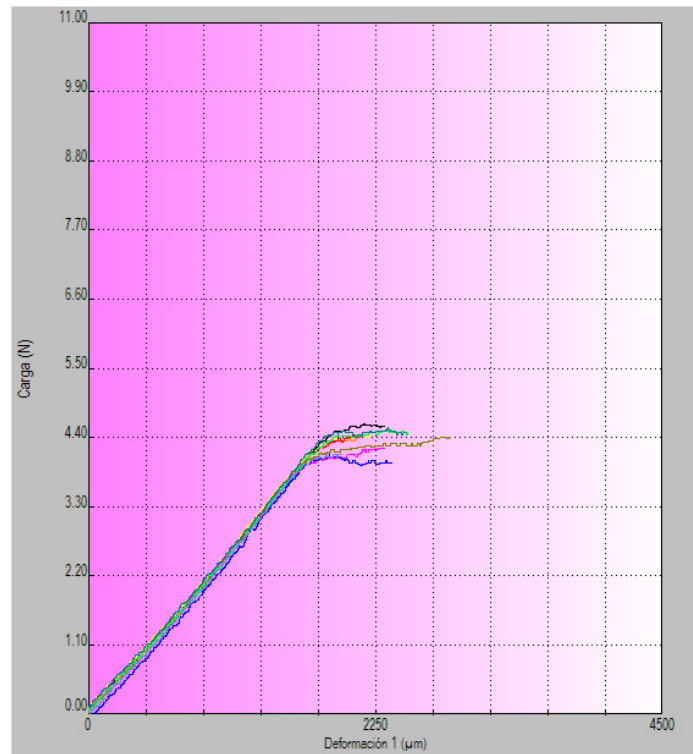


Anexo I. Figura 11. INN_HB_SAL

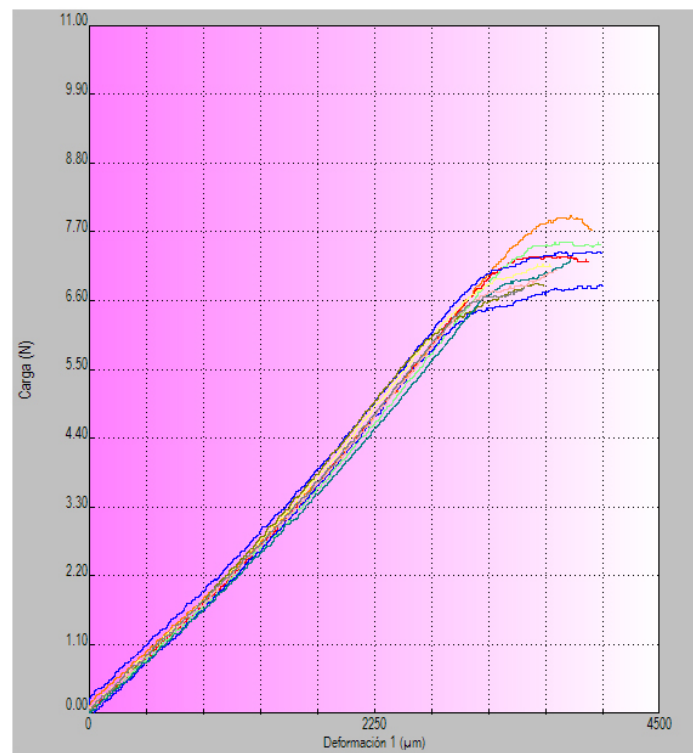


Anexo I. Figura 12. INN_HB_OS

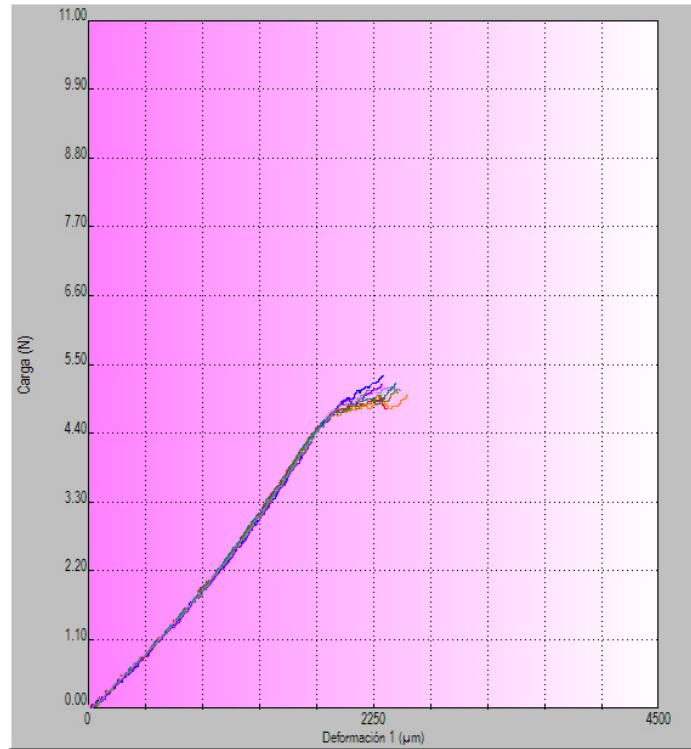
GRUPO LOW PROFILE (LP)



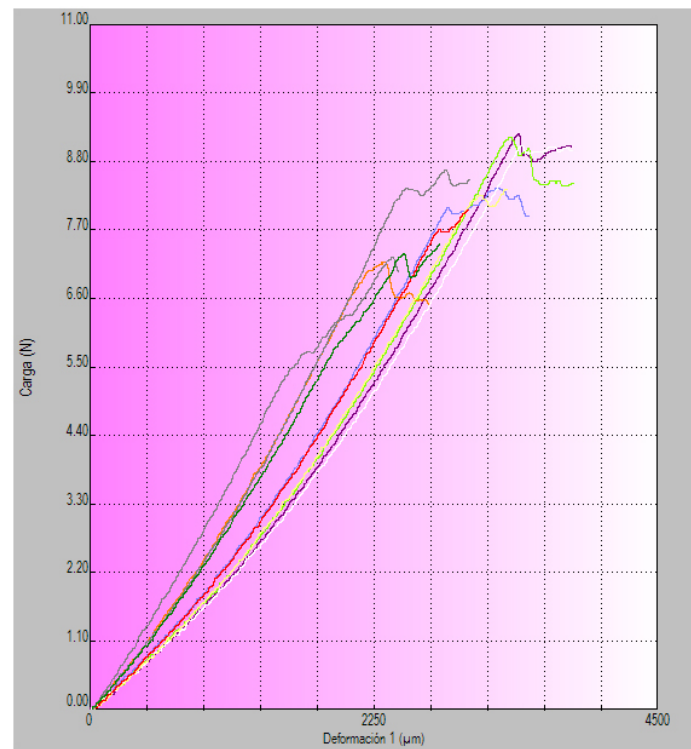
Anexo I. Figura 13. LP_SS_LE_SEC



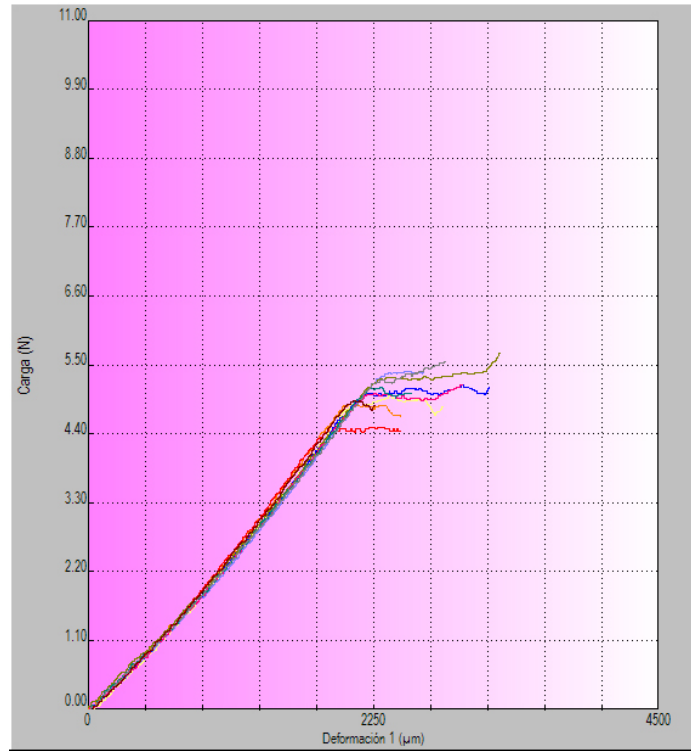
Anexo I. Figura 14. LP_SS_LE_SAL



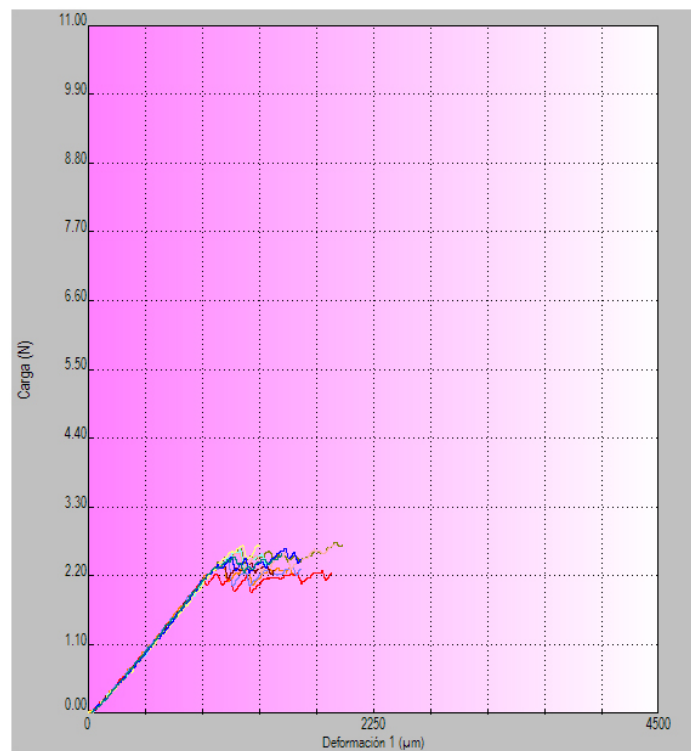
Anexo I. Figura 15. LP_SS_LM_SEC



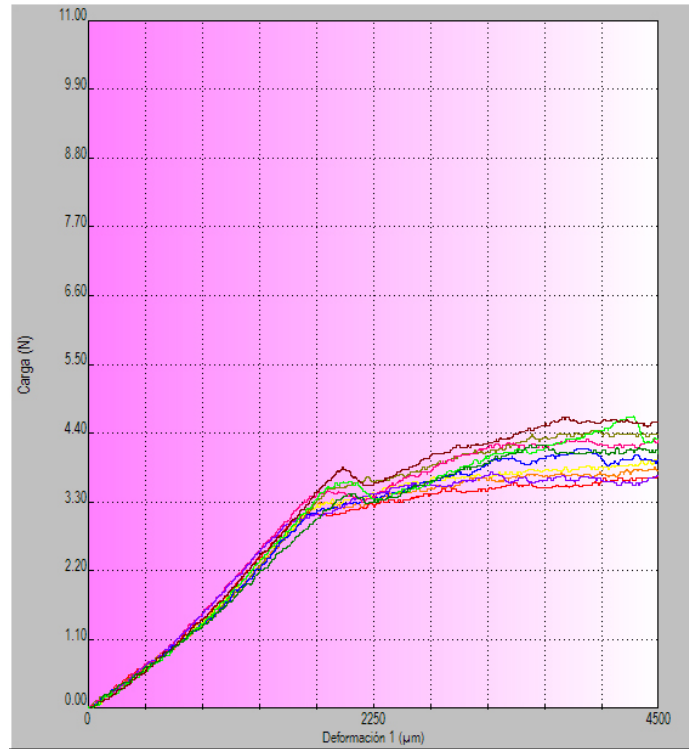
Anexo I. Figura 16. LP_SS_LM_SAL



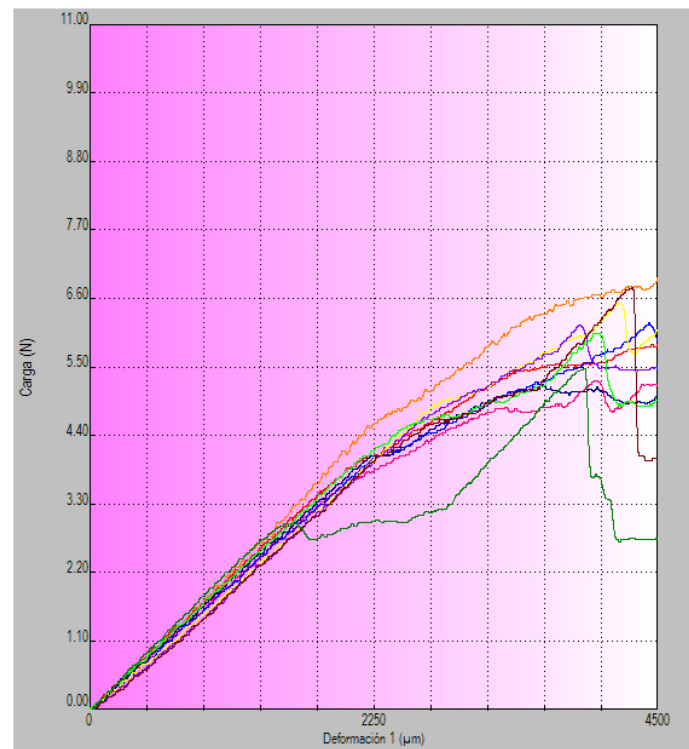
Anexo I. Figura 17. LP_SS_LE_OS



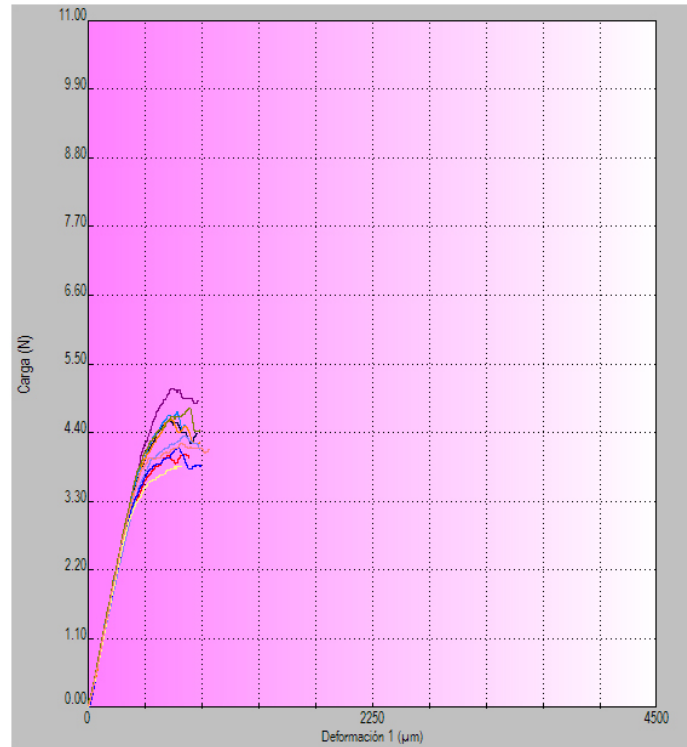
Anexo I. Figura 18. LP_SS_LM_OS



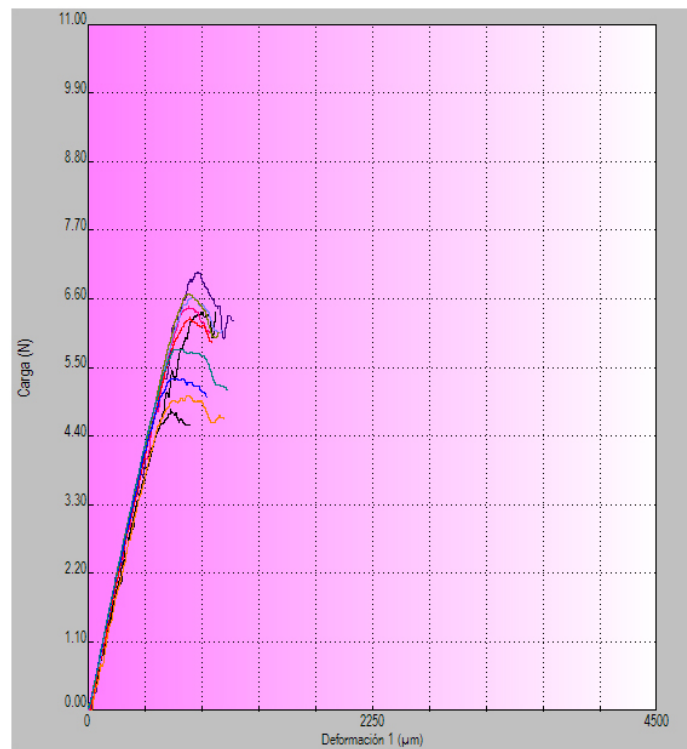
Anexo I. Figura 19. LP_HB_LE_SEC



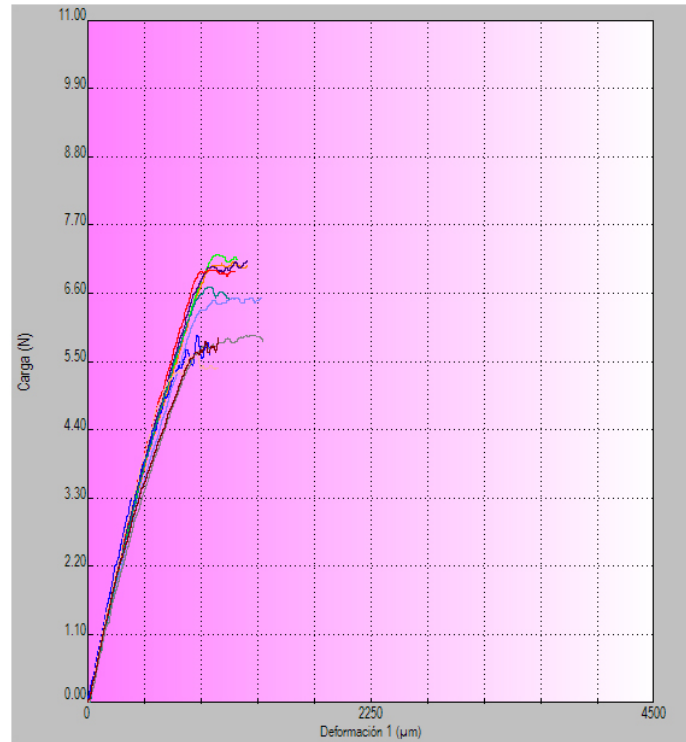
Anexo I. Figura 20. LP_HB_LE_SAL



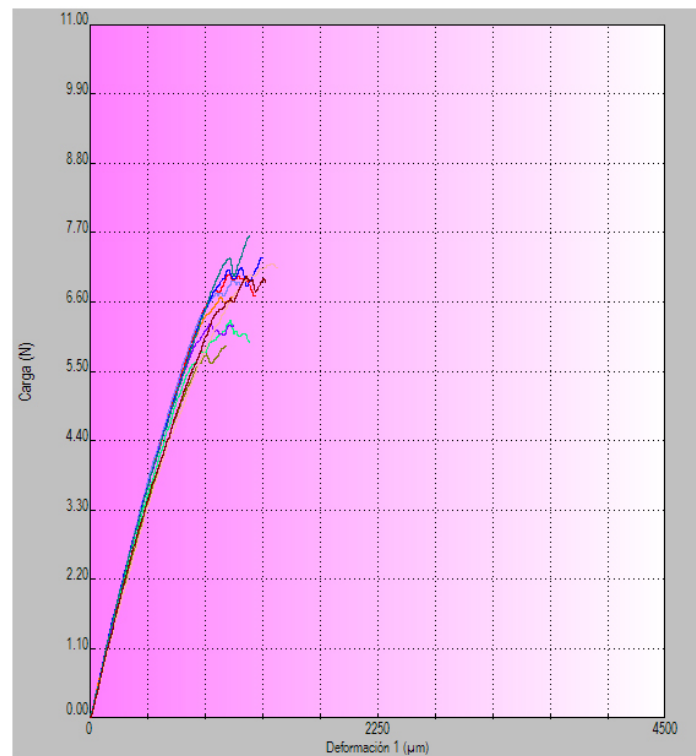
Anexo I. Figura 21. LP_HB_LM_SEC



Anexo I. Figura 22. LP_HB_LM_SAL

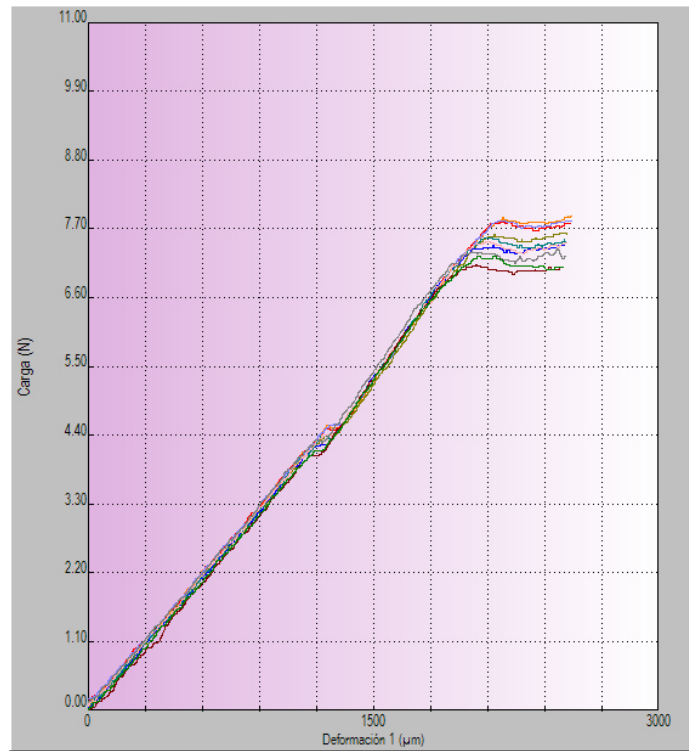


Anexo I. Figura 23. LP_HB_LE_OS

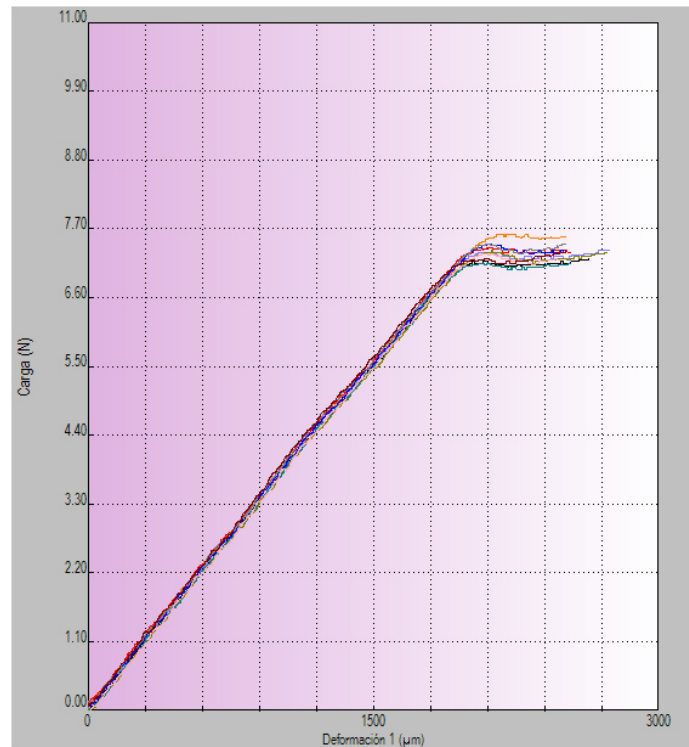


Anexo I. Figura 24. LP_HB_LM_OS

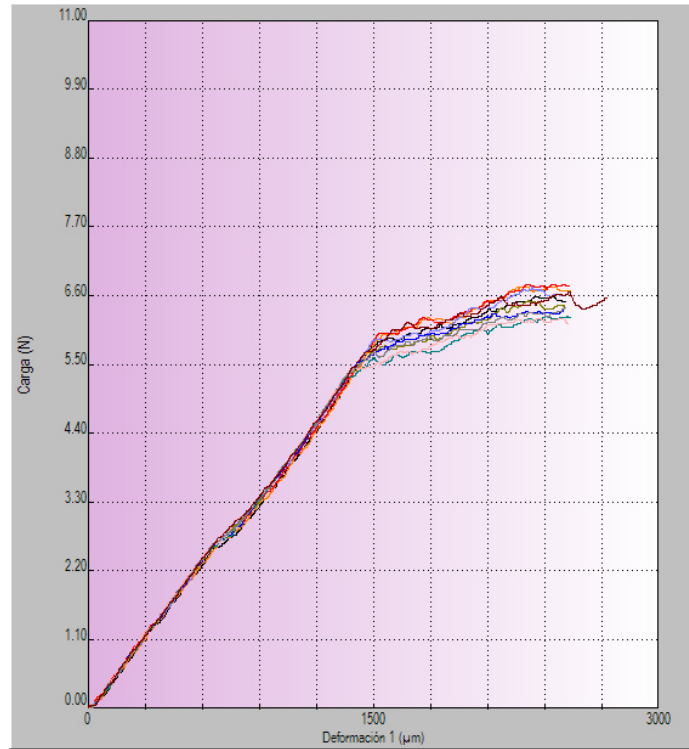
GRUPO VIRAGE (VIR)



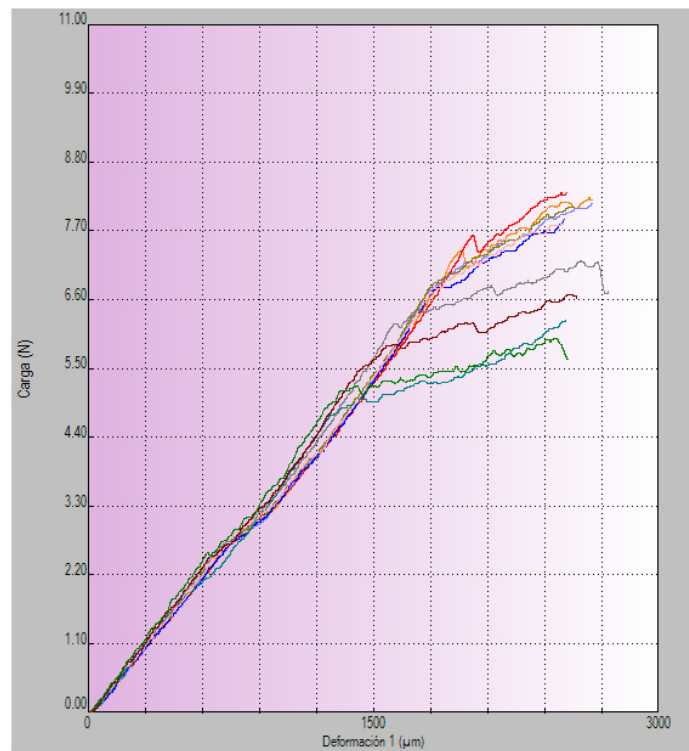
Anexo I. Figura 25. VIR_SS_LE_SEC



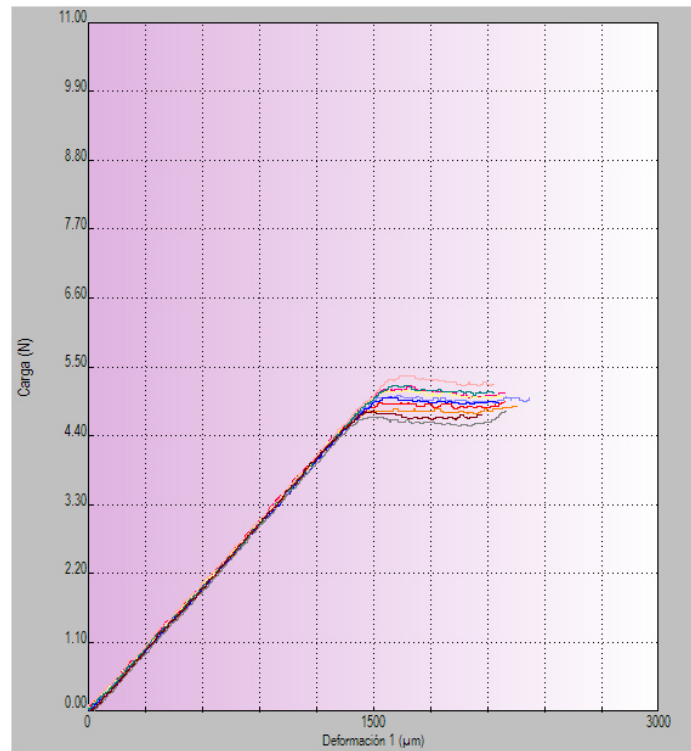
Anexo I. Figura 26. VIR_SS_LE_SAL



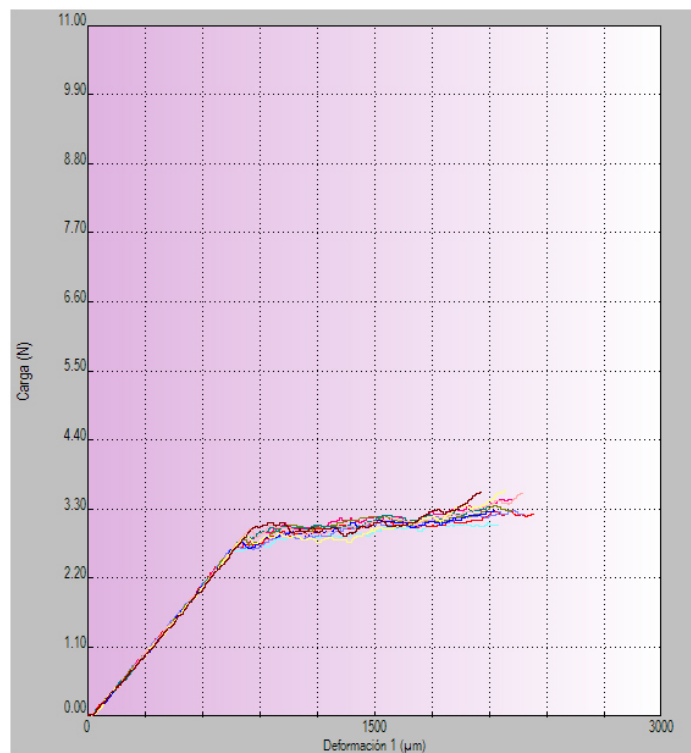
Anexo I. Figura 27. VIR_SS_LM_SEC



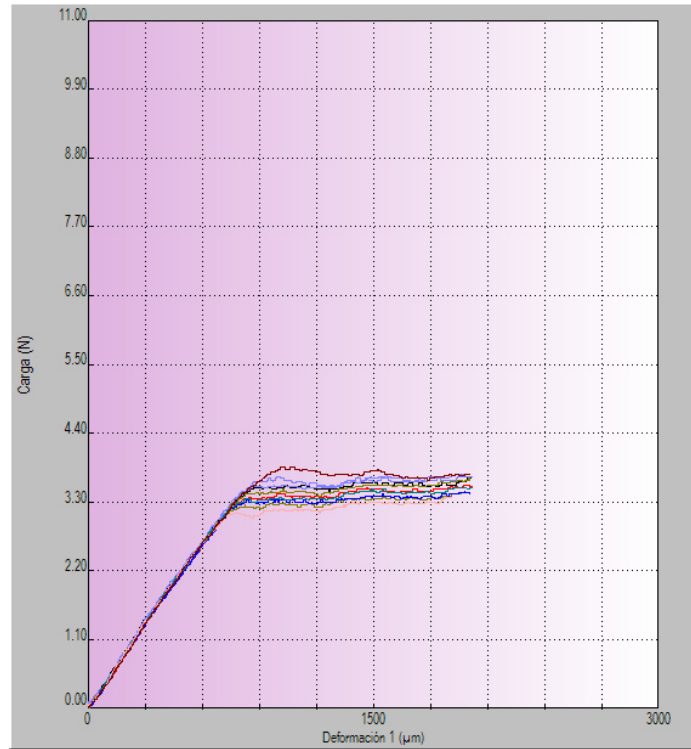
Anexo I. Figura 28. VIR_SS_LM_SAL



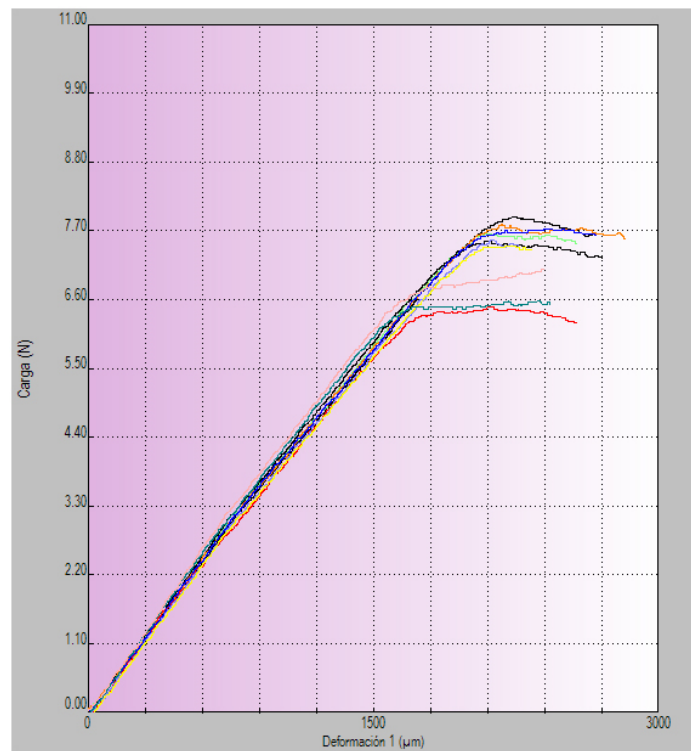
Anexo I. Figura 29- VIR_SS_LE_OS



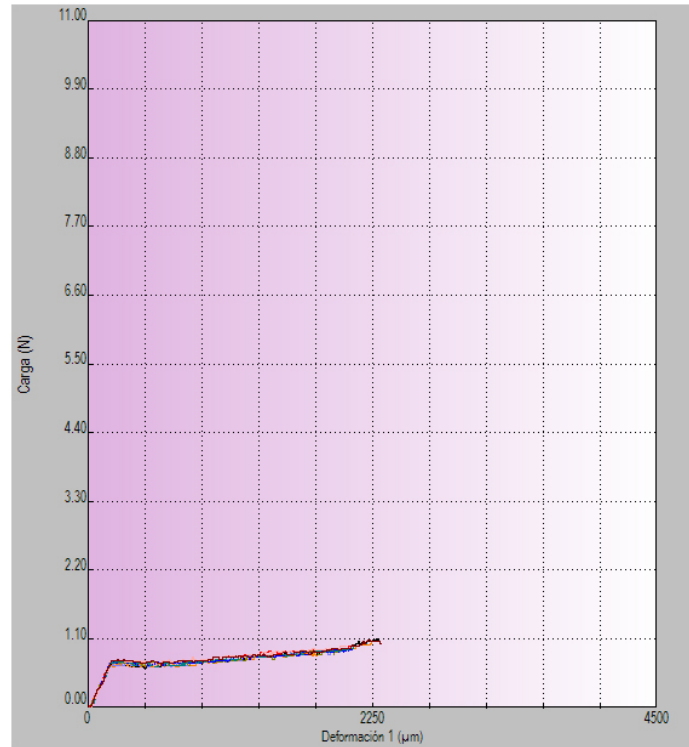
Anexo I. Figura 30. VIR_SS_LM_OS



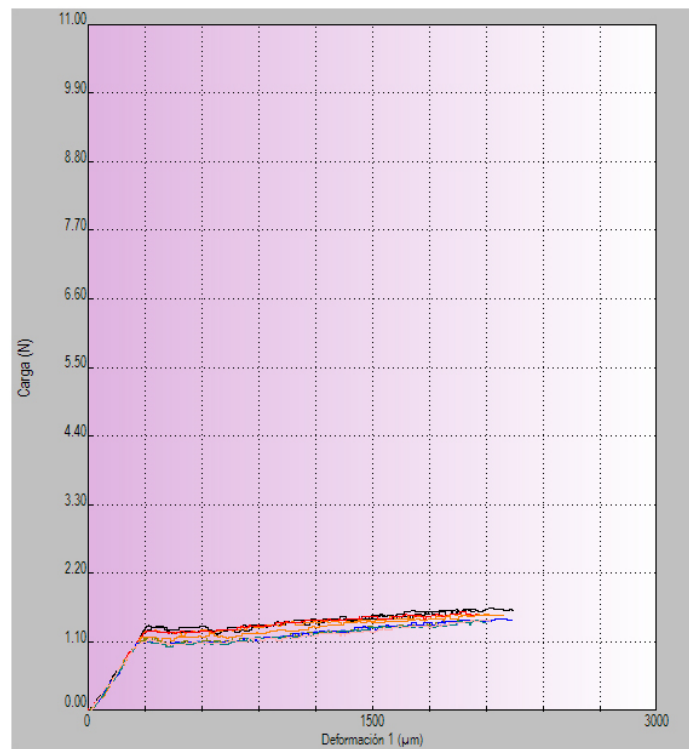
Anexo I. Figura 31. VIR_HB_LE_SEC



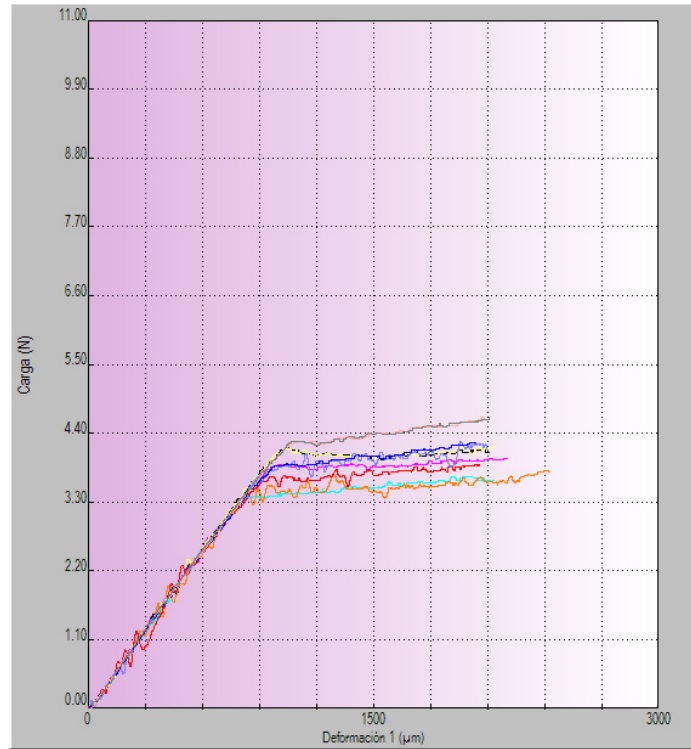
Anexo I. Figura 32. VIR_HB_LE_SAL



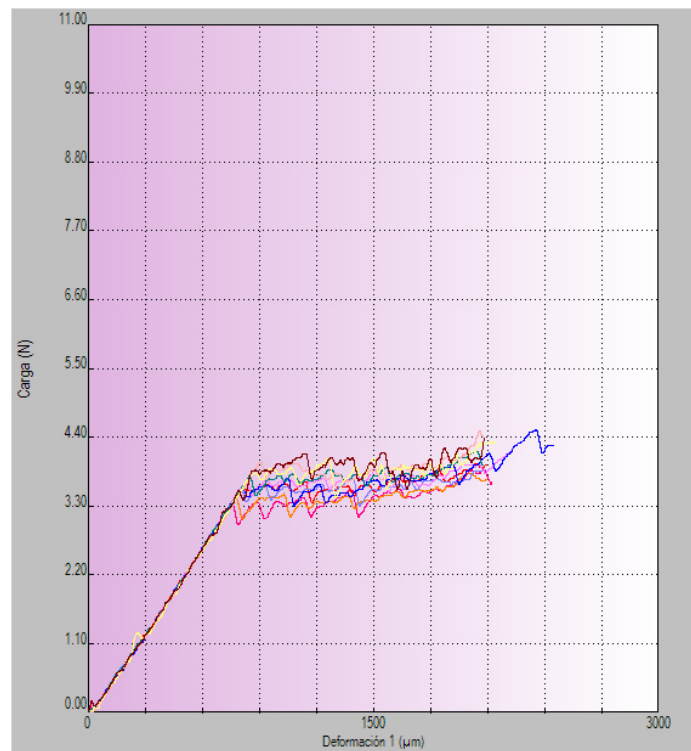
Anexo I. Figura 33. VIR_HB_LM_SEC



Anexo I. Figura 34. VIR_HB_LM_SAL

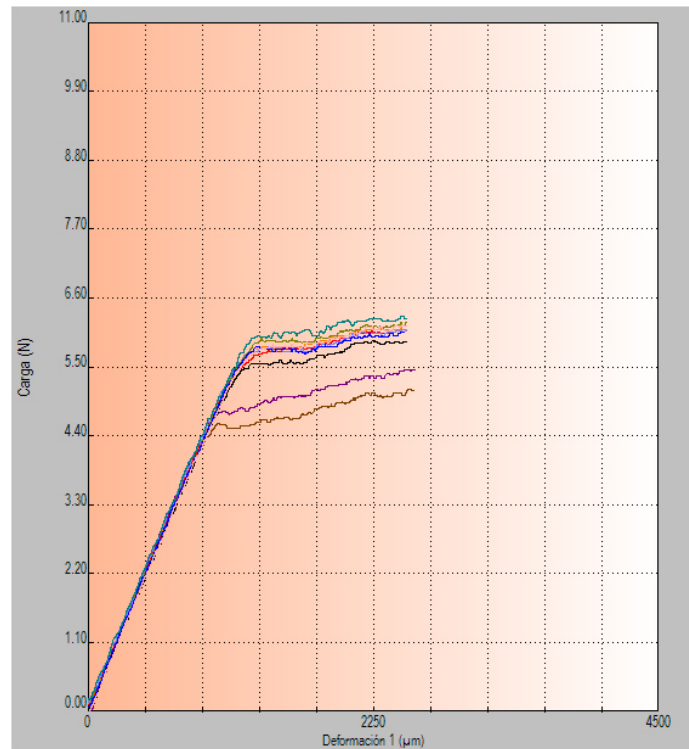


Anexo I. Figura 35. VIR_HB_LE_OS

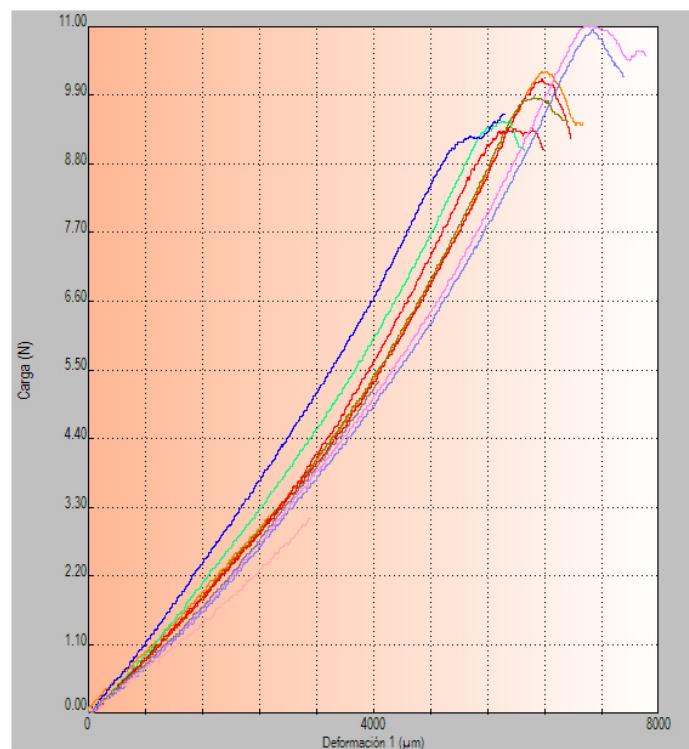


Anexo I. Figura 36. VIR_HB_LM_OS

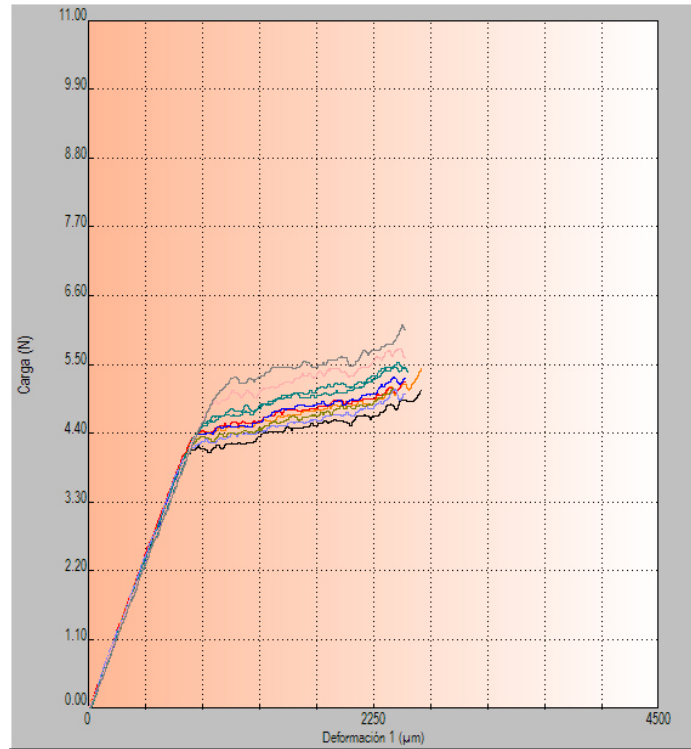
GRUPO INVU (INV)



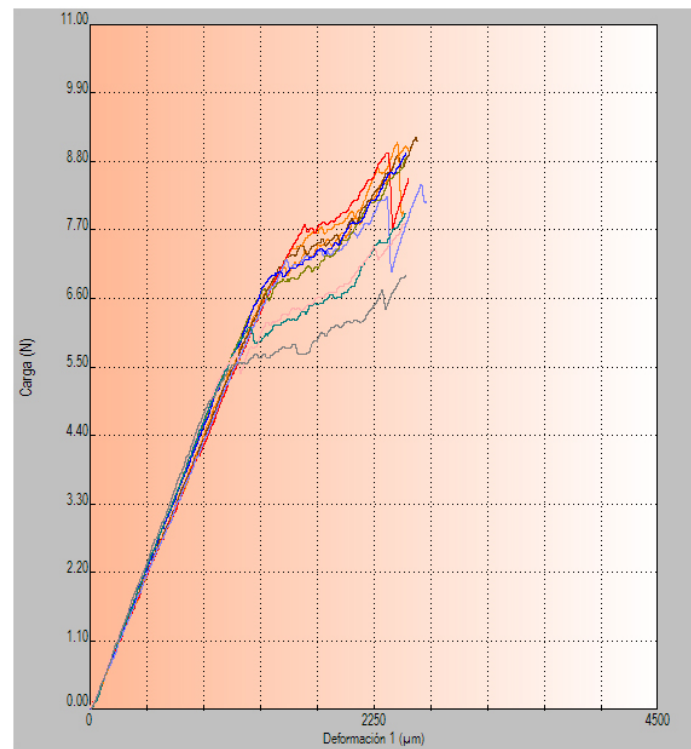
Anexo I. Figura 37. INV_SS_LE_SEC



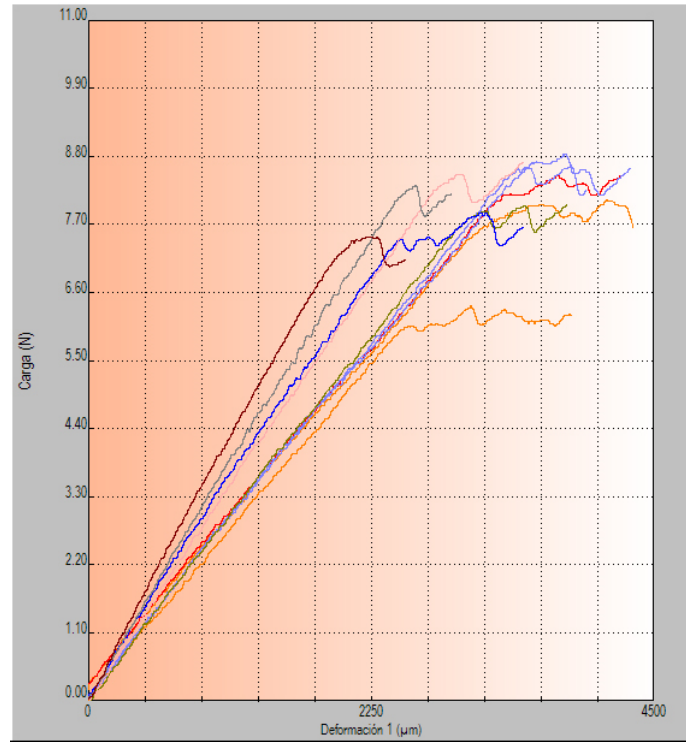
Anexo I. Figura 38. INV_SS_LE_SAL



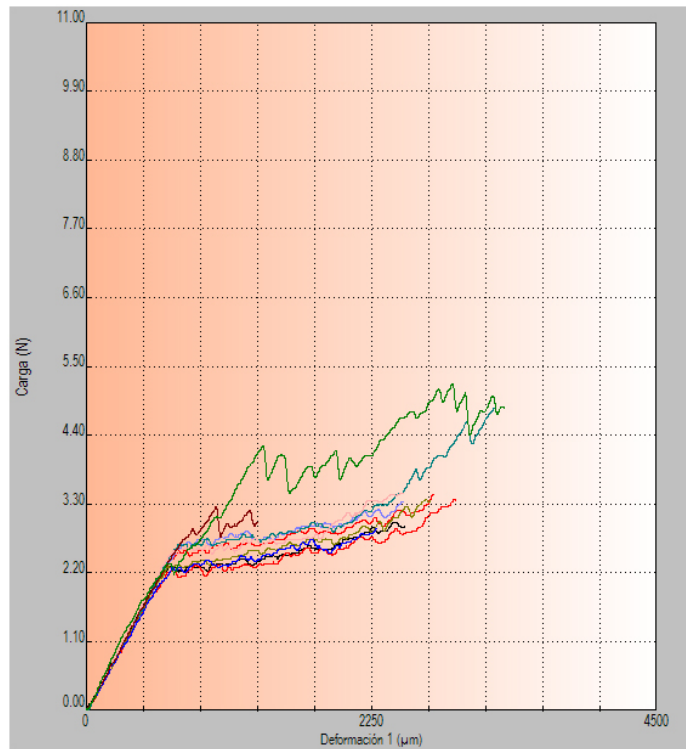
Anexo I. Figura 39. INV_SS_LM_SEC



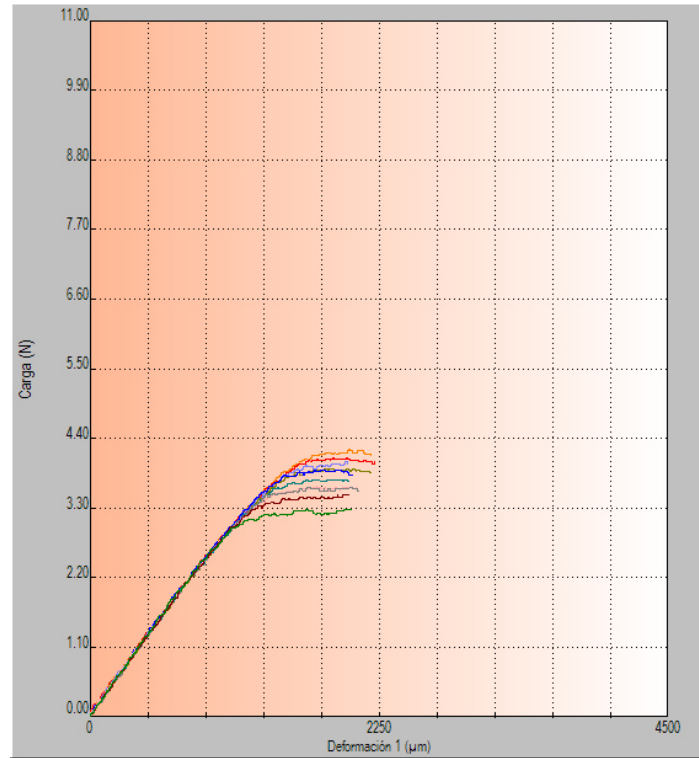
Anexo I. Figura 40. INV_SS_LM_SAL



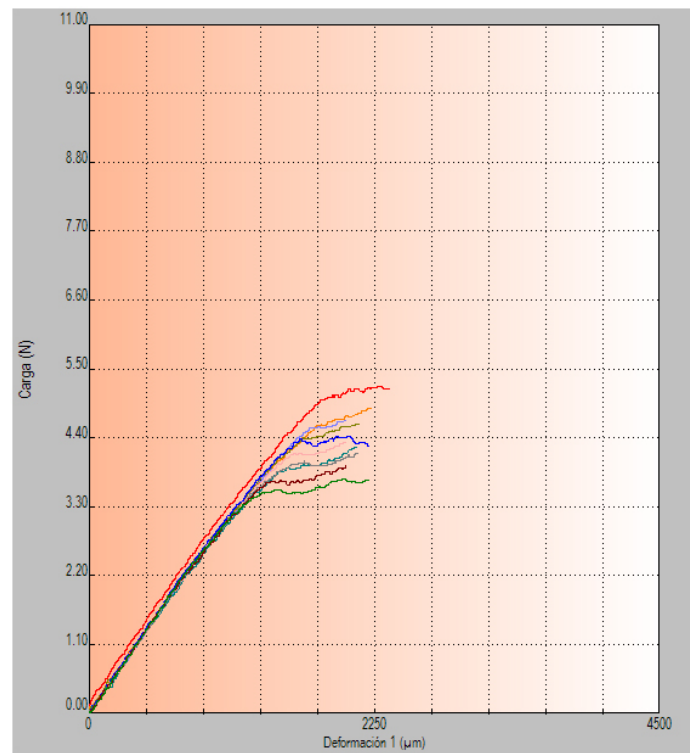
Anexo I. Figura 41. INV_SS_LE_OS



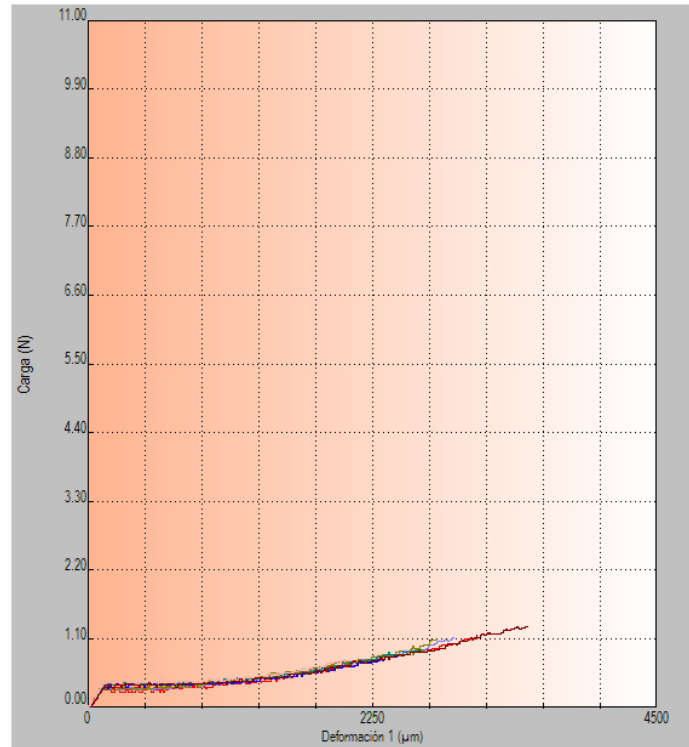
Anexo I. Figura 42. INV_SS_LM_OS



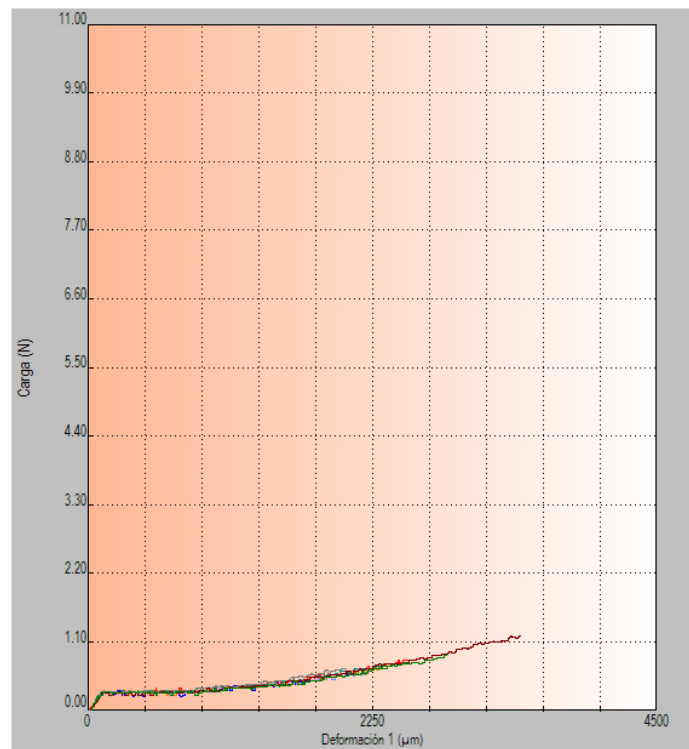
Anexo I. Figura 43. INV_HB_LE_SEC



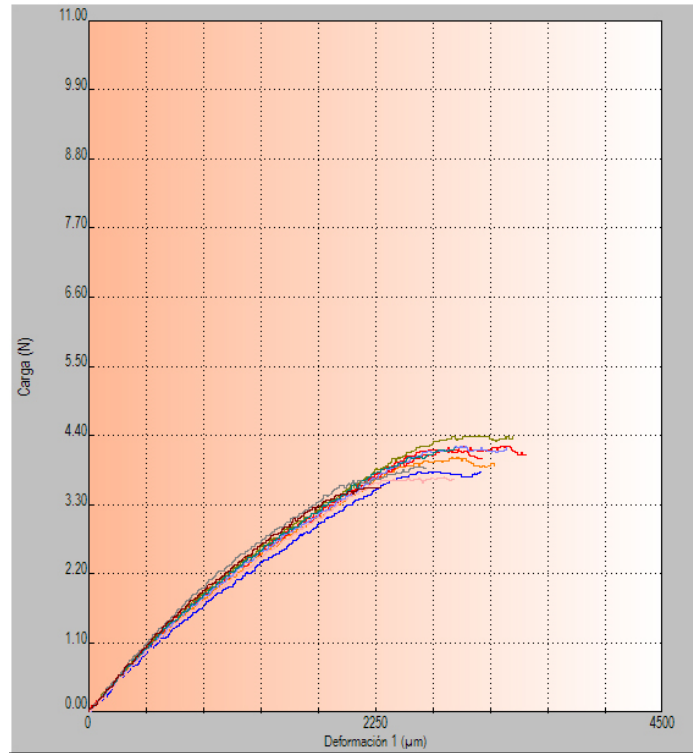
Anexo I. Figura 44. INV_HB_LE_SAL



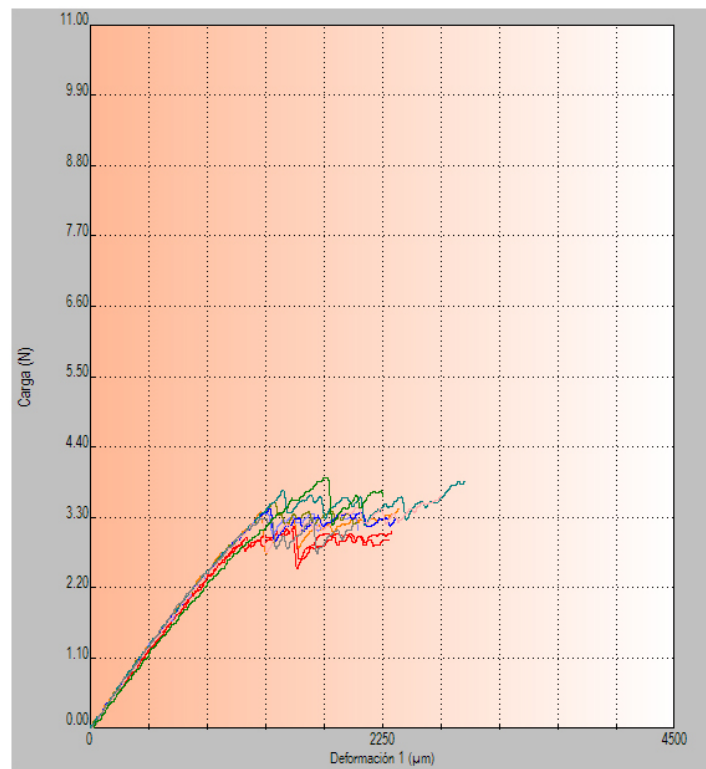
Anexo I. Figura 45. INV_HB_LM_SEC



Anexo I. Figura 46. INV_HB_LM_SAL

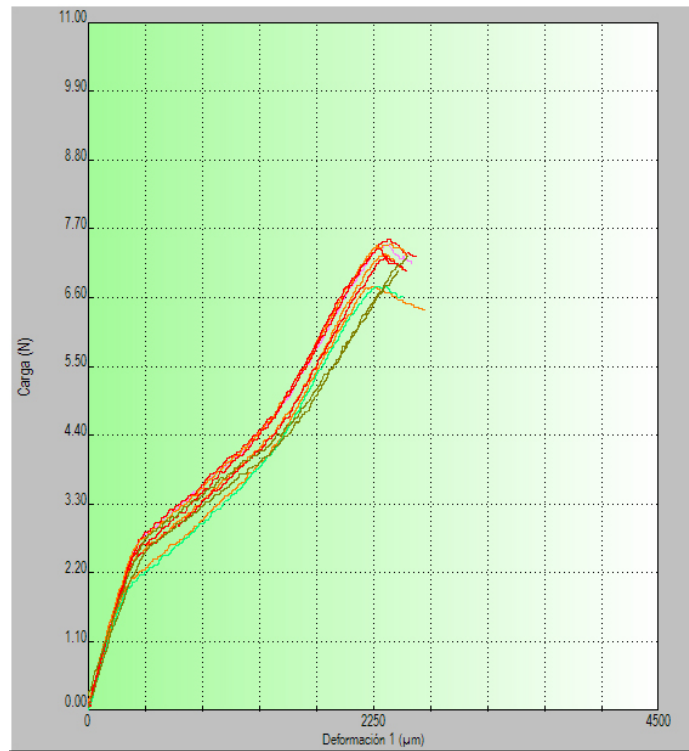


Anexo I. Figura 47. INV_HB_LE_OS

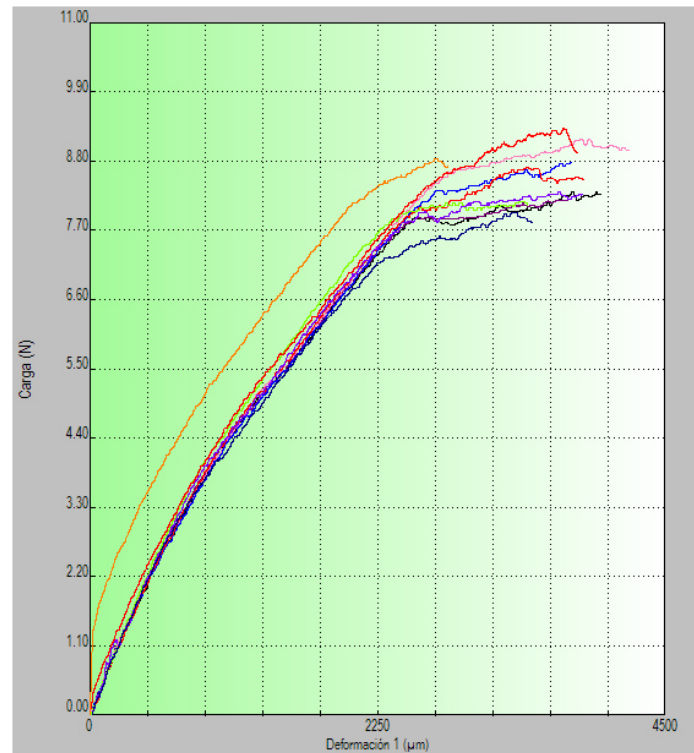


Anexo I. Figura 48. INV_HB_LM_OS

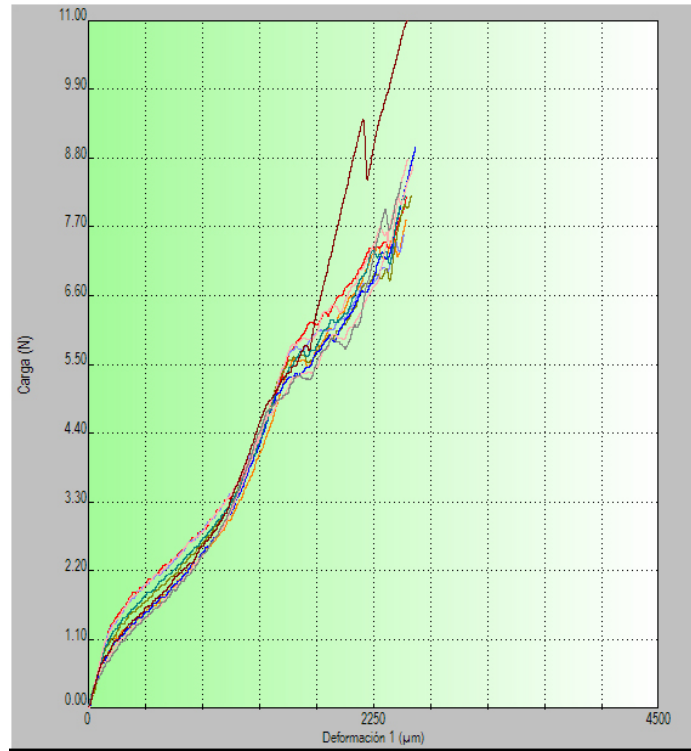
GRUPO ZAFIRO (ZAF)



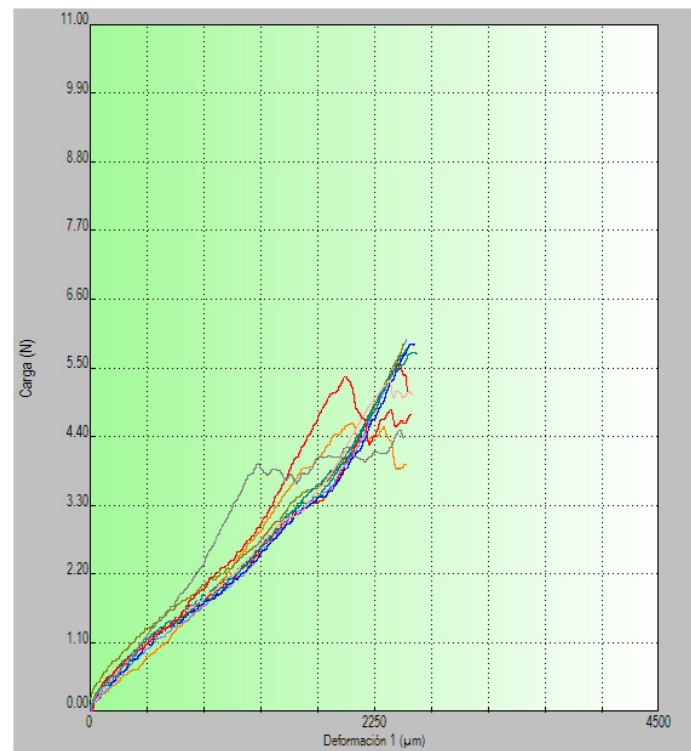
Anexo I. Figura 49. ZAF_SS_LE_SEC



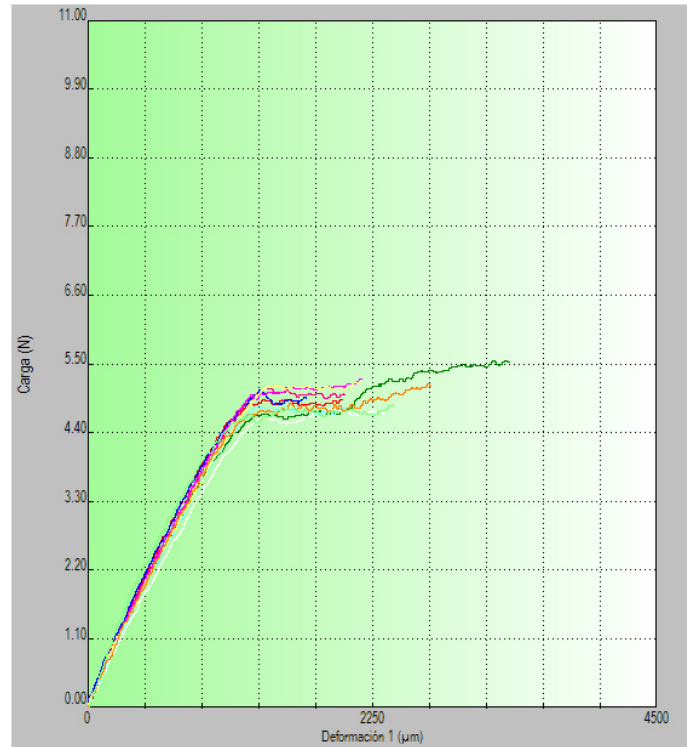
Anexo I. Figura 50. ZAF_SS_LE_SAL



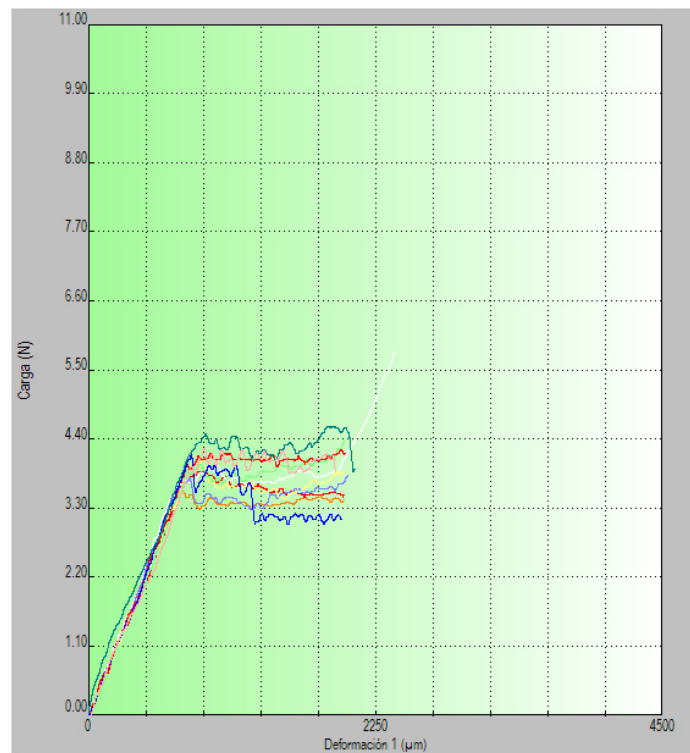
Anexo I. Figura 51. ZAF_SS_LM_SEC



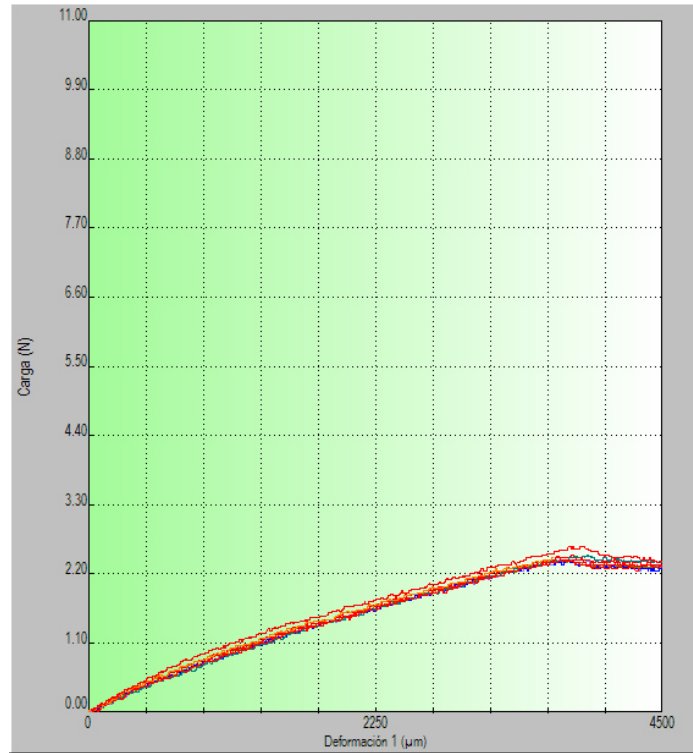
Anexo I. Figura 52. ZAF_SS_LM_SAL



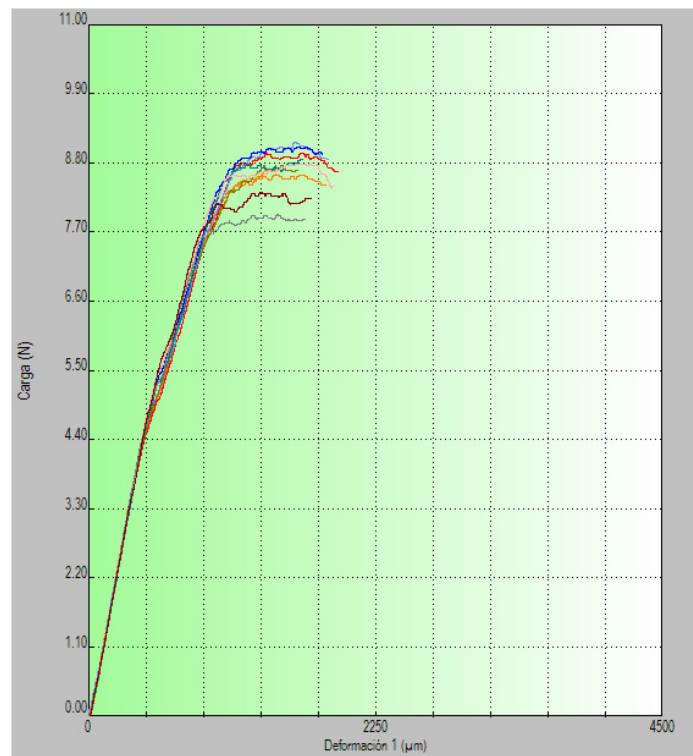
Anexo I. Figura 53. ZAF_SS_LE_OS



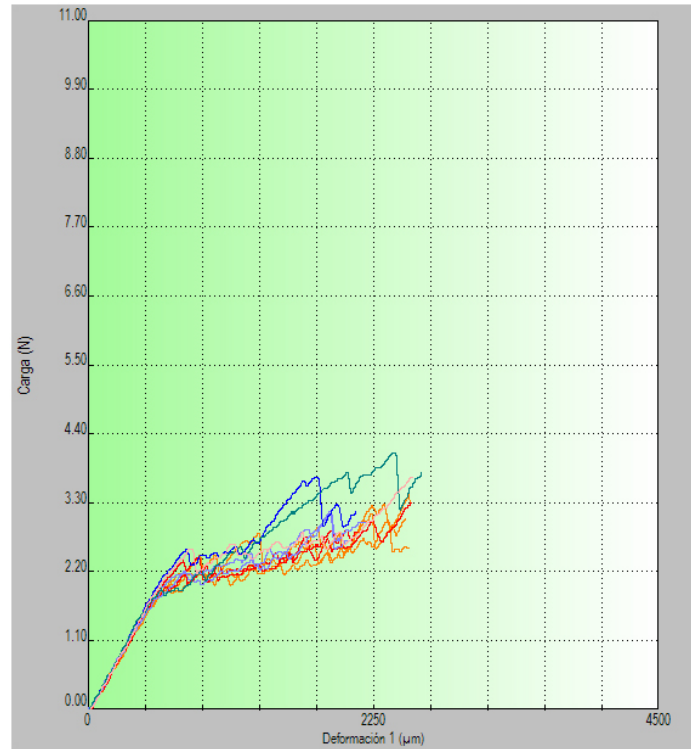
Anexo I. Figura 54. ZAF_SS_LM_OS



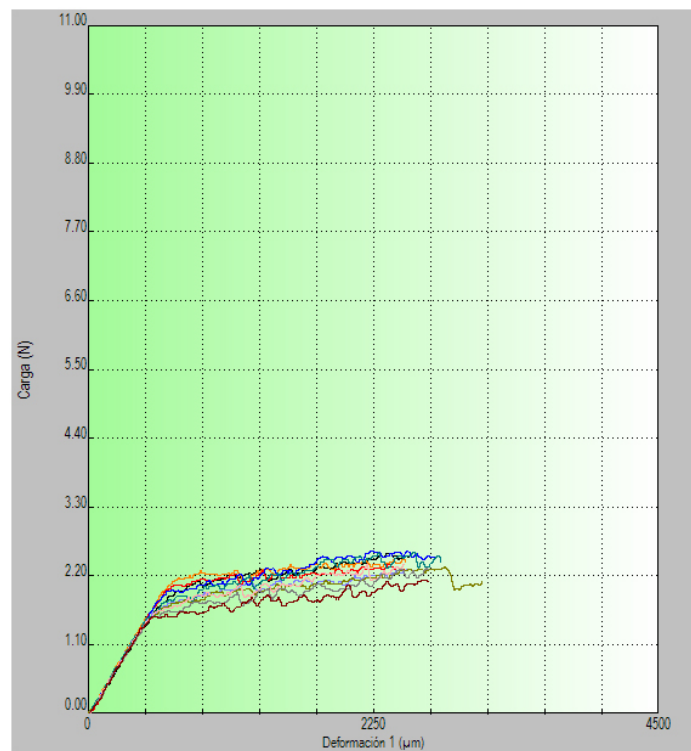
Anexo I. Figura 55. ZAF_HB_LE_SEC



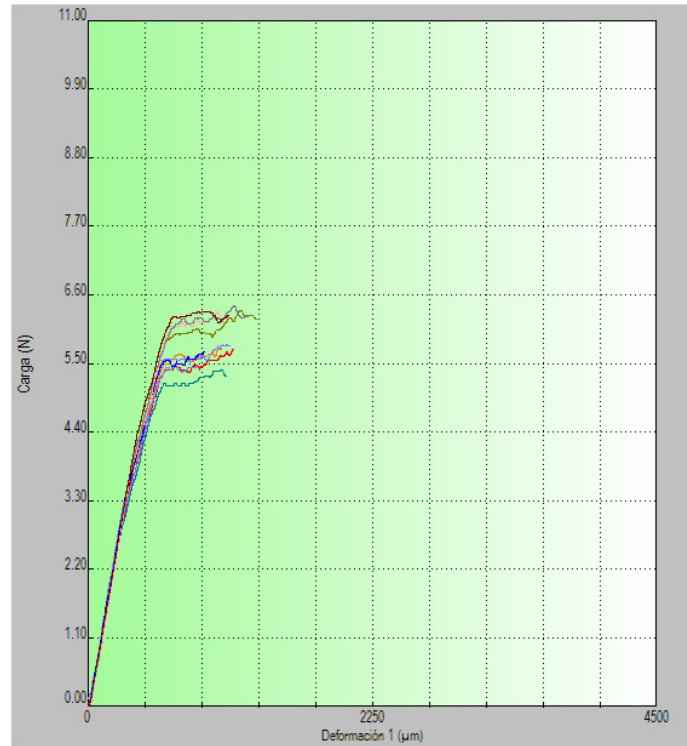
Anexo I. Figura 56. ZAF_HB_LE_SAL



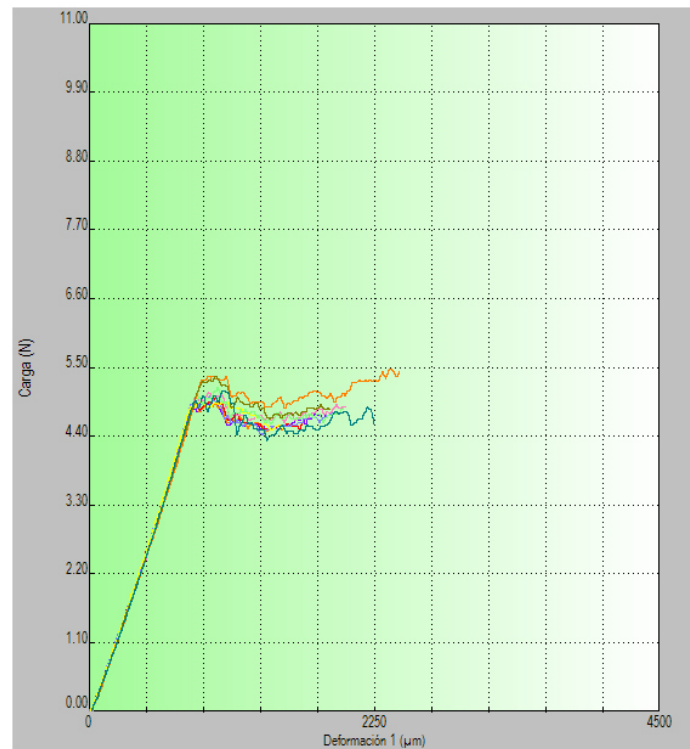
Anexo I. Figura 57. ZAF_HB_LM_SEC



Anexo I. Figura 58. ZAF_HB_LM_SAL



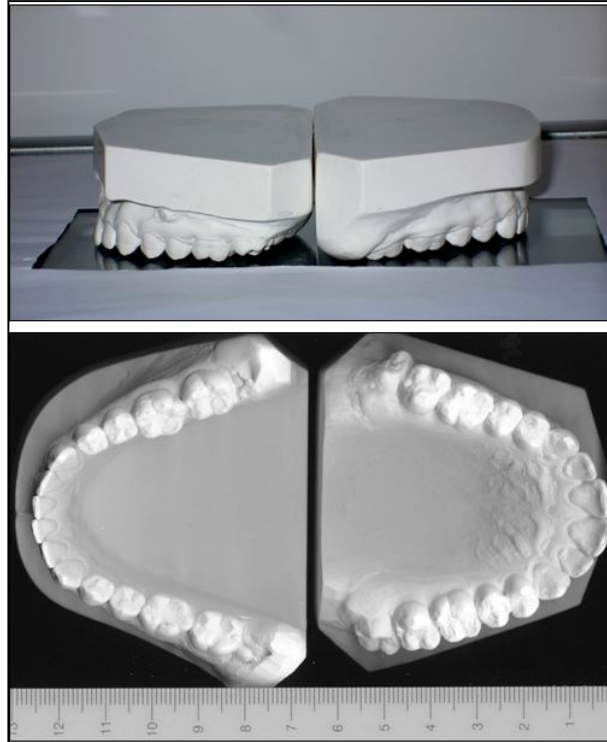
Anexo I. Figura 59. ZAF_HB_LE_OS



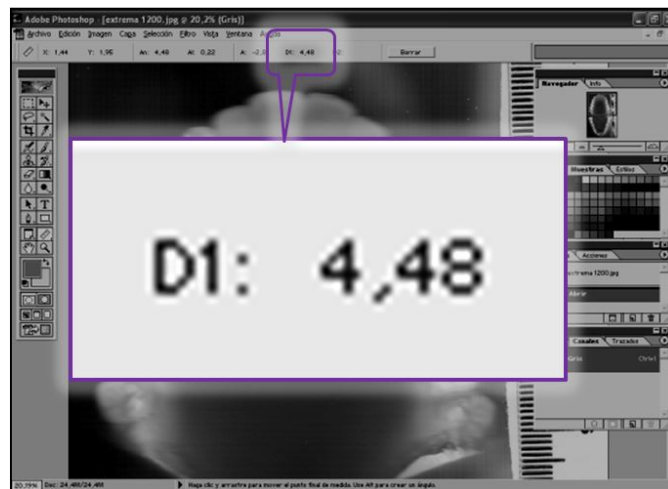
Anexo I. Figura 60. ZAF_HB_LM_OS

Anexo II. Figuras

ANEXO II. FIGURAS



Anexo II. Figura 1. Escaneado de las imágenes.



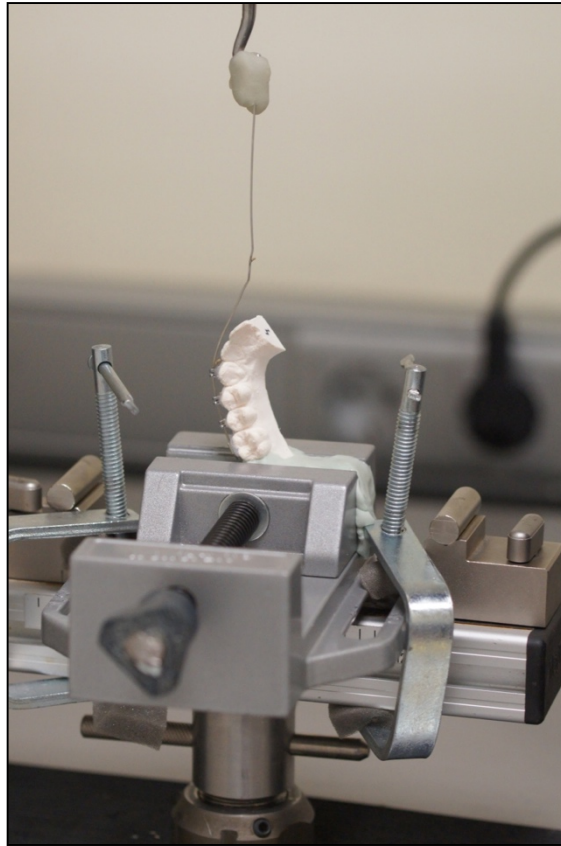
Anexo II. Figura 2. Captura de pantalla de medición de las variables estudiadas.



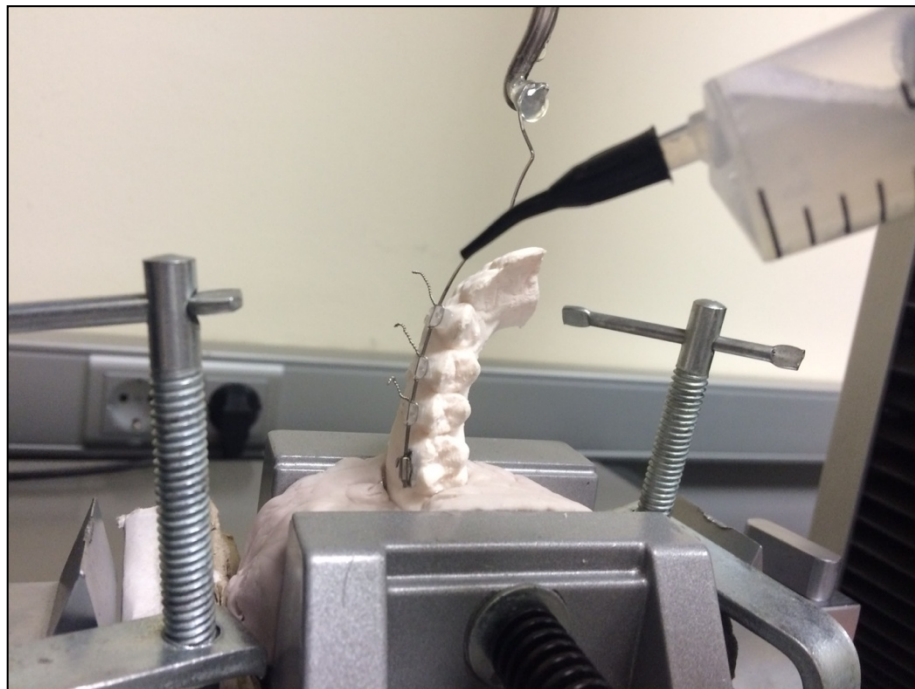
Anexo II. Figura 3. Detalle de modelo estereolitográfico con brackets cementados.



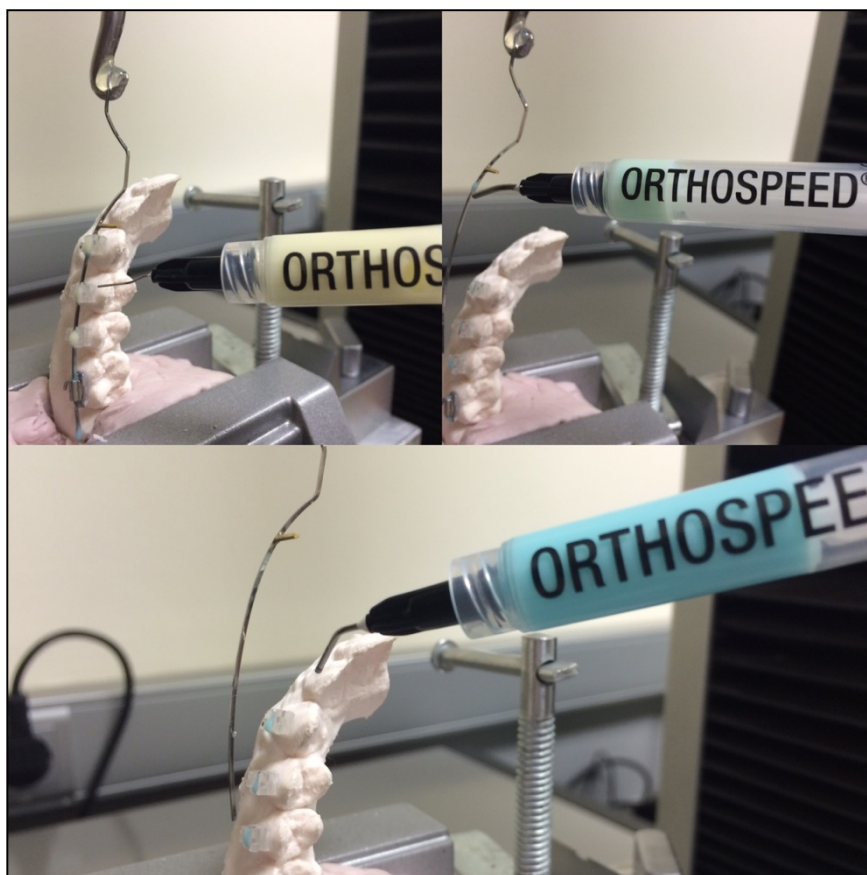
Anexo II. Figura 4. Saliva artificial utilizada en el estudio.



Anexo II. Figura 5. Detalle de modelo fijado a máquina de test universal.



Anexo II. Figura 6. Aplicación de la saliva artificial durante el deslizamiento.



Anexo II. Figura 7. Detalle de aplicación del agente reductor de la fricción.

Anexo III. Documentos

ANEXO III. DOCUMENTOS

