



UNIVERSITAT DE
BARCELONA

Retención y desgaste de tres sistemas de "attachment" para prótesis totales mandibulares sobre implantes - Estudio in Vitro

Carlos Manuel Aroso Ribeiro

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.tdx.cat) i a través del Dipòsit Digital de la UB (diposit.ub.edu) 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 ni al Dipòsit Digital de la UB. No s'autoritza la presentació del seu contingut en una finestra o marc aliè a TDX o al Dipòsit Digital de la UB (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.tdx.cat) y a través del Repositorio Digital de la UB (diposit.ub.edu) 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 o al Repositorio Digital de la UB. No se autoriza la presentación de su contenido en una ventana o marco ajeno a TDR o al Repositorio Digital de la UB (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.tdx.cat) service and by the UB Digital Repository (diposit.ub.edu) 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 nor its spreading and availability from a site foreign to the TDX service or to the UB Digital Repository. Introducing its content in a window or frame foreign to the TDX service or to the UB Digital Repository is not authorized (framing). Those 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 DE
BARCELONA

Facultat de Medicina i Ciències de la Salut

Programa de doctorado en Medicina i Recerca Translacional

***Retención y desgaste de tres sistemas de
“attachment” para prótesis totales
mandibulares sobre implantes – Estudio in
Vitro***

Tesis que presenta

Carlos Manuel Aroso Ribeiro

para la obtención del título de Doctor

BARCELONA, 2016



UNIVERSITAT DE
BARCELONA

Facultat de Medicina i Ciències de la Salut

Programa de doctorado en Medicina i Recerca Translacional

***Retención y desgaste de tres sistemas de
“attachment” para prótesis totales
mandibulares sobre implantes – Estudio in
Vitro***

DIRECTORES DE LA TESIS

Profesor Doctor Tomás J. Escuin Henar

Profesora Doctora Esther Maria Berástegui Jimeno

TUTORA DE LA TESIS

Profesora Doctora Maria Cristina Manzanares Céspedes

BARCELONA, 2016

A mis padres por la enseñanza y transmisión
de valores, por el ser que han creado y por
su amor y cariño,

A mis tutores de tesis por la experiencia,
dedicación y sabiduría que han transmitido y
por hacer el sueño realidad,

A mi esposa Ana por el amor y apoyo a lo
largo de estos años, por la comprensión,
cariño y verdad transmitidos,

A mis hijos, Afonso, Francisco y Beatriz les
dedico este trabajo, porque son ellos el
motor de mi vida, la luz que ilumina mi
camino y la fuerza de mi Amor.

ÍNDICE

ÍNDICE DE FIGURAS	XI
ÍNDICE DE TABLAS	XIV
RESUMEN.....	XV
1 - INTRODUCCIÓN.....	21
1.1 - Justificación del tema	25
2 - ESTADO ACTUAL DEL CONOCIMIENTO	29
2.1 - Attachments	29
2.2 - Esquema oclusal.....	40
2.3 - Niveles de satisfacción.....	43
2.4 - Fuerza de retención	47
2.5 - Ferulización/ No ferulización	48
2.6 - Carga Convencional / Diferida / inmediata	53
3 - HIPOTESIS Y OBJETIVOS	59
3.1 - Hipótesis de Trabajo :	59
3.2 - Objetivos	59
4 - MATERIAL Y MÉTODOS.....	63
4.1 - Diseño y fabricación de la máquina de pruebas.....	63
4.1.1 - Reglaje	78

4.1.2 - Modo de calibración	81
4.1.3 - Modo de accionamiento	83
4.1.3.1 - Situación de parada voluntaria por pantalla.....	90
4.1.3.2 - Situación de parada de emergencia	92
4.1.4 - Dispositivos de protección.....	94
4.1.5 - Placa Identificativa.....	95
4.1.6 - Mantenimiento.....	96
4.1.7 - Características técnicas	97
4.1.8 - Declaración CE de conformidad.....	98
4.2 - Preparación de las muestras.....	98
4.3 - Ensayos mecánicos de fatiga.....	106
4.4 - Recogida de datos	106
4.5 - Almacenamiento de la muestra y el análisis cualitativo.....	107
4.6 - Material y método de análisis estadístico.....	108
5 - RESULTADOS.....	111
5.1 - Fuerza de inserción.....	111
5.2 - Fuerza de desinserción.....	121
5.3 - Análisis macroscópico de los pilares de Bola y Locator	131
5.4 - Análisis microscópico de los attachments probados	132
6 - DISCUSIÓN	139
6.1 - Discusión sobre el diseño del estudio	139

6.2 - Discusión sobre la confección de una nueva máquina de pruebas.....	141
6.3 - Discusión sobre los resultados obtenidos	144
6.3.1 - Evaluación del sistema Clix®	149
6.3.2 - Evaluación del sistema Dalbo-Plus®	151
6.3.3 - Evaluación del sistema Locator®	152
6.4 - Discusión sobre las observaciones macroscópicas y microscópicas.....	155
6.5 - Perspectivas futuras.....	157
7 - CONCLUSION	161
8 - BIBLIOGRAFÍA.....	164
9 - AGRADECIMIENTOS.....	180
10 - ANEXOS.....	184
A.1 - Hoja de prueba de los attachments Locator® Azul.....	184
A.2 - Hoja de prueba de los attachments Locator® Rosa	187
A.3 - Hoja de prueba de los attachments Locator® Blanco.....	190
A.4 - Hoja de prueba de los attachments Locator® Verde	193
A.5 - Hoja de prueba de los attachments Locator® Rojo	196
A.6 - Hoja de prueba de los attachments Dalbo - Plus®	199
A.7 - Hoja de prueba de los attachments Clix® Amarillo.....	202
A.8 - Hoja de prueba de los attachments Clix® Rojo	203
A.9 - Estadísticas descriptivas para la fuerza de inserción segundo angulación y attachment	208

A.10 - Estadísticas descriptivas para la fuerza de desinserción segundo
angulación y attachment218

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1 - Estructuras diferenciadas de la máquina situadas una sobre la otra.	64
Figura 2 - Estructuras de unión de las plataformas	64
Figura 3 - Puerta de Policarbonato.....	65
Figura 4 - Interior de la zona de ensayo	65
Figura 5 - Utillajes de soporte para las piezas a ensayar	66
Figura 6 - Conjunto de utillajes montado	67
Figura 7 - Ventilador de extracción del vapor	67
Figura 8 - Pantallas metálicas de la segunda estructura	68
Figura 9 - Los 3 primeros componentes alojados en el interior de la segunda estructura	68
Figura 10 - Otros componentes de la segunda estructura.....	69
Figura 11 - Cuadro eléctrico	69
Figura 12 - Parte frontal de la maquina	70
Figura 13 - Parte Lateral de la máquina	71
Figura 14 - Parte trasera de la maquina	71
Figura 15 - Primera ventana de control	72
Figura 16 - Segunda ventana de control	74
Figura 17 - Tercera ventana de control.....	75
Figura 18 - Cuarta ventana de control	76
Figura 19 - Quinta ventana de control	78
Figura 20 - Vaso	78
Figura 21 - Utillajes y accesorios necesarios	79
Figura 22 - Moldes para soportes y soporte de resina	79
Figura 23 - Juego de piezas (hembra y macho).....	79
Figura 24 - Utillaje de unión superior con el soporte de resina fijado	80
Figura 25 - Utillaje de unión superior roscado al actuador	80
Figura 26 - Utillaje de unión inferior con pilar metálico fijado	80
Figura 27 - Pestañas de unión	81
Figura 28 - Pestañas de unión en el interior del vaso.....	81
Figura 29 - Cuarta ventana de control	82
Figura 30 - Primera ventana de control	83

Figura 31 - Segunda ventana de control	85
Figura 32 - Conjunto de utillajes, resistencia, sonda y líquido	87
Figura 33 - Gráfico de comportamiento de la ruptura de la cédula	89
Figura 34 - Grafico de comportamiento en tiempo real	90
Figura 35 - Resguardo móvil con enclavamiento	94
Figura 36 - Toma a tierra	95
Figura 37 - Placa identificativa	95
Figura 38 - Resina acrílica.....	104
Figura 39 - Moldes para soportes y soporte de resina	104
Figura 40 - Pilares metálicos y réplicas	105
Figura 41 - Ejemplos de almacenaje de las muestras en divisiones con las respectivas etiquetas	105
Figura 42 - Soportes con inclinación a 0°, 10° y 20°	105
Figura 43 - Piezas de ensayo dentro de la máquina	106
Figura 44 - Microscopio estereoscópico con cámara fotográfica y ordenador.....	107
Figura 45 - Micrómetro digital y medición de un pilar Locator	107
Figura 46 - Distribución dos valores medios de la fuerza de inserción a lo largo del tiempo y respectivos intervalos de confianza a 95%.	112
Figura 47 - Gráfico de perfil para el valor medio dela fuerza de inserción a lo largo de los 8 períodos para cada valor de angulación.	113
Figura 48 - Gráfico de perfil para el valor medio de la fuerza de inserción a lo largo de los 8 períodos para cada <i>attachment</i>	114
Figura 49 - Distribución de los valores medios de la fuerza de inserción a lo largo del tiempo según la angulación y <i>attachment</i> y respectivos intervalos de confianza a 95%.	115
Figura 50 - Distribución de los valores medios de la fuerza de desinserción a lo largo del tiempo y respectivos intervalos de confianza a 95%.....	122
Figura 51 - Gráfico de perfil para el valor medio de la fuerza de desinserción a lo largo de los 8 períodos para cada valor de angulación.	123
Figura 52 - Gráfico de perfil para el valor medio de la fuerza de desinserción a lo largo de los 8 períodos para cada <i>attachment</i>	124

Figura 53 - Distribución de los valores medios de la fuerza de desinserción a lo largo del tiempo según angulación y <i>attachment</i> y respectivos intervalos de confianza a 95%.	125
Figura 54 - Distribución de los valores medios de la fuerza de desinserción según el tiempo, angulación y <i>attachment</i> y respectivos intervalos de confianza a 95%.....	126
Figura 55 - <i>Clix</i> [®] Amarillo en el inicio, final del estudio a 0° y 20°	133
Figura 56 - <i>Clix</i> [®] Rojo en el inicio, final del estudio a 0° y 20°	133
Figura 57 - <i>Locator</i> [®] rojo en el inicio, final del estudio a 0° y 20°	133
Figura 58 - <i>Dalbo-Plus</i> [®] en el inicio, final del estudio a 0° y 20°	133
Figura 59 - <i>Locator</i> [®] blanco en el inicio, final del estudio a 0° y 20°	134
Figura 60 - <i>Locator</i> [®] azul en el inicio, final del estudio a 0° y 20°	134
Figura 61 - <i>Locator</i> [®] rosa en el inicio, final del estudio a 0° y 20°	134
Figura 62 - <i>Locator</i> [®] verde en el inicio, final del estudio a 0° y 20°	134
Figura 63 - Pilar <i>Locator</i> [®] antes y después del estudio.	136
Figura 64 - Pilar bola usado en el sistema <i>Dalbo</i> [®] antes y después del ensayo	136
Figura 65 - Pilar bola usado en el sistema <i>Clix</i> [®] antes y después del ensayo	136

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1 - Utilización de sistemas de attachments según Alenn Schneider	33
Tabla 2 - Características técnicas.....	97
Tabla 3 - Total de muestras utilizadas.....	100
Tabla 4 - Identificación de las muestras	102
Tabla 5 - Identificación de los pilares metálicos :.....	103
Tabla 6 - Pruebas de efectos intra-sujetos (para inserción).....	111
Tabla 7 - Prueba a los efectos de los factores	116
Tabla 8 - Porcentaje de pérdida de retención relativa a la fuerza de inserción inicial en la fuerza de inserción.....	120
Tabla 9 - Pruebas de efectos intra-sujetos (para desinserción).....	121
Tabla 10 - Test a los efectos de los factores	127
Tabla 11 - Porcentaje de pérdida de retención relativa a la fuerza de desinserción inicial en la fuerza de desinserción	131
Tabla 12 - Mediciones con micrómetro digital de los pilares metálicos.....	132

RESUMEN

ABSTRACT

Mandibular overdentures retained by two implants are recognised as the first option for treating patients without teeth, as stated by the McGill University (Canada) in its consensus statement in 2002 and the British Society to the prosthodontics study, in your consensus statement of York, published in 2009. Compared to conventional full prosthesis, they provide greater satisfaction for the patient, greater chewing ability and preservation of the residual crest height.

Purpose: This in vitro study was investigated and compare the durability and retention capacity of 3 types of attachments. Our working hypothesis states that there is no significant retention loss in different systems "attachments" tested and used in implant supported overdentures over the time and no wear in the metal components that's requiring replacement during the same period.

Materials and Methods: Three commercially available attachments were investigated:(Clix[®]: Preat Corporation, Santa Ynez, CA, United States; Dalbo-Plus[®]: Cendres+ Métaux, Biel/Bienne, Switzerland; Locator[®]: Zest Anchors, Inc, Escondido, United States), 3 different abutments inclinations (0°, 10° and 20°) . The 72 attachments were placed in acrylic resin form and they were then subjected to mechanical testing (5400 cycles of insertion and removal) over the respective ball or Locator abutments immersed in artificial saliva at pH7 and 37°C, and retention values recorded at eight different times (at the beginning, one month, six months, a year, two years, three years, four years and five years).

Results: The results revealed that there were significant differences in the average values of insertion/removal force due to the angulation ($F_{(2, 48)} = 343619$, $p < 0.05$) and the type of attachment ($F_{(7, 48)} = 23.220$, $p < 0.05$). An analysis of the results showed that the retention average (insertion and removal) for attachments was always more in inclination of 0° than inclination of 20°.

Conclusions: All attachments were tested lose the maximum value of retention force. The abutment inclination influences the intrinsic strength value of each attachment and have effect on its durability over the period of time.

1. INTRODUCCIÓN

1 - INTRODUCCIÓN

Un *attachment* es un pequeño conector, generalmente prefabricado, presentado por un dispositivo mecánico y diseñado para que consiga retención de la prótesis. Combina estructuras fijas y movibles, restableciendo las funciones dentarias primarias: estética, masticación, fonética, prevención de inclinación, migración, extrusión o rotación de dientes remanentes; estabilidad de dientes fracturados; equilibrio muscular y articulación del complejo orofacial.

La palabra *attachment* viene del verbo inglés “*to attach*” que significa acoplar, juntar, unir, conectar, prender o amarrar ^[1].

El edentulismo maxilar o mandibular es un problema de salud pública tanto en países económicamente desarrollados o poco desarrollados ⁽²⁾. El edentulismo provoca alteraciones de los músculos de la cara, del cuello, de la articulación temporomandibular (ATM) e incide en el estado general sistémico. La rehabilitación de estos pacientes presenta el desafío de restablecer la función masticatoria, la fonética y el tono muscular ⁽³⁾.

Según la OMS (Organización Mundial de la Salud), la población mayor de 65 años de edad en 2030 será el doble de la actual y el uso de prótesis total mandibular será generalizada ^[2].

La mayoría de los países industrializados ha experimentado un rápido descenso en la pérdida dentaria. Sin embargo, esta pérdida aumenta con la edad en un grupo de población que va a seguir aumentando debido a una mayor esperanza de vida^[2].

En un país rico como Suiza el 37% de los ancianos con 85 o más años es edéntula^[3].

Desde un punto de vista económico, el edentulismo representa un problema ^[4], es necesario la prevención^[5] y la aplicación de un conjunto de tratamientos disponibles con diferentes técnicas y modelos^[6]. Estos tres factores tienen un coste significativo e implicación valorada^[7, 8].

La atrofia de tejidos de soporte de la prótesis, la adaptación deficiente, la reducción de la eficacia masticatoria, la vergüenza y malestar psicosocial son complicaciones detectables en pacientes edéntulos mandibulares que precisan una prótesis total. Este tipo de problemas, a pesar del esfuerzo y cuidado del especialista rehabilitador, ha sido difícil de resolver con las técnicas convencionales de prótesis total. La capacidad debilitada del sistema neuromuscular, debido a la edad del paciente, agrava más la solución ^[9-11].

En una revisión sistemática, en 2012 por Rohlin , se pone de manifiesto la necesidad de más investigación con alta calidad de evidencia que permita obtener mayores resultados del tratamiento para estos pacientes ^[12].

A pesar del aumento de la rehabilitación con implantes osteointegrados, el tratamiento con prótesis totales sigue siendo el más común en el tratamiento de pacientes edéntulos^[13-15].

El espacio restaurador dentario puede ser definido como espacio oral disponible en tres dimensiones para una restauración prostodóntica. En general, este espacio en pacientes edéntulos abarca el supuesto plan oclusal, los límites tisulares de la prótesis en la mandíbula edéntula, los tejidos faciales como los labios, las mejillas y la lengua. La dinámica anatómica y fisiológica de estas estructuras orales refleja la dramática y progresiva alteración que acompaña el estado desdentado. Los aspectos funcionales de las estructuras orales que circundan el espacio restaurador o protésico deben ser cuidadosamente considerados durante la fase de planeamiento de la rehabilitación con implantes^[16].

Los avances en la implantología oral han permitido realizar rehabilitación oral en pacientes edéntulos con mediana o severa reabsorción residual de la mandíbula. La introducción de los principios de osteointegración en la implantología trajo alternativas nuevas a la rehabilitación de pacientes edéntulos. Varios estudios clínicos reportan tasas de éxito altas en la rehabilitación de implantes lo que permite que este tipo de tratamiento sea una alternativa aceptable^[17].

Se han introducido una variedad de tratamientos para la mandíbula edéntula con una prótesis total como tratamiento. La sobredentadura sobre implantes demostró algunas ventajas sobre la prótesis total, como la preservación de la cresta ósea residual^[18], la retención y la estabilidad de la prótesis, aumento del confort y eficiencia de la masticación^[19], aumento de la satisfacción y consecuentemente mejor calidad de vida para el paciente^[20]. En comparación con las prótesis fijas sobre implantes, una sobredentadura retenida sobre implantes requiere menos implantes, hace la cirugía menos invasiva y más barata, las etapas son simplificadas por el uso de un sistema de retención prefabricado con costes bajos, lo que hace de este tipo de tratamiento sea accesible a un número más grande de pacientes edentulos^[15, 21, 22].

Algunos estudios informan tasas de éxito altas con sobredentaduras retenidas sobre dos implantes. Por este motivo, este tipo de tratamiento ha sido sugerido como la primera opción en el tratamiento de pacientes edéntulos^[17, 23-25].

La pérdida de la dentición natural origina reabsorción ósea, disfunción de la ATM, hipotonicidad muscular que puede afectar estructuras implicadas en la masticación. Por otro lado, el éxito del tratamiento de estos pacientes depende no solo de la preparación y de la implicación del paciente sino que también de la calidad clínica de las prótesis y de la destreza y habilidad del clínico^[26].

La masticación de alimentos precisa de una secuencia de entre 10 a 40 ciclos masticatorios previos a su deglución en la que existen alternancias de contactos oclusales^[26, 27].

Algunos estudios han descrito que individuos edéntulos rehabilitados con prótesis totales óptimas han presentado una eficiencia masticatoria baja en comparación con la dentición natural o con prótesis implanto soportadas^[28, 29].

La evidencia existente sugiere que las sobredentaduras retenidas sobre dos implantes se han establecido como el protocolo estándar para el tratamiento de la mandíbula edéntula. Sin embargo existe la necesidad de obtener rehabilitaciones duraderas, que justifique la inversión y el tiempo dedicados en la ejecución de este tipo de tratamiento. Sabemos que los *attachments* utilizados en las sobredentaduras sufren un desgaste

a lo largo del tiempo de uso y que requieren su sustitución con frecuencia. La facilidad de sustitución así como el tipo de attachments que sean más duraderos en el tiempo nos lleva a realizar este estudio.

La retención y la estabilidad de una rehabilitación con tratamiento protético son de extrema importancia para el éxito de la misma. Como la retención entre dos piezas está sujeta al desgaste de las mismas, es preciso evaluar y cuantificar cuál es el sistema de retención más duradero en el tiempo.

La elección del sistema de *attachments* depende del nivel de retención pretendido, de la morfología y la anatomía de la mandíbula, la función y colaboración del paciente para atender a las citas de mantenimiento.

Los sistemas *Locator*[®], *Preci Clix*[®] y *Dalbo Plus*[®] están integrados para retener sobredentaduras sobre dos implantes con un grado de divergencia de hasta unos 20°, o sea, 40° de divergencia entre implantes. Ante esta ausencia de paralelismo, ¿estos sistemas van a tener comportamiento semejante como en la ausencia de divergencia entre implantes?

Uno de los temas del primer P-I Branemark symposium científico, Gothenburg 2009, cita el coste efectivo del tratamiento del edentulismo mandibular con terapia de implantes. La discusión del tema ha concluido que el edentulismo es una condición con implicaciones fisiológicas, psíquicas y sociales evidentes y que es necesario disminuir el coste del tratamiento y su manutención a través del uso de materiales con una capacidad más grande de soportar el desgaste a lo largo del tiempo^[30].

La evidencia sugiere que el attachment con una matriz ajustable es preferible^[31] porque también permite cambiar la retención del sistema según su desgaste durante la masticación (de una forma simple y rápida lo que lleva a la disminución del coste del tratamiento) y porque consume menos tiempo de clínica así como menos tiempo, o total ausencia, de uso de laboratorio.

1.1 - Justificación del tema

El tipo de material utilizado en los *attachments* cambia de fabricante a fabricante, pero en lo esencial clasificamos los materiales usados en metálicos y no metálicos.

¿Cuáles los mejores desde el punto de vista mecánico y permiten mejor substitución?

¿Cuáles son los más retentivos?

Estas son las preguntas para las cuales las respuestas cambian de estudio a estudio y ante la falta de clarificación o evidencia científica a estas cuestiones nos hemos planteado este estudio de evaluación de los sistemas de *attachment* que más frecuentemente utilizamos en nuestra clínica diaria.

2. ESTADO ACTUAL DEL CONOCIMIENTO

2 – ESTADO ACTUAL DEL CONOCIMIENTO

2.1 – *Attachments*

Los *attachments* fueron introducidos e idealizados en la Odontología por Herman Chayes (1910) que acabó por dibujarlos y fabricarlos. Aparecieron en la literatura inglesa con el nombre de *attachments* de precisión. Sin embargo, ya a finales del siglo XIX, por medio de Carr en 1898, en Suiza, se intentó el desarrollo de este tipo de dispositivo de retención, sin éxito ^[32]. Gilmore después de 60 años popularizó su uso^[33].

Las sobredentaduras, también conocidas como dentaduras híbridas, cubren uno o más dientes de soporte, raíces residuales o implantes, con elementos de soporte completamente cubiertos por la base de resina o de la prótesis. Existen varios *attachments* indicados para sobredentaduras. Ellos se distinguen por la forma, el tamaño, el tipo de material, grado de retención, mecanismo, eficiencia de soporte, estabilidad, y por el grado de libertad entre los componentes.

Los *attachments* deben proporcionar retención adecuada y posibilidad para controlar la pérdida de retención a través del cambio fácil y rápido de los elementos retentivos^[34]. Existen muchos factores que tener en cuenta a la hora de elegir el sistema de *attachment* : el espacio vertical disponible, los requisitos de manutención del sistema, la distribución de la fuerza por los implantes y por la mucosa y el nivel de retención y resistencia deseados^[35].

En una sobredentadura sobre implantes la retención de la prótesis es proporcionada por el sistema implante/*attachment* y el soporte se obtiene por la propia extensión de la prótesis sobre la crista residual^[36-38]. La Retención se define como la capacidad de la prótesis de oponerse a fuerzas verticales, mientras resistencia se define por la capacidad de oponerse a fuerzas que no son verticales, incluyendo las oblicuas y las fuerzas antero posteriores^[35].

En cuanto a las características de retención, Chung^[39] califica los sistemas de *attachment* en 4 grupos: Retención alta, Retención mediana, Retención baja y Retención muy baja.

Existen tres propósitos para una sobredentadura. Preservar la estructura ósea, o sea, prevenir la cantidad de reabsorción de crestas edéntulas; promover los principios biodinámicos de retención, soporte y estabilidad; y permitir la higiene de la prótesis por el paciente.

El proceso fisiológico de reabsorción es cuatro veces más rápido en la mandíbula que en la maxila. Cuando se mantén restos radiculares o se colocan implantes, este proceso es casi ocho veces más lento que en pacientes que llevan prótesis removible convencional. La excesiva angulación de las raíces, el insuficiente espacio interoclusal, y la presencia de un fondo de vestíbulo bajo son contraindicación para una sobredentadura. La supervivencia de una sobredentadura depende de la higiene del paciente sobre la prótesis y los elementos de soporte, incluyendo la remoción de la misma por la noche y citas periódicas para ajustes oclusales y rebases necesarios.

Existen estudios que demuestran, en algunos pacientes, las sobredentaduras promueven la estabilización del diente de soporte que inicialmente presentaba una cierta movilidad. Independiente de la elección del tipo y ubicación de los implantes o las raíces residuales o del mecanismo de retención, las características inherentes de una prótesis convencional deben ser respetadas en la preparación de una sobredentadura.

La reabsorción de la crista residual ósea posterior a lo largo del tiempo es menor en pacientes rehabilitados con sobredentaduras retenidas por 4 implantes que por 2 implantes^[40].

En una prótesis total convencional los pacientes cambian sus hábitos alimenticios pues necesitan alimentos menos duros y más pastosos^[41, 42].

Taylor, en 2002, publicó una serie de indicaciones en sobredentaduras retenidas por implantes, refiere que diversos diseños han sido introducidos y el factor mayor es el número de implantes y la preferencia del odontólogo. Se recomiendan dos implantes

intraforamen de diámetro estándar y un mínimo de 8 mm de largo. La distancia entre implantes debe ser de 15 a 25 mm, dependiendo de la curvatura y del tamaño del arco. Estos implantes son normalmente colocados en zona de caninos o en incisivos laterales^[43]. Los implantes pueden ser conectados por sistema de *attachment* de barra, bola o O`ring. Si son puestos 4 o más implantes en la mandíbula se aconseja su ferulización con sistema de barra, porque proporciona más estabilidad en la prótesis.

La distancia entre implantes parece tener influencia en los valores de fuerza de retención de los sistemas de *attachment* a lo largo del tiempo. Doukas^[44] relata reducción de valores de fuerza de retención en muestras de clips amarillos sobre barras *Hader*, cuando la distancia entre implantes aumenta de 19 para 29 mm y que el sistema de *attachment* bola y pilar es el sistema de elección en las tres distancias estudiadas entre implantes. El mismo resultado obtuvo Michelinakis^[45] en 2005, donde también relata que efectuó un estudio previo de 100 mandíbulas y obtuvo que la distancia mínima encontrada entre caninos era de 16 mm y la distancia máxima de 31 mm.

Geckili^[46] relata que una distancia más grande entre implantes permite una rotación más pequeña de la sobredentadura en el sentido antero posterior con consecuentes aumentos en la comodidad general de los pacientes en la masticación, en la facilidad de manutención de higiene, en menos dolor y más estética.

El consenso de McGill recomienda en el maxilar, hueso más esponjoso, un número de 4 implantes bien distribuidos y una ferulización anterior. La barra ya demostró tener más fuerza retentiva y menos complicaciones que los *attachments* tipo bola y pilar. Sin embargo, la necesidad de fabricación de componentes y la propia barra son consideradas más costosas^[2].

La mayoría de los estudios de sobredentaduras retenidas por implantes en la maxila usan diferentes diseños prostodónticos ^[47] , y utilizan comparaciones con dentición intacta en la mandíbula, prótesis total convencional o fija sobre implantes ^[48-50] . Sin embargo, la filosofía de tratamiento para que una sobredentadura retenida sobre

implantes en la maxila sea acepte, incluye la preferencia de un mínimo de 4 a 6 implantes ferulizados o no^[51-56] .

No obstante, Payne, en 2004, publicó que no existe literatura con evidencia científica que soporte que el maxilar debe ser rehabilitada con un número de 4 a 6 implantes para una sobredentadura y alega que solo 3 implantes serán suficientes para soportar una sobredentadura^[57].

La evidencia disponible sugiere que la rehabilitación de una mandíbula edéntula con una prótesis convencional no es el tratamiento rehabilitador de primera elección. Las sobredentaduras mandibulares retenidas por 2 implantes se reconocen como la primera opción de tratamiento para pacientes desdentados tal como recoge, en su declaración de consenso, la Universidad McGill (Canadá), publicada en 2002 y la sociedad británica para el estudio de la odontología protésica, en su declaración de consenso de York, publicada en 2009^[2, 58, 59] .

Los sistemas de *attachments* para sobredentaduras pueden ser clasificados en tipo barra y tipo bola y/o magnética. El tipo barra emplea clips plásticos o metálicos en la base de la prótesis que encajan en una barra metálica conectada a los implantes en diferentes formas. El tipo bola y pilar presenta encajes metálicos o plásticos dentro de cápsulas insertadas en la base de la prótesis que enganchan sobre pilares o *abutments* conectados a los implantes. Los magnéticos son piezas que usan la fuerza magnética para atracción entre un pilar metálico conectado a los implantes y a un imán sobre la base de la prótesis^[60].

En relación a la angulación de los implantes, existen en el mercado sistemas con indicaciones dependientes del grado del ángulo entre pilares y según Alenn Schneider^[61] debemos utilizar los sistemas indicados en la tabla 1 :

Ángulo	Implantes	Raíces
0° - 9°	<ul style="list-style-type: none"> • Dalbo-Plus® Implant Abutment (Attachments International), • EDS® Implant Abutment (Essential Dental Systems), • ERA® 0° y 5° Implant Abutment (Sterngold), • Locator® Implant Abutment (Zest Anchors), • O-Ring® Implant Abutment (Attachments International), • Sphero Flex® 0° y 7° Implant Abutment (Preat Corporation), • y muchos otros sistemas 	<ul style="list-style-type: none"> • Dalla Bona® Root Post (Attachments International), • EDS® Flexi-Overdenture, • ERA® 0° y 5° Direct Overdenture, • Locator® 0° Root Female, • O-Ring® Root Post, • Preci Clix® Overdenture (Preat Corporation), • Sphero Flex® Endodontic Post, • SPL Titanium Post (Rhein83), • y muchos otros sistemas
10° - 19°	<ul style="list-style-type: none"> • ERA® 11° y 17° Implant Abutment, • Locator® 10° a 20° Extended Range, • Sphero Flex® 14° Implant Abutment 	<ul style="list-style-type: none"> • ERA® 11° y 17° Direct Overdenture, • Locator® 10° Root Female, • Sphero Flex® 14° Endodontic Post
20° - 25°	<ul style="list-style-type: none"> • Locator® 10° a 20° Extended Range 	<ul style="list-style-type: none"> • Locator® 20° Root Female
> 26°	<ul style="list-style-type: none"> • barra o un Sistema de <i>attachment</i> que consiga colocar la angulación entre pilares inferior a 20°. 	

Tabla 1 – Utilización de sistemas de attachments según Alenn Schneider ⁽⁶¹⁾

En un estudio sobre las alteraciones dimensionales de las prótesis totales mandibulares convencionales ocurridas durante su aprovechamiento para integración de sistemas de *attachment* sobre barras, Albrecht et al relatan que el aumento lingual verificado en las prótesis existentes, que habían sido alargadas para albergar los clips, no produjo efectos negativos en la función oral ni en la satisfacción manifestadas por los pacientes. El sistema de *attachment* es suficiente para convertir una prótesis existente en una sobredentadura sobre barras y en 20 pacientes controlados durante un año, 95% quedaron satisfechos con el tratamiento^[62].

Stefan Bayer et al (2007) evaluaron siete sistemas de *attachments* prefabricados con diferentes construcciones y aleaciones en su composición. Veinte muestras de cada sistema fueron sujetas a 10 000 ciclos de inserción- desinserción en un simulador de fatiga con acoplamiento de simulación de periodonto. Este simulador fue diseñado para registrar la fuerza necesaria durante los ciclos de inserción y desinserción. Los resultados demostraron que todos los tipos de *attachments* sufrieron desgaste con pérdida o aumento de la fuerza de retención desde el inicio de la simulación. Los *attachments* con componentes plásticos fueron los que sufrieron menos variaciones en la fuerza de retención. Afirman que los *attachments* con matrices ajustables fueron preferibles porque permiten el aumento o la disminución de la fuerza de retención según el desgaste^[31] .

Ali Fakhry et al (2010) en un estudio sobre *attachments* con simulación de 10 000 ciclos de fatiga e implantes puestos a 0° y 20° y otro grupo con *attachments* puestos a 0° y 20° refiere que un ángulo de 20° entre macho y hembra no tiene efecto en la variación de la fuerza de retención de los *attachments*^[63] .

Elizabeta Evtimovska et al (2009) afirma que los valores de fuerza de retención de los *attachments Locator*[®] fueron significativamente reducidos después de múltiples ciclos de inserción-desinserción. A pesar de que esta reducción no sea perceptible al paciente, es recomendable al clínico poner y retirar la prótesis varias veces antes de entregarla al mismo paciente^[64] .

Sergio M. Ortigón et al (2009) testaran *attachments Preci-Clix*[®] sobre implantes con diferencias en la angulación del eje de inserción de lo macho y de la hembra. Los grupos fueron constituidos por macho 0°- hembra 0°, macho 0° - hembra 10°, macho 0° -hembra 15°, macho 10° - hembra 10°, macho 15° -hembra 15°. En 3500 ciclos de fatiga (inserción – desinserción) demostraron que la inclinación de la hembra y del macho tiene influencia en la longevidad de la retención de los *attachments*^[65] .

Moustafa Abdou ELSyad et al., en 2013 estudiaron la influencia de la posición de los implantes en la tensión desarrollada alrededor de los mismos en sobredentaduras con *copings* telescópicos rígidos. Ellos relatan que un cuadrilátero formado por implantes colocados en la zona de los caninos y primeros molares desarrollan menos tensión

alrededor de los implantes que un dibujo formado por implantes colocados en caninos y premolares o incisivos laterales y premolares^[66].

Los implantes de pieza única en zirconio se están estudiando como soporte de sobredentaduras. En un estudio clínico randomizado, Osman et al (2013) describieron un nuevo diseño de distribución cuadrilátera de los implantes en el maxilar superior donde uno de los implantes se ponía en el foramen nasopalatino anterior y el otro en el centro del paladar duro. Los implantes laterales se ponían al nivel de los caninos. Estos implantes eran de pieza única y, al fin de un año, los autores no verificaron desgaste en los componentes de los *attachments* utilizados. En la mandíbula se pusieron solo tres implantes donde el central ha sido insertado en la línea mediana de la mandíbula^[67, 68].

Nabeel Alsabeeha et al(2010) testaron las diferencias entre el diámetro de los *attachments* y relatan que un diámetro más grande implica una fuerza de retención más grande^[69]. Los prototipos de sistemas de *attachments* en bola con un diseño de diámetro más ancho (7.9mm y 5.9mm) que el convencional (2.25mm) comprobaron tener más fuerza de retención en comparación a bolas de diámetro convencional y *attachment Locator*[®]. Ambos demostraron más fuerza de retención en prueba de fatiga.

En relación a la necesidad de refuerzo de las sobredentaduras, Gonda et al (2013) realizaron un estudio in vitro analizando el estrés sobre la mucosa de una sobredentadura a través del método de elementos finitos. Los diseños básicos de sobredentadura utilizados fueron: sin refuerzo, con refuerzo de alambre en cromo-cobalto de diámetro de 1,2 mm, con refuerzo total excepto sobre los copings de los *attachments*. Relatan que el mayor estrés sobre la mucosa se verifica en las sobredentaduras sin refuerzo y que un menor estrés en las sobredentaduras con refuerzo sobre la línea mediana y sobre los *copings*^[70].

En un estudio prospectivo clínico a tres años se demostró que el sistema de *attachments Locator*[®] presentó aspectos clínicos superiores en comparación a barras o coronas telescópicas. Estos aspectos clínicos abarcaban el nivel de placa, sangrado, de encía, índice de tártaro. Sin embargo, en lo que respeta a los parámetros

de manutención requeridos, coste y facilidad de reparación, no existieron diferencias entre los tres sistemas de *attachments* utilizados^[71].

La retención y la estabilidad de una sobredentadura retenida por implantes es significativamente afectada por la dirección de la fuerza, por el número, distribución de los implantes y el tipo de *attachment* utilizado. Un aumento de la fuerza vertical de desinserción de la sobredentadura retenida sobre implantes se verifica cuando el espacio entre implantes aumenta. Un aumento de la fuerza oblicua de desinserción de la prótesis se verifica cuando existe un aumento del espacio entre implantes y en el número de implantes. Los *attachments* en bola y los Locator[®] presentaron los valores de retención y estabilidad más grandes^[72].

El sistema de *attachment* en bola ha demostrado menos valores de estrés en la cresta residual posterior de la mandíbula si es comparado con un sistema de attachment de barra y clip^[73].

Estudios preliminares de análisis de elementos finitos en tres dimensiones sobre sobredentaduras mandibulares retenidas sobre implantes parecen demostrar que el uso de implantes posteriores cortos permiten mantener la cresta ósea posterior evitando su pérdida con la consecuente mejoría en la estabilidad de los *attachments* anteriores debido a la disminución de la rotación de la prótesis en el sentido posterior porque disminuye el hundimiento de la misma en la mucosa^[74].

Los costes asociados a la manutención de sobredentaduras retenidas por dos implantes ha sido tema de estudios. Watson (2002) relata que, en el primer año de servicio, una sobredentadura retenida sobre dos implantes requiere un tiempo clínico de 72 a 98 minutos por paciente a que se suman los costes de materiales incluidos en la manutención como resinas de rebase, sustitución de matrices y el tiempo perdido por el paciente en el desplazamiento al médico. Este estudio demuestra que cada vez más es necesario obtener materiales que sean de fácil sustitución y que se mantengan por más tiempo en la boca sin necesidad de manutención para disminución de los costes de tratamiento^[75].

Osman, en 2014, comparó el uso de implantes de titanio con implantes en zirconio. Utilizó una muestra de 24 pacientes edéntulos divididos en dos grupos, con edades entre los 45 y los 86 años, rehabilitados con 4 implantes en el maxilar superior, localizados tres implantes en la cresta edéntula y un implante en el paladar, en la mandíbula tres implantes, donde uno era colocado en la sínfisis y dos colocados posteriormente. Todos los implantes se conectaron con un sistema de *attachment* tipo bola y una sobredentadura. Realizó un control de un año. Relata que las sobredentaduras pueden usar de igual modo en implantes de titanio como en zirconio. Los pacientes deben ser informados de la corta y larga manutención en este tipo de rehabilitación. La manutención de este tipo de sistema de *attachment* es el aspecto crucial para la longevidad de la sobredentadura sobre implantes^[76] .

Otros autores también refieren que el desgaste y la pérdida de retención del sistema de *attachment* son los aspectos que exigen más mantenimiento en cualquier tipo de sobredentadura sobre implantes^[77, 78] .

El mantenimiento posterior en sistemas de *attachment* es alta ^[36, 79-81] .

Zou et al., en un estudio clínico prospectivo sobre coronas telescópicas, sistemas de barras y sistema *Locator*[®], relatan que el sistema *Locator*[®] produce resultados clínicos superiores, en comparación con los otros sistemas, relativamente a parámetros de higiene peri implantar, frecuencia de manutención prostodóntica, costes y facilidad de utilización^[71] .

Cristache et al^[82], después de evaluación clínica de cinco años de pacientes tratados con sobredentaduras mandibulares sobre 2 implantes y 3 sistemas de *attachment* – Bola, *Locator*[®] y magnéticos – opinan que los tres sistemas de *attachment* funcionaron bien a lo largo de los años en estudio, los sistemas magnéticos ha tenido un bajo requerimiento de mantenimiento y altos índices de éxito, lo que llevó a una disminución de los costes iniciales previstos. Sin embargo, sistemas de bola tipo *Dalbo*[®] y *Locator*[®] son la mejor elección desde un punto de vista financiero, teniendo en consideración el coste inicial bajo y el reducido número de complicaciones.

Durante el proceso de masticación pueden incidir fuerzas de 66 a 150 N. Las fuerzas oblicuas que ocurren en las condiciones reales de masticación, prueban que la libertad de movilidad rotacional de las sobredentaduras sobre *attachments* no permite el uso natural de soporte de la mucosa, lo que puede explicar los daños que ocurren en los sistemas de *attachments* así como en la parte de resina de la prótesis y en la pérdida de los implantes^[83] .

El musculo masetero es el que ejerce más fuerza de aplastamiento del bolo alimentario durante la masticación. Aproximadamente 2/3 de la fuerza provienen de la acción del masetero ipsilateral. Los sistemas de *attachment* resilientes permiten la reducción de la transmisión de carga oclusal sobre implantes. Durante la masticación, en sobredentaduras retenidas por implantes, la transferencia de fuerzas se realiza sobre la mucosa a través de la superficie de la prótesis. Aparentemente, la resiliencia del sistema de *attachment* permite una mejor distribución entre los implantes y la superficie de la prótesis^[84] .

Una de las soluciones para el tratamiento de los maxilares edéntulos son las sobredentaduras soportadas por barras sobre dos o cuatro implantes con extensiones distales. Estas estructuras, por otro lado, soportan la mayoría de las cargas oclusales. La reducción del número de implantes a dos ha conducido las investigaciones para valorar la disminución de los costes de tratamiento y para el máximo uso de la función de soporte de la mucosa. El riesgo de pérdida de los implantes descendió con el aumento en número y diámetro de los implantes. El coste asociado a tratamientos de rehabilitación con 6 a 8 implantes hace de este tratamiento una elección solo disponible a un grupo de pacientes con disponibilidad económica elevada^[85].

Existe un consenso actual que la reducción del número de implantes, en sobredentaduras retenidas por implantes, de 4 a 2, no afecta el índice de éxito de los implantes o de la rehabilitación^[56, 86] .

Un estudio sobre la eficiencia masticatoria y la actividad electromiográfica del musculo masetero revela que 4 implantes reteniendo una sobredentadura parece tener más ventajas funcionales en comparación a sobredentaduras retenidas por dos implantes independientemente del sistema de *attachment* utilizado^[87] .

Una corriente emergente sugiere solo la colocación de un único implante en la línea media mandibular. Esta opción aparece debido a la necesidad de reducción de la cirugía implantar, con consecuente descenso en los costes de los componentes de los implantes y protodónticos [88, 89], aunque con extrema reducción en la crista y anticipación de menos desafíos en cirugías^[90].

Alsabeeha, en 2009, presentó una revisión sobre la utilización de un único implante en sobredentaduras. Refiere la existencia de un número limitado de estudios de sobredentaduras mandibulares retenidas por implante de diámetro regular y la maxila presentaba una prótesis convencional y que existe pocos estudios sin evidencia randomizados sobre el tema, lo que presupone que este tipo de procedimiento no puede ser recomendado en detrimento de un número de implantes más grande^[91]. En 2011, el mismo autor, realizó un estudio de control en 36 pacientes, en carga diferida de un único implante en sobredentaduras mandibulares con diferentes diámetros y sistema de *attachment*. Obtuvo índices de éxito del 77% después de un año de control en implantes de diámetro regular de la marca *Southern*[®], el 100% de éxito en implantes de diámetro ancho de la marca *Southern*[®] y diámetro regular *Neos*[®]. Después de un año de control no encontró diferencia significativa entre los implantes y relata, con la limitación del estudio, que un único implante puede ser usado en sobredentaduras mandibulares con carga diferida a las seis semanas con diferentes diámetros y sistemas de *attachment*. Evidencia la reducción de mantenimiento por el uso de un único implante^[92].

Maeda^[93] sugiere que las sobredentaduras retenidas sobre un único implante y con el mismo tipo de sistema de *attachment* usado en las retenidas sobre dos implantes tienen efectos biomecánicos similares en lo que respecta a las fuerzas laterales al pilar, de los movimientos de la base de la prótesis sobre las cargas en región de molar.

Michael D. Scherer et al. relatan que la retención de las sobredentaduras aumenta en relación con el aumento de distribución del número de implantes. En pruebas de fuerza vertical, retenciones sobre un único implante mostró tener los niveles medios más bajos de fuerza de retención, mientras que sobre 4 implantes obtuvo los niveles de fuerza de retención más altos^[72]. Salvaguarda que un único implante y *attachment*

puede proporcionar adecuada retención a un tratamiento rehabilitador con sobredentadura.

En un estudio realizado por Gonda, en 2010, sobre la incidencia de la fractura en sobredentaduras mandibulares retenidas por 1 o 2 implantes relata que no existe diferencia significativa entre las sobredentaduras retenidas por un implante o por dos implantes y que, cuando las fracturas ocurren, tienden a ser en las áreas adyacente a los implantes^[94].

En sobredentaduras retenidas por 3 implantes con colocación de implantes paralelos o dos implantes distales inclinados, una barra con sistema de *attachment* de bola puesto en distal demostró tener bajos niveles de estrés transferidos a otros implantes^[95].

2.2 - Esquema oclusal

Actualmente, la filosofía oclusal propuesta para sobredentaduras sobre implantes sigue los mismos principios de la prótesis total convencional^[96, 97].

Una sobredentadura retenida sobre implantes puede permitir una oclusión céntrica estable en pacientes edéntulos y un aumento de 25% en la capacidad de masticar en comparación con pacientes portadores de prótesis total convencional^[98]. Está demostrado que puede ocurrir un aumento de 300% por ciento en la fuerza oclusal máxima sobre la prótesis soportada por implantes^[99].

Chapman, en 1989, defiende una oclusión balanceada bilateral en las sobredentaduras sobre implantes con guía canina^[100].

Aartz, en 2008, realizó un estudio en que divide dos grupos de pacientes, rehabilitados con sobredentaduras sobre implantes, según el esquema oclusal de oclusión fisiológica y lingualizada. Relata que la mayoría de los participantes prefería un esquema oclusal fisiológico, porque aumentaba la función, lo que prueba que los esquemas oclusales para prótesis total (bilateral balanceada y lingualizada) pueden no ser el único tratamiento en este tipo de rehabilitación^[101].

Sutton publica en 2005, en la base de datos Cochrane un único estudio bien conducido en el área de esquemas oclusales en prótesis convencional en la maxila y sobredentadura ^[102] .

Wismeiter, en 1995, defiende la oclusión lingualizada en la rehabilitación de prótesis total convencional en la maxila y sobredentadura sobre implantes en la mandíbula. Se basa esta decisión en el hecho que el arco antagonista opuesto influencia la elección del concepto oclusal, bien como la necesidad que los implantes absorban la fuerza vertical y eviten las fuerzas horizontales^[103] .

Mericske et al. proponen, en 2000, una oclusión balanceada porque así se permite distribuir la carga entre los implantes y la mucosa, promover estabilidad durante la función masticatoria. Sin embargo, dicen que una filosofía de oclusión en rehabilitación sobre implantes no ha sido muy desarrollada, basada en evidencia científica^[104] .

Kim et al enfatizan la importancia de la oclusión sobre implantes para su longevidad desde un punto de vista mecánico racional y recomiendan la oclusión lingualizada como esquema oclusal de tratamiento en sobredentaduras sobre implantes y una oclusión monoplana en pacientes con severa reabsorción de la crista residual. Alegan no existir evidencia científica sobre el tema^[97] .

La anatomía oclusal de los dientes tiene un impacto directo en la eficiencia masticatoria. Un estudio de Khamis con 3 diferentes anatomías oclusales - 0°, 30° y lingualizada – observó diferencias en la eficiencia masticatoria en las sobredentaduras sobre implantes. Relata que la anatomía a 0° fue la que tuvo más números de cursos masticatorios en relación a la anatomía lingualizada y la de 30°. Explica o estaría justificado en la anatomía oclusal (en cuanto a ángulo/cúspide) de los dientes, así como la dentición natural y no como la usada en prótesis convencional tiene un impacto directo en la eficiencia masticatoria, lo que prueba que la elección de oclusión en sobredentaduras sobre implantes no puede ser solamente basada en los principios de las prótesis totales convencionales^[105] .

Desde el desarrollo del concepto original de oclusión lingualizada en los finales de 1920, varios cambios han sido introducidos. Lang y Razzoog definen la oclusión lingualizada como la única que de hecho es balanceada, pero con contactos oclusales que comienzan entre las cúspides palatinas de los dientes mandibulares modificados lingualmente. Las cúspides palatinas están en continuo contacto con las fosas e inclinaciones de los dientes mandibulares durante los movimientos excéntricos de la mandíbula. El esquema oclusal lingualizado permite una libertad en céntrica, con contactos durante la lateralidad y protrusión^[96] .

La oclusión fisiológica se define como oclusión en armonía con las funciones del sistema masticatorio, según el glosario de términos prostodónticos de 1977. La oclusión fisiológica centra la importancia de localizar la mandíbula en posición céntrica que está basada durante la deglución y cierre habitual. Otro requisito oclusal es la no existencia de contactos prematuros durante la lateralidad y el movimiento protusivo. Este concepto libera el sistema neuromuscular de patologías durante los movimientos mandibulares. Se lleva la mandíbula a una relación céntrica con todos los contactos simultáneos^[101] .

En una revisión sistemática sobre oclusión en prótesis total, Abduo y col., en 2013, relatan que dientes anatómicos montados en oclusión convencional balanceada bilateralmente y lingualizados se prefieren a esquemas oclusales con dientes montados en oclusión monoplana. Un esquema oclusal con guía anterior también puede ser considerado^[106] .

Pacientes edéntulos optan por el tratamiento con prótesis total para restaurar la función y la estética con el bienestar mejor posible. Es correcto afirmar que la prótesis total exhibe características biomecánicas diferentes de la dentición natural. Toda la prótesis funciona como una unidad en el todo y cualquier fuerza aplicada en un simple punto será directamente transferida al resto de la prótesis. Así que cualquier fuerza aplicada en un segmento de la prótesis debe ser balanceada por una fuerza aplicada en otro segmento de la prótesis, esto es, oclusión balanceada.^[107]

Por el contrario, algunos autores han sugerido el uso de dientes planos para minimizar las fuerzas laterales y promover la estabilidad de la prótesis^[108]. Este principio se justifica desde una perspectiva biológica y fisiológica^[109].

2.3 - Niveles de satisfacción

Son varios los estudios que indican que una prótesis total retenida sobre 2 implantes aumentan los niveles de satisfacción de los pacientes edéntulos en comparación con el uso de una prótesis completa convencional^[110-116]. Sin embargo no es posible establecer una comparación directa entre los estudios de acuerdo con las dos metodologías^[117].

Una mejoría en la percepción de salud oral ha sido referida por pacientes portadores de sobredentaduras retenidas por implantes^[85, 112, 118].

En 2012, Moustafa Abdou ELSyad et al realizaron un estudio comparando la satisfacción del paciente y los aspectos protéticos relevantes en sobredentaduras retenidas sobre implantes. Se formaron dos grupos: uno era constituido por pacientes portadores de sobredentaduras con sistema de *attachment* Clip y Barra y otro con sistema de *Liner* resiliente sobre barra, o sea, no existía *attachment* en la sobredentadura, pero solo una base adaptada a la barra. Refieren que en ambos grupos los pacientes presentaron un grado de satisfacción de sus prótesis, pero que en el grupo de base adaptada existían menos costes, menos mantenimiento protésico y menos complicaciones en los tejidos blandos cuando son comparados con el grupo de *attachment* en barra y en clip pasados 3 años. Este estudio confirma que este tipo de *attachment* sufre desgaste a lo largo del tiempo con consecuencias en los tejidos y económicas para los pacientes^[119].

Una prótesis retenida sobre dos implantes presenta mejorías en la función masticatoria de los pacientes^[120] y existe más preservación de la cresta residual^[121, 122]. Sin embargo una sobredentadura sobre dos implantes puede tener un coste más grande que una prótesis total^[114] pero menor coste en comparación con otras modalidades de rehabilitación sobre implantes^[123-125].

En un estudio de Harald Gjengedal en 2012 relata que los pacientes portadores de prótesis totales retenidas sobre implantes tienen más habilidad de masticación, evitan menos la comida y tienen más disponibilidad para comer más tipos de alimentos comparados con los pacientes portadores de prótesis total solo muco soportadas.^[126]

Watson et al (2001) dicen que el éxito del tratamiento de pacientes edéntulos con prótesis implanto soportadas ha superado las deficiencias funcionales asociadas a la prótesis completa convencional. Independientemente del tipo de sistema de *attachment* utilizado, los pacientes han quedado más satisfechos con sobredentaduras retenidas sobre dos implantes. Esta satisfacción era referida debido a una mejoría de estabilidad de la prótesis y al aumento de la capacidad de masticar ciertos alimentos de una forma más fácil^[2, 18, 127, 128] .

Las sobredentaduras retenidas sobre implantes proporcionan mejorías de los problemas asociados al desgaste de la prótesis tanto en actividades funcionales como en las psicosociales en comparación con las prótesis totales convencionales ^[129] , proporcionan mejor bienestar y los pacientes pueden masticar más alimentos con menos dificultad, lo que tiene impacto en su vida^[130-135] .

En 2013, Harald Gjengedal y su equipo realizaron un estudio clínico randomizado, comparando la calidad de vida por parte de los pacientes que llevaban una prótesis total. Dividieron sesenta pacientes en dos grupos, donde un grupo estuvo sujeto a un rebase, a la adaptación de la prótesis existente y otro grupo estuvo sujeto a la colocación de una prótesis retenida por dos implantes. Relatan que los paciente sometidos a una sobredentadura retenida por dos implantes reportaron una mejoría en la salud oral así como en la calidad de vida en general^[136] .

Balaguer afirma que los pacientes rehabilitados con sobredentaduras retenidas por implantes expresan niveles altos de satisfacción, independientemente de la edad, sexo, duración del follow-up, maxilar rehabilitado, número de implantes por sobredentadura, ferulizados o no y tipo de *attachment*. Los hombres expresaron más satisfacción con la masticación y la estabilidad de la prótesis^[137] .

MacEntee^[112], en una escala de 1 a 100, encontró en sistemas de barra el 93% de nivel de satisfacción a un mes y el 96% a 2 años y en sistema bola-pilar el 94% a un mes y el 93% a 2 años. Krennmair^[138] en una escala de 1 a 5, obtuvo 4,8 en niveles de satisfacción en el sistema de barras sobre 4 implantes después de 59,2 meses.

La satisfacción revelada por los pacientes portadores de sobredentaduras retenidas sobre implantes es similar en los sistemas de barra y bola, pero menor en los sistemas magnéticos^[139]. Sin embargo, Akin et al presentaron en 2011 un estudio sobre dos nuevas generaciones de sistemas de *attachments* magnéticos a base de *Neodymium Iron Boron* (Nd-Fe-B) y *Samarium Cobalt* (Sm-Co) en caja cerrada (*Closed Field*), los *Hilop* y *Hicorex*. En este estudio obtuvieron fuerza de retención media de 9.12N en el sistema de Nd-Fe-B, después de pruebas de fatiga, lo que será suficiente para la retención de sobredentaduras sobre implantes^[60]. Otros estudios señalan que los sistemas magnéticos tienen más pérdida de retención y se deterioran más a lo largo del tiempo^[39].

Los sistemas de bola pueden ser menos caros que los sistemas de barras, sin embargo su reactivación o sustitución de los componentes a lo largo del tiempo son más frecuentes^[140, 141].

Tres grupos distintos (portadores de prótesis total mandibular, sobredentadura retenida por implantes, dentición natural) formaron la base para un estudio con el objetivo de verificar la *performance* masticatoria y los patrones de movimiento mandibular. Toman M (2012) relata que existen diferencias estadísticamente significativas entre los grupos en estudio, cuanto a la apertura máxima siendo más grande en el grupo de dentición natural seguido por el grupo de sobredentaduras retenidas por dos implantes y, por último, el grupo de prótesis total muco soportada. Este estudio demostró que el tratamiento con dos implantes colocados interforamen también aumentó la eficacia masticatoria^[142]. No estuvo de acuerdo con el estudio de Haraldson (1988) que aportaba que no existía aumento de eficacia masticatoria en sobredentaduras retenidas sobre dos implantes^[143].

Pigozzo presenta un estudio en 2009 en que, después de 5500 ciclos de inserción y remoción en pruebas de fatiga, el sistema de *attachment* en barra no exhibió pérdida

de retención^[144]. Breeding, en 1996, encontró un ligero aumento después de ciclos de inserción/remoción correspondientes al uso de 75 años de función^[145].

Aunque estos estudios ayuden a entender la *performance* clínica de los diferentes sistemas de *attachments* a lo largo del tiempo, ellos deben ser interpretados con cuidado. Las sobredentaduras están sujetas a un complejo de movimientos tridimensionales como consecuencia de la carga masticatoria, y a la presencia de saliva y otras sustancias del medio oral pueden cambiar las propiedades físicas y químicas de los componentes del *attachment*^[146, 147].

La masticación puede causar diferentes formas de desgaste y deformación en los sistemas de *attachment* cuando se compara los resultados obtenidos en prueba de fatiga *in vitro* de inserción/remoción de las cargas oclusales. Estas pueden inducir a la desinserción de la prótesis de la mucosa de soporte antes de 1mm^[148, 149] y forzar la prótesis a rodar sobre los pilares de implantes^[150]. Por otro lado, el grado de carga oclusal concentrada sobre el sistema de *attachment* dependerá de su resiliencia^[51, 151, 152].

Daas^[84] et al, en 2008, evaluaron a través del análisis por elementos finitos la influencia del sistema de *attachment* en sobredentaduras durante la simulación de masticación. Se colocaron dos implantes en la región de los caninos y se analizaron tres posiciones de masticación de alimentos (región de molar, de canino y de incisivos) para los dos sistemas usados (O`ring[®] y Dalbo Plus[®] / Resiliente y rígido). Los resultados demostraron que el sistema resiliente (O`ring[®]) permitió un aumento en la fuerza de masticación a través de la superficie de la prótesis, o sea, aumentó el área de contacto de mucosa con la prótesis, aumentando la fuerza de la masticación transmitida a la mucosa y disminuyendo el estrés en el hueso alrededor de los implantes.

Stewart y Edwards (1983) probaron el desgaste y las propiedades retentivas de cinco sistemas de *attachment* de precisión y relatan que cada uno de ellos se comporta de manera diferente a lo largo del tiempo. En uno de ellos se encontró un aumento de fuerza de retención en los primeros 200 ciclos de inserción/remoción y después disminuía a lo largo del experimento. Los autores sugieren que este aumento se podría

deber a una ligera rugosidad en el pilar que se desgastaba con el tiempo, haciendo las superficies más lisas y por lo tanto menos retentivas^[153] .

Al-Zubeidi, en 2010, en un estudio clínico a cinco años, en 106 pacientes edéntulos tratados con sobredentaduras sobre implantes dice que el tipo de attachment utilizado no influencia la satisfacción del paciente ^[154] .

La pérdida de dientes implica la eliminación de los mecanorreceptores periodontales extremadamente sensibles, que desempeñan un papel importante en la percepción sensorial oral. Los pacientes rehabilitados con sobredentaduras retenidas por implantes o prótesis fijas sobre implantes presentan niveles semejantes de oseopercepción y estos tratamientos pueden maximizar la recuperación de esta percepción, en comparación con pacientes rehabilitados con prótesis total convencional^[155] .

Bryant publicó un estudio randomizado a cinco años, en 2015, sobre la existencia de diferencias en pacientes portadores de sobredentaduras retenidas por uno o dos implantes mandibulares en cuanto al índice de sobrevivencia de los implantes, manutención de las prótesis y niveles de satisfacción. Relata que no existen diferencias significativas en la alteración de los niveles de satisfacción manifestados por los dos grupos en estudio^[156] .

2.4 - Fuerza de retención

Varios estudios publicados refieren los valores mínimos de fuerza de retención necesarios para que un sistema de *attachment* retenga una sobredentadura sobre implantes. Lehmann, en 1976, refería una fuerza de retención entre 5 a 7N necesaria para retener una sobredentadura sobre implantes^[157] .

Varios estudios indican que una fuerza mínima de 2 a 5 Nw es la necesaria para retener una sobredentadura sobre dos implantes^[157, 158] . Distintos autores refieren que 3.5. a 7N de fuerza de retención es la necesaria para un sistema de *attachment* retener una sobredentadura ^[146, 159, 160] .

Caldwell^[161] en 1962, estudió la adherencia de los alimentos naturales sobre prótesis y calculó que la extensión distal de una prótesis parcial removible mandibular con dientes acrílicos necesitaba de una fuerza de retención de 15 a 20N durante la masticación de caramelos. Refiere que un sistema de *attachment* debe tener una fuerza retentiva de 10 a 20N para mantener una sobredentadura en su lugar. Las mismas medidas son referidas por otros autores^[162-164]. Retención normalmente se sitúa entre fuerzas de 4,45N a 22,25N^[34].

De 27 a 37N como máxima fuerza de remoción de una sobredentadura sobre implantes es referida por Petropoulos^[165, 166]. Relatan que el clínico debe tener la capacidad de decidir de forma empírica sobre la elección del sistema de *attachment*, dependiendo de la retención deseada y de la situación clínica específica.

2.5 - Ferulización/ No ferulización

Como ya se ha descrito anteriormente, las sobredentaduras retenidas sobre implantes pueden ser sobre barras (ferulización de los implantes) o sobre pilar y bola o magnéticos.

Diversos autores sugieren la existencia de evidencia científica que soporte que las barras sobre implantes o sobre dientes muestran buenos resultados y índices de supervivencia a lo largo del tiempo^[167, 168].

Las barras tienen con indicación mandíbulas y maxilas atroficas, limitación manual de los pacientes, ferulización y estabilización de los implantes y el tipo de *attachment* utilizado ayuda en la distribución de la fuerza en el tejido óseo envolvente del implante^[89, 169, 170].

La distribución de los implantes entre forámenes dependerá de la forma de las arcadas (en V o en U). En la mandíbula en forma de V, dos implantes deben ser puestos en zona más anterior y sistemas de bola y pilar deben ser usados para no interferir con el espacio de la lengua, siempre que el tamaño de implante sea igual o más grande que 10 mm y anchura de diámetro universal. A pesar de existir una tendencia para la

rotación de la prótesis en esta situación, una barra podrá no tener espesura suficiente. Si la dimensión ósea no permite la colocación de implantes con 10mm de largo y diámetro estandarizado, una barra sobre 3 o 4 implantes podrá ser la situación ideal. En las mandíbulas en forma de U, dos implantes en las zonas de caninos son la opción estandarizada de tratamiento, cuatro implantes bien distribuidos deben ser ferulizados por barra. En el maxilar, cuatro implantes bien distribuidos y ferulizados por barra deben ser usados para retener sobredentaduras. Implantes con menos de 6 mm no deben ser usados e implantes de diámetro reducido deben ser usados en combinación con implantes de diámetro regular^[104] .

La satisfacción de los pacientes es mayor en el sistema de barra que en el sistema de bola y pilar o magnéticos debido a la necesidad de menor manutención a lo largo del tiempo^[171-173] .

Diversos diseños de barras (redondas, en forma de huevo, paredes paralelas) y materiales (oro, titanio, cromo-cobalto, zirconio), con diferentes técnicas de procesamiento (modelaje, fundición, soldadura, CAD/CAM) pueden ser encontrados en el mercado. Por otro lado, diferentes materiales y diseños están disponibles para las partes hembras. Esta diversidad resulta en distintos parámetros clínicos, como la fuerza de retención de los sistemas, rigidez, necesidad de manutención, espacio vertical requerido y satisfacción de los pacientes portadores de este tipo de prótesis. Comparar estudios clínicos en sobredentaduras sobre implantes es difícil porque cada sistema tiene sus particularidades técnicas^[174, 175] .

Ningún método o técnica descrita en la literatura comprobó ser superior a otro y existe una evidencia no concluyente sobre la superioridad clínica de las barras en comparación con *attachments* no ferulizados. Las barras tienen ventajas cuando los implantes no están paralelos, pero el coste del tratamiento, la sensibilidad de la técnica y el espacio protésico requerido para las barras son generalmente más grandes que en *attachments* no ferulizados^[36, 37] .

Al-Zubeidi, en 2012, sobre un estudio en 40 pacientes tratados con sobredentadura retenida por dos implantes en la mandíbula y tres implantes en el maxilar con sistema de barra o bola y pilar no encontró diferencias significativas en el maxilar entre

implantes ferulizados (sistema barra) e implantes no ferulizados (sistema bola y pilar) por parte de los pacientes. Los niveles de satisfacción fueron más grandes pero no a todos los pacientes les gustó el sistema de palato reducido^[176] .

La presencia de barra puede resultar en un aumento de retención de placa bacteriana e inflamación peri implantar. Tanto las barras como los *attachments* aislados requieren manutención regular y los costes de estas manutenciones deben ser explicados a los pacientes durante la cita de visita^[30] .

El espacio vertical disponible es un aspecto importante a tener en cuenta en la elección del sistema de *attachment* porque estos deben ser inseridos dentro de la prótesis. Las partes macho de las barras necesitan de 1.8 a 7.5 mm de espacio vertical mientras en un sistema de bola y pilar necesitamos de 1,7 a 16 mm de espacio. Macho y hembra necesitan de 6 mm en las bolas y de 2.9 a 3.9 en el sistema *Locator*[®]^[175] .No obstante, las dimensiones de los retentores deben ser las suficientes para promover adecuada resistencia y alguna tolerancia para prevenir inevitables incorrecciones que pueden ocurrir cíclicamente^[177] .

Sin embargo, independiente de la dimensión vertical, la dimensión horizontal de los sistemas de *attachment* debe tenerse en consideración. El sistema *Locator*[®] necesita como mínimo de 5 mm de dimensión horizontal^[178] .

Misch ^[179] afirma que debe existir una dimensión vertical mínima de 12 a 14 mm del implante al borde incisal de los dientes artificiales de la prótesis: 2 a 3 mm de tejido blando, 2 mm entre tejido y barra, 4.5 mm de porción vertical de la barra, 3 mm de matriz y de la parte acrílica, 3 mm de los dientes artificiales. Sin refuerzo metálico, la espesura de resina acrílica sobre el sistema de *attachment* debe tener un mínimo de 2 mm para asegurar la resistencia de la fractura de la prótesis.

Otros autores sugieren un mínimo de 10 mm de espacio vertical es recomendado para acomodar 4 mm de alto de los incisivos por encima de la resina acrílica, 2 mm de resina acrílica sobre la cápsula retentora, 1 mm de espesura alrededor del retentor sobre bola y un mínimo de 3 mm de *abutment* de bola sobre la crista ósea^[30] .

El espacio de restauración disponible en pacientes edéntulos para sobredentaduras retenidas por implantes puede ser clasificado, según Swati Ahuja^[16] en clase I, II, III o IV. En la clase I describe la condición clínica donde el espacio vertical disponible, desde el tejido blando de la cresta residual ósea edéntula hasta el plan oclusal propuesto es igual o más grande que 15, lo que normalmente pasa en reabsorciones óseas extremas en casos de edentulismo desde hace mucho tiempo. En la clase II, el espacio vertical disponible se sitúa entre 12 a 14 mm, en la clase III, entre 9 a 11 mm y en la clase IV es menor que 9 mm. En esta clase están, normalmente pacientes edéntulos recientes y si no tenemos en cuenta la necesidad de osteotomía y osteoplastia iremos a tener problemas en la restauración futura.

Assunção, en 2009, realiza un estudio *in vitro* por elementos finitos sobre la espesura de la mucosa en la alteración de los valores de estrés en sobredentaduras sobre implantes alrededor del implante. Relata que la espesura y resiliencia de la mucosa influencia los valores de estrés alrededor del implante en el sentido que, en cuanto más fina y menos resiliente sea la mucosa más estrés existe en el implante^[180]. En 2008, el mismo autor presentó un estudio comparando la distribución de estrés inducido por cargas funcionales posteriores en prótesis convencional y sobredentaduras retenidas por implantes con diferentes sistemas de *attachment* sobre un modelo de análisis finito bidimensional. Fueron tres grupos formados por prótesis convencional y sobredentaduras retenidas sobre barra o sistemas de bola/o ring.

Las sobredentaduras aumentan el estrés sobre los tejidos de soporte ^[181] en comparación con las prótesis convencionales se encuentra sobre su base mientras en las sobredentaduras se encuentra en las estructuras^[17].

Los índices de éxito en sobredentaduras retenidas sobre implantes son influenciados por las características de los pacientes como la cantidad y calidad del hueso adyacente, fuerza masticatoria y sistema neuromuscular, condiciones sistémicas y la resiliencia de la mucosa^[182].

Estudios biomecánicos mostraron que las cargas excesivas sobre los implantes son el factor responsable por la reabsorción ósea ^[22, 181, 183-185], porque las cargas funcionales son distribuidas directamente al hueso^[24].

El exceso de cargas funcionales generan estrés que se disipa por el sistemas de retención del *attachment* y por el tejido de soporte, la intensidad y amplitud de reabsorción ósea se determina por la transmisión y distribución mecánica de cada sistema de retención^[186] .

Los pacientes rehabilitados con sobredentaduras retenidas por implantes presentan más inflamación en el tejido peri implantar que los pacientes rehabilitados con prótesis fijas sobre implantes^[187] . Índices de sobrevivencia de implantes en la orden de los 90% al final de 24 años son referidas por Ueda ^[168] después de un control de 147 pacientes y 314 implantes, reteniendo sobredentaduras mandibulares sobre barras y sistemas de bola-pilar. Un análisis individual de los implantes fracasados no reveló una causa común entre ellos pero la pérdida de implantes sin señales de infección fue más frecuente que con señales de peri implantitis.

Los momentos de flexión en los implantes causados por las fuerzas verticales aplicadas a la región edéntula de la prótesis pueden ser reducidos por los sistemas de *attachment* de bolas y pilar^[73, 188, 189] .

Los sistemas de barra muestran tener más fuerza de retención y reducen la tensión en las zonas posteriores durante la desinserción, mientras los sistemas de bola-pilar generan más tensión durante la carga en las zonas de molares. Los sistemas magnéticos de *attachment* poseen la menor fuerza de retención y poca tensión en las zonas de molares^[190].

Bilhan, en 2011, realiza un estudio sobre la influencia de los tipos de *attachment* en la pérdida ósea marginal alrededor de los implantes que retienen sobredentaduras. En 51 pacientes con edad media de $59,39 \pm 9,99$, 126 implantes fueron controlados a los 6, 12, 24 y 36 meses. Los sistemas de *attachment* englobaban barras significativas entre el índice de pérdida ósea distal y mesial de los implantes unitarios o ferulizados, entre los sistemas de *attachments*, pero en situación de cantilever los áreas de pérdida ósea eran estadísticamente altas. Con las limitaciones de su estudio, relata que género, edad o diámetro de los implantes no influencia la pérdida ósea marginal, la longitud de los implantes son un factor importante en la manutención del nivel óseo. El tipo de sistema de *attachment* parece no tener influencia en la pérdida ósea en

sobredentaduras retenidas por implantes, pero el cantilever de las barras aumenta significativamente la pérdida ósea en distal de los implantes^[191] .

Brida publica, en 2012, distintas técnicas para incorporación de los componentes de los *attachments* en sobredentaduras sobre implantes^[192] .

En una sobredentadura retenida por dos *attachment* de bola hay tendencia para efectuar un movimiento de rotación antero posterior. Este movimiento tiene un efecto negativo en la percepción de masticación por parte de los pacientes y está asociado al oclusión anterior de los dientes de la prótesis, a la resistencia del *attachment* y a la altura de la prótesis^[193] . El factor más importante es la posición horizontal de los dientes anteriores de la prótesis que normalmente se colocan fuera de la cresta y cuanto más afuera se colocan más rotación irá a existir en la sobredentadura. De hecho, por cada mm que los dientes son colocados fuera de la cresta existe 1,5 veces más posibilidad de que la prótesis ruede.

2.6 - Carga Convencional / Diferida / inmediata

Carga convencional se define cuando la colocación de prótesis sobre los implantes ocurre después de la cicatrización de los implantes en un periodo de 3 a 6 meses.

La carga diferida ocurre cuando la colocación de la prótesis se hace entre 48 horas a 3 meses después de la colocación de los implantes.

La carga inmediata ocurre cuando se pone la prótesis en oclusión con la dentición oponente hasta 48 horas después de la colocación de los implantes. Estudios clínicos sostienen el uso de sobredentaduras sobre implantes en protocolo de carga convencional^[77, 78, 194, 195] .

Alsabeeha et al., en 2010, realiza una meta análisis sobre el tema de carga convencional o inmediata o diferida en sobredentaduras retenidas por implantes. En una búsqueda de 191 artículos, solo 10 estudios fueron elegidos porque tenía un mínimo de 2 años de *follow-up*. Siete estudios comparaban carga convencional con carga diferida y tres estudios comparaban carga inmediata con carga convencional.

Refieren que no existe evidencia científica en estudios que soporte o rechace la carga inmediata o diferida en sobredentaduras retenidas por implantes^[196].

Otros autores^[197, 198] confirman el éxito de carga inmediata o de carga diferida de sobredentaduras retenidas en sistema de barra rígida sobre implantes intraforamen independientemente del sistema de *attachment* utilizado con índices de supervivencia en la orden de los 90%^[86, 199-203].

Takehita^[190] en 2011, recomienda que en carga inmediata de los implantes con sobredentaduras mandibulares se deben utilizar sistemas magnéticos en la fase de osteointegración, sobre todo en casos en que requieren bajo grado de fuerza retentiva en el sistema de *attachment*.

La superficie de los implantes también influencia el tipo de carga a aplicar en un tratamiento de sobredentadura. Los implantes de superficie rugosa son preferibles después de cortos periodos de cicatrización^[201, 202, 204-207]. Los implantes con esta superficie demostraron un contacto fuerte entre el hueso y el implante en comparación con implantes de superficie lisa^[208-210].

A pesar de estos hallazgos, parece evidente que el lugar de colocación de los implantes es importante. La calidad ósea de la zona anterior de la mandíbula es favorable a la colocación de implantes con altos índices de éxito, así que tiene más impacto el lugar de implantación que la superficie de los implantes^[122, 211-213].

Otros estudios demuestran que la reducción del número de implantes estén ferulizados de forma rígida por barra ^[214, 215] o de bola y pilar no parece ser relevante en un corto período de tiempo^[57, 205, 207, 216-221].

Según Mish^[222], la instalación de implantes en la región de premolares permitía una rotación más grande de la prótesis cuando comparaba con la instalación de los implantes en la región de los caninos. Sin embargo, la instalación más posterior de los implantes podría ser favorable en el sentido de disminuir el brazo de palanca y así reducir el desplazamiento de la prótesis.

Los valores de menor estrés y la mejor estabilidad de los implantes, en sobredentaduras retenidas por dos implantes en la mandíbula, es obtenida cuando los implantes están puestos en las áreas de los incisivos laterales con *attachments* cortos y colocados paralelamente a lo largo eje de los dientes^[223] .

Sin embargo, implantes con más distancia entre ellos pueden ser ventajosos en incremento de resistencia de la prótesis contra fuerzas funcionales antero posteriores^[35] .

Maryod et al., en un estudio clínico preliminar de tres años sobre carga inmediata y carga diferida sobre micro implantes a soportar sobredentaduras relatan que los protocolos de la carga inmediata y la carga diferida muestran buenos resultados clínicos con respuestas tisulares peri implantares favorables tres años después de la inserción de los implantes y que la carga diferida sobre los micro implantes que soportan una sobredentadura mandibular aparenta ser preferible que la carga inmediata^[224].

3. HIPÓTESIS Y OBJETIVOS

3 - HIPOTESIS Y OBJETIVOS

El motivo para la realización de este trabajo es verificar si existe pérdida de retención en los diferentes tipos de *attachments* utilizados cuando están sometidos a una utilización continua y respectiva fatiga. Estos *attachments* serán sometidos a ciclos de inserción y desinserción a través de una máquina de pruebas construida especialmente para este estudio.

Dadas las distintas conformaciones de los elementos de unión de las prótesis – “*attachments*” –que se utilizan en prótesis removible implanto soportada (sobredentaduras) podríamos encontrar el beneficio de su aplicación a largo plazo valorando la capacidad retentiva a lo largo del tiempo en situaciones de simulación de su utilización.

3.1 - Hipótesis de Trabajo :

Por ello nuestra hipótesis de trabajo plantea que:

- - No existe pérdida de retención importante en los diferentes sistemas de “*attachments*” comercializados y utilizados en sobredentaduras implanto soportadas, a lo largo del tiempo de uso
- - Tampoco se verifica el desgaste de los componentes metálicos que obligue a su sustitución durante el mismo periodo.

3.2 - Objetivos

1. Evaluar y comparar las alteraciones de los valores de retención de 3 sistemas de “*attachments*” normalmente usados para retener sobredentaduras sobre implantes
2. Evaluar el desgaste producido en el anclaje metálico
3. Evaluar si la pérdida de retención obedece a la constitución material de “*attachment*” – Teflon (*Clix*[®], *Locator*[®]) o metal (*Dalbo-plus*[®])

4. Verificar si la pérdida de retención está relacionada con el desgaste del anclaje metálico
5. Verificar si la pérdida de retención está relacionada con la inclinación de los implantes

4. MATERIAL Y MÉTODOS

4 - Material y métodos

Se han seleccionado 3 tipos de *attachments* para sobredentadura comúnmente utilizados en la práctica clínica diaria: O *Clix*[®], o *Dalbo-Plus*[®] que tiene la particularidad de poder ser activado a lo largo del uso y el sistema *Locator*[®].

Enseguida se solicitó la fabricación de una máquina de pruebas de ciclos de inserción y desinserción. Finalmente se observó a microscopio estereoscópico la superficie de los *attachments* para obtener imágenes y comprobar si han existido alteraciones en las superficies del *attachment* durante el estudio y con un micrómetro se ha medido la dimensión de los pilares metálicos de cada sistema en el inicio y al final de cada muestra.

4.1 – Diseño y fabricación de la máquina de pruebas

La máquina de pruebas debería simular la inserción y desinserción de los *attachments*. Tras consultar distintos fabricantes de máquinas se optó por encargar el diseño de dicha máquina con el ingeniero Raúl Ustrell a la empresa Idearum en Igualada (Barcelona). La máquina fue bautizada con el nombre de CS – Dental Testing Machine, siendo que las iniciales CS corresponden a los nombres de los investigadores Carlos Y Sérgio. El modelo fue numerado como ID 1-BAD con el número de serie 0001, siendo el año de fabricación el 2011 y una conexión eléctrica de 230 v/50 Hz.

La máquina cuenta con dos estructuras diferenciadas y situadas una encima de la otra.

La parte inferior de la máquina, está compuesta por dos plataformas cuya geometría se asemeja a una media luna ^{Figura 1}.

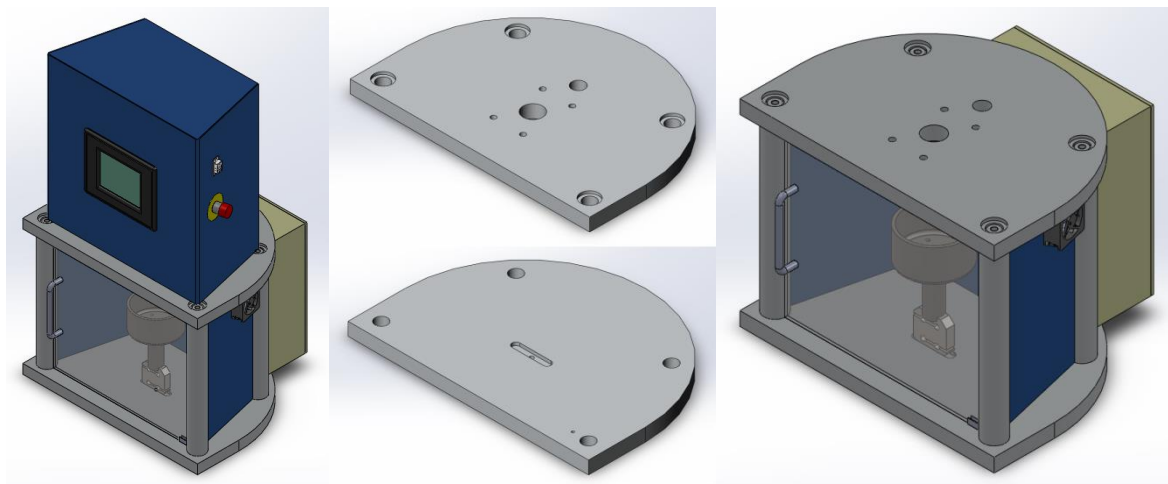


Figura 1 – Estructuras diferenciadas de la máquina situadas una sobre la otra.

Dichas plataformas están unidas mediante cuatro columnas de sección circular. La unión entre las plataformas y las columnas se realiza mediante unión atornillada. Adicionalmente, el hueco formado entre las columnas es tapado mediante chapa de aluminio en los costados y la parte trasera. En dicha chapa trasera es donde va unido el cuadro eléctrico de la máquina y cuya puerta está accesible desde el exterior de la misma ^{Figura 2}.

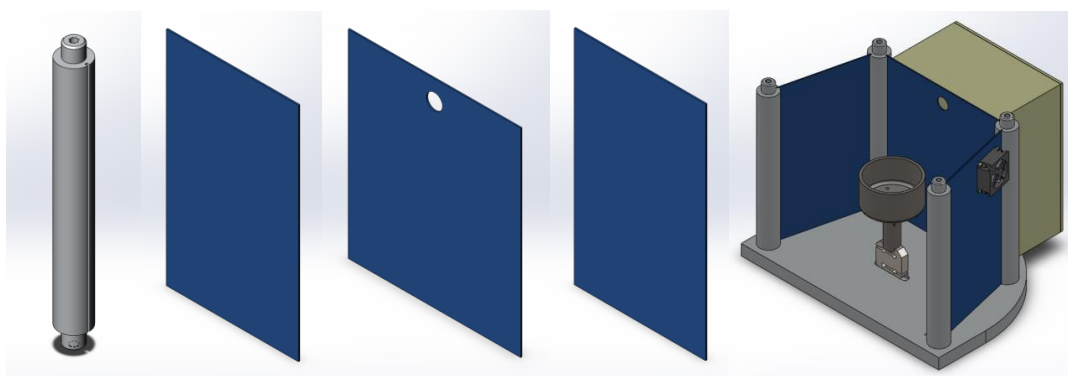


Figura 2 - Estructuras de unión de las plataformas

La parte delantera la tapa es de policarbonato. Gracias a la transparencia de dicho material, el usuario puede observar el funcionamiento de la zona de ensayo sin tener que dejar la puerta abierta. ^{Figura 3}

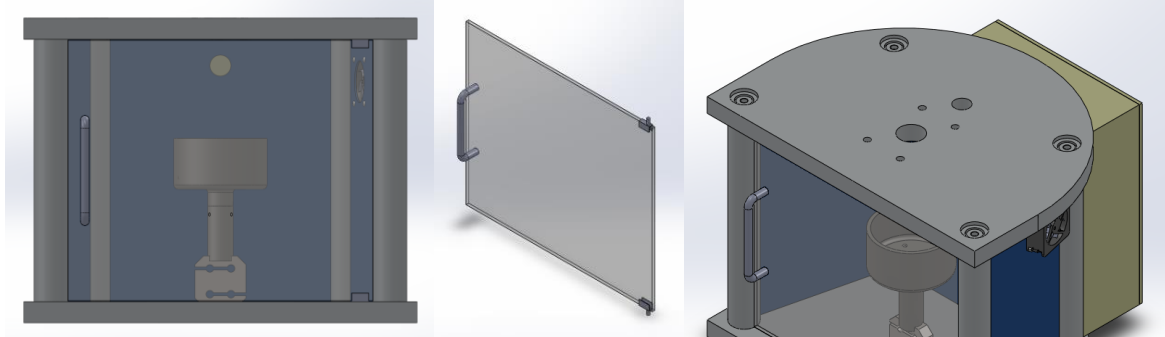


Figura 3 – Puerta de Policarbonato

En el interior de esta zona de ensayo, se encuentran alojados sucesivamente una célula de carga, un vaso en el cual se sitúa la muestra a ensayar, un soporte para el vaso, una fuente de iluminación con varios *LEDs* y un ventilador necesario para extraer el vapor originado al calentar el líquido. La célula de carga es la encargada de detectar pequeñas variaciones de fuerzas para, posteriormente, convertirlas en señales eléctricas mediante las cuales se analiza el comportamiento del sistema. El soporte del vaso alojado entre ambas partes es el encargado de transmitir dichas fuerzas desde el recipiente hasta la célula de carga. El vaso es el encargado de alojar el líquido emulador de saliva y la pieza macho a ensayar ^{Figura 4}.

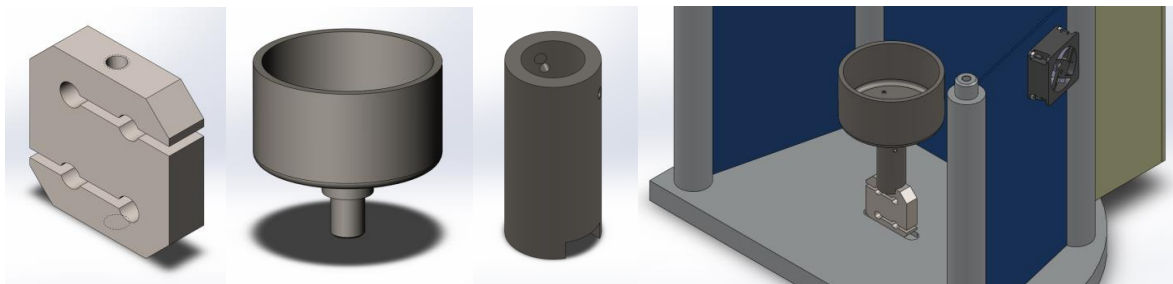


Figura 4 – Interior de la zona de ensayo

En su interior, se verterá el líquido encargado de simular las condiciones reales del ensayo. Junto a sus paredes internas, se colocará una resistencia de 100 W además de una sonda *PT100* encargada de controlar la temperatura que alcanzará dicho líquido.

También será en este lugar dónde irán alojados los utillajes de soporte para las piezas a ensayar. Dichos utillajes son los siguientes: El utillaje de unión superior es el encargado de fijar la pieza hembra a ensayar al actuador. Para ello, dicho utillaje dispone de un taladro roscado mediante el cual se puede unir a la parte final del actuador. El utillaje también dispone de un segundo taladro en el extremo opuesto, dónde es alojada la cobertura de resina que contiene la pieza hembra a ensayar. Dicho conjunto es fijado al utillaje mediante una doble unión roscada en las paredes del mismo. El utillaje de unión inferior tipo 1 ó 2 es el encargado de sujetar la pieza macho a ensayar. La variación entre uno u otro está en el tipo de piezas a ensayar. En ambos casos, la pieza a ensayar es fijada mediante doble unión roscada. Adicionalmente, el tipo 1 tiene 10 versiones diferentes en función del diámetro de la pieza a ensayar y la inclinación de la misma. La pestaña de unión es la encargada de sujetar el utillaje anterior a la superficie interna del vaso. La fijación se realiza mediante unión atornillada entre la pestaña y el taladro roscado del vaso ^{Figura 5}.

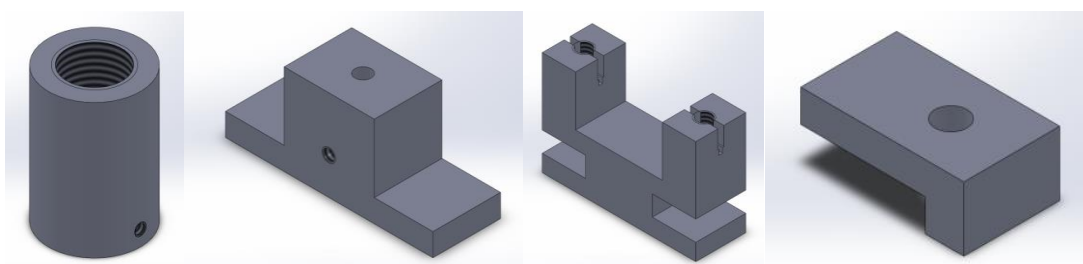


Figura 5 - Utillajes de soporte para las piezas a ensayar

A modo de resumen gráfico, la siguiente imagen muestra el resultado del conjunto de utillajes montado y listo para entrar en funcionamiento ^{Figura 6}.

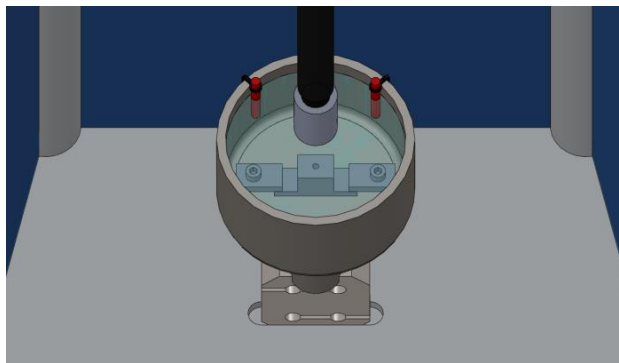


Figura 6 – Conjunto de utillajes montado

Finalmente en cuanto a la estructura inferior se refiere, fijada al lado interior de la pared posterior, se encuentra situada una fuente de iluminación compuesta por varios *leds*, mediante la cual aportar mayor luminosidad al ensayo. Por otro lado, fijado a una de las paredes laterales, se encuentra alojado un ventilador mediante el cual poder extraer todo el vapor originado al calentar el líquido del recipiente ^{Figura 7}.

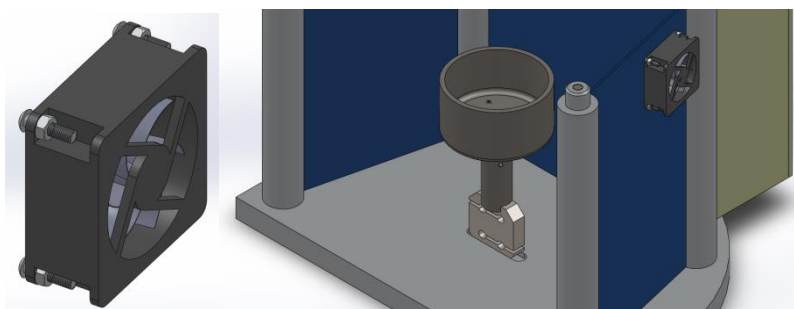


Figura 7 – Ventilador de extracción del vapor

La segunda estructura está situada en la parte superior de la máquina, a continuación de una de las plataformas con forma de media luna mencionadas anteriormente. Esta segunda estructura está formada por una pantalla metálica de sección trapezoidal, en cuyo interior se alojan todos los componentes eléctricos, mecánicos y electrónicos de la máquina. Adicionalmente, una segunda pantalla en forma de L es la encargada de cubrir la parte posterior y superior de la pantalla trapezoidal mencionada anteriormente ^{Figura 8}.

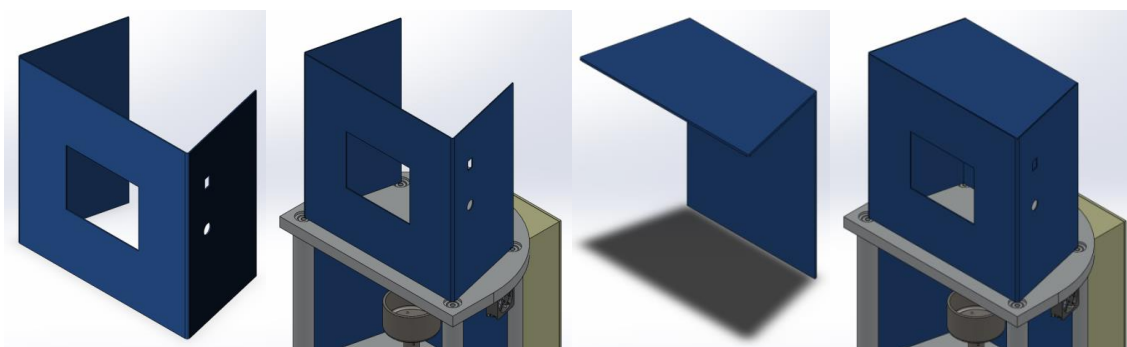


Figura 8 – Pantallas metálicas de la segunda estructura

El primero de los componentes alojados en el interior es el actuador. Dicho actuador es el encargado de aportar el movimiento lineal a un cilindro alojado en su interior. Su fuente de alimentación es eléctrica. El segundo de los componentes es el servomotor, encargado de transmitir al actuador las órdenes del PLC (*Programmable Logic Controller*). El tercer componente es un módulo de interfaces, encargado de enlazar las distintas filas del *PLC* Figura 9.

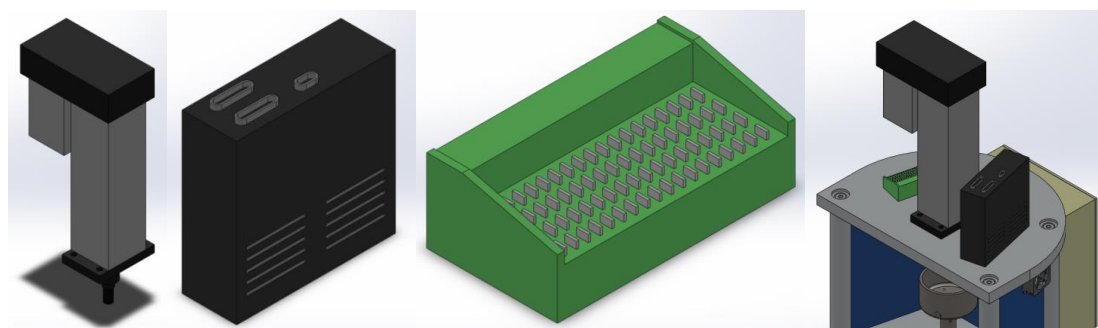


Figura 9 – Los 3 primeros componentes alojados en el interior de la segunda estructura

El cuarto de los componentes es la pantalla *LCD*. Dicho elemento se encuentra insertado en un hueco realizado en la parte delantera de la pantalla metálica trapezoidal. La pantalla *LCD*, además de mostrar los datos obtenidos por la célula de carga sobre el ensayo realizado, permite también al usuario seleccionar las operaciones deseadas. El quinto componente es un adaptador de *USB* que permite descargar los datos obtenidos por la célula de carga en una memoria *USB* introducida en dicho adaptador. Éste se encuentra insertado en una ranura realizada en el costado

derecho de la pantalla metálica trapezoidal. El sexto componente es un pulsador de parada de emergencia para que la máquina pueda detenerse inmediatamente en caso de ser necesario. Dicho pulsador se encuentra situado justo por debajo del adaptador de USB mencionado anteriormente ^{Figura 10}.

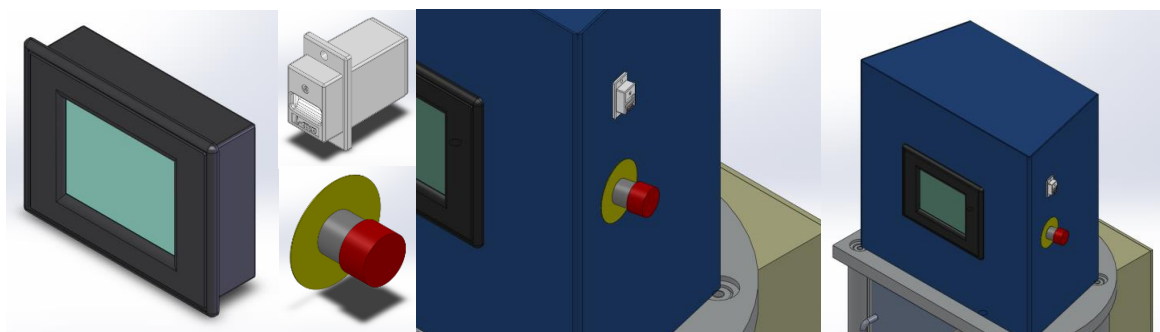


Figura 10 – Otros componentes de la segunda estructura

El séptimo componente es el *PLC*, encargado de almacenar e interpretar el software de la máquina y, finalmente, la fuente de alimentación. La totalidad de estos elementos está situada en el interior del cuadro eléctrico. Dicho cuadro eléctrico no había sido detallado anteriormente, aún y estar colocado en la parte inferior de la máquina, puesto que su interacción es con los componentes de la parte superior ^{Figura 11}.

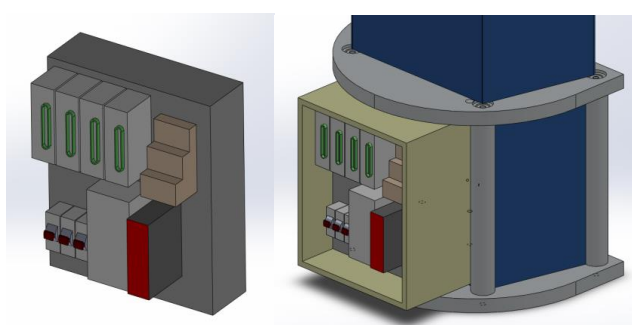


Figura 11 – Cuadro eléctrico

La utilización de la máquina se realiza por la parte frontal de la misma. La zona de actuación está alojada en el interior del vaso mencionado anteriormente. Más

concretamente, las piezas a ensayar se deben situar en el centro del mismo, puesto que es ahí donde incide el movimiento ascendente / descendente del actuador. Otras tareas en las que interviene el usuario son las operaciones de puesta en marcha, regulación y paro mediante la pantalla LCD. Una vez fijadas las condiciones del ensayo en dicha pantalla, la tarea del usuario se limita, única y exclusivamente, a la supervisión del proceso mediante observación directa. Con dicha supervisión se tiene constancia del desarrollo del ensayo. Este hecho es posible gracias a que el material escogido para la puerta de la zona inferior es el policarbonato, cuya característica principal es su transparencia Figuras 12,13 .

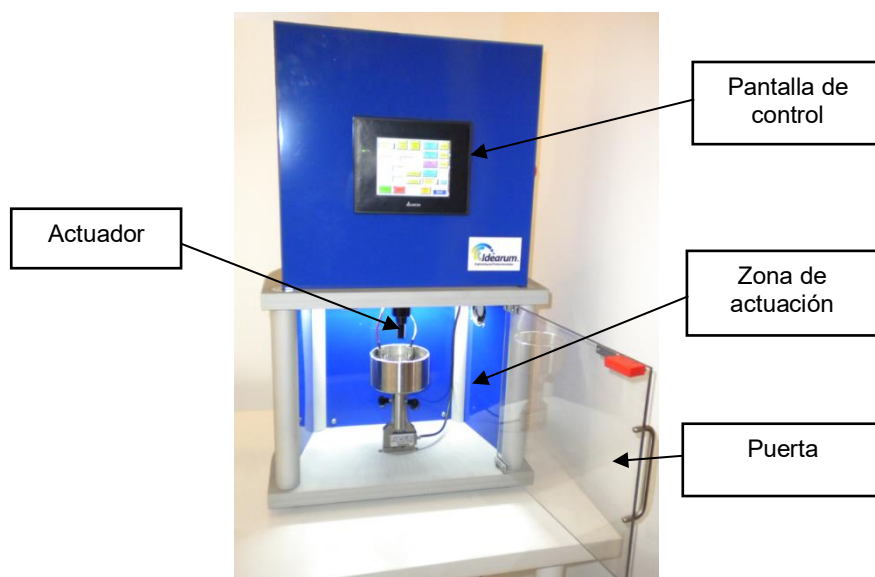


Figura 12 - Parte frontal de la máquina

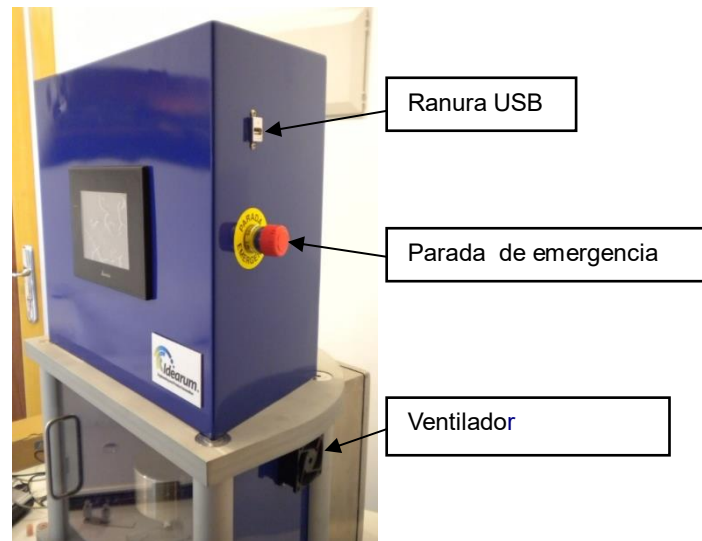


Figura 13 – Parte Lateral de la máquina

El primer paso para arrancar la máquina es conectándola a la toma de corriente y moviendo el selector del interruptor general de la posición 0 a la posición 1 ^{Figura 14}.

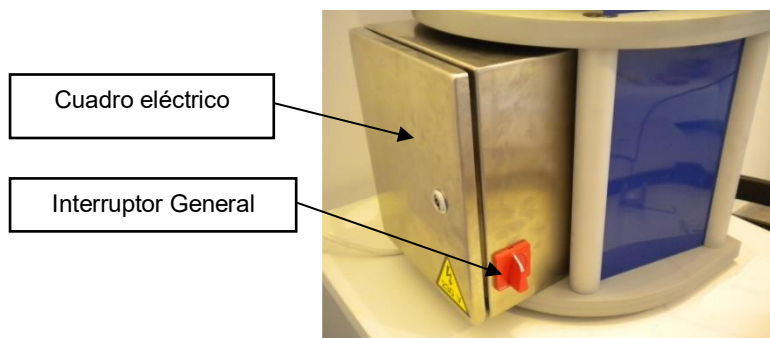


Figura 14 – Parte trasera de la maquina

El *software* utilizado para esta máquina está destinado a la programación del *PLC*, el *servomotor* y la pantalla de control. El *software* utilizado para el *PLC* es el *WPLSoft*[®], el *software* utilizado para el *Servomotor* es el *ASDASoft*[®] y el *software* utilizado para la pantalla de control es el *DOPSoft*[®]. La pantalla de control es el sistema de mando mediante el cual se dirige la máquina. En ella, se observará una serie de ventanas de control con distintos botones mediante los cuales el usuario va introduciendo las indicaciones deseadas. Para avanzar entre una u otra pantalla, el usuario debe pulsar los botones *PREV.* o *NEXT.*

La función de todos y cada uno de los botones existentes se explica a continuación. En esta primera ventana de control [Figura 15](#), el usuario introduce las condiciones deseadas para el ensayo en cuanto a número de ciclos y temperatura se refiere. Adicionalmente, en esta pantalla también están situados una serie de indicadores a cerca del estado de la máquina, así como los propios botones de puesta en marcha y paro.

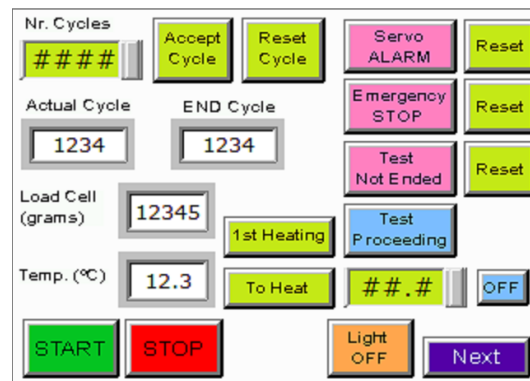


Figura 15 - Primera ventana de control

- Nr. Cycles: Al apretar sobre dicho botón, se abre una calculadora en la que se debe introducir el número de ciclos deseado.
- Accept Cycle: Para aceptar el número de ciclos introducido.
- Reset Cycle: Para resetear el número de ciclos introducido.
- Actual Cycle: Una vez iniciado el ensayo, refleja el número de ciclo actual en el que se encuentra el proceso.
- END Cycle: Una vez iniciado el ensayo, refleja el número de ciclo en el que finalizará el proceso.
- Load Cell (grams): Indicador que muestra el valor de carga leído por la célula de carga.
- Temp. (°C): Indicador que muestra el valor de temperatura leído por la sonda PT 100.
- 1st Heating: Al apretar sobre dicho botón, se da a conocer a la máquina que se pretende calentar el líquido desde una temperatura de más de 3 o 4 grados inferiores a la deseada.

- To Heat: Al apretar sobre dicho botón, siempre y cuando la puerta se encuentre cerrada, se activará la resistencia para calentar el líquido hasta la temperatura introducida por el usuario en el recuadro adjunto de la derecha. Para introducir dicha temperatura, al pulsar sobre el recuadro se abre una calculadora. En caso de activarse la resistencia, porque el líquido se encuentra a una temperatura inferior a la introducida, el botón OFF adjunto pasa a ser ON. Por otro lado, al desconectarse la resistencia, éste pasa a ser de nuevo OFF. Atención, No encender la resistencia sin el líquido vertido.
- Servo ALARM: Inicialmente se mostrará como Servo OK. Sin embargo, si el servomotor tiene un error, se mostrará parpadeando como Servo ALARM. Para resetear dicha operación, una vez subsanado el error, se debe pulsar el botón RESET adjunto. En este caso, se mostrará de nuevo como Servo OK.
- Emergency STOP: Inicialmente se mostrará parpadeando al poner en marcha la máquina y/o al haberse efectuado una parada de emergencia. Para resetear dicha operación, una vez restablecidas las condiciones de seguridad, se debe pulsar el botón RESET adjunto. En este caso, se mostrará como Machine OK.
- Test Not Ended: Inicialmente se mostrará como *Test Not Ended*. Una vez finalizado el ensayo, él mismo cambia al estado *Test Completed*. En este caso, el botón *Reset* cambiará de color. Así pues, para poder iniciar un nuevo ensayo, se deberá hacer uso del propio *Reset*.
- Test Proceeding: Inicialmente se mostrará como *Test Proceeding*. Sin embargo, este indicador se mostrará parpadeando como *Test Interrupted* al finalizar el ensayo, o bien, si dicho ensayo es detenido al abrir la compuerta, pulsar el botón PAUSE o bien al hacer uso de la parada de emergencia. Una vez restablecidas las condiciones de seguridad, él mismo cambia de nuevo al estado *Test Proceeding*.
- START: Para iniciar el ensayo. Se mostrará como *RUN* en caso de estar en funcionamiento.
- STOP: Para detener el ensayo. Se mostrará como *PAUSE* en caso de estar en funcionamiento.
- Light OFF: Para encender la luz del interior. Se mostrará como *Light ON* en caso de estar encendida.

En esta segunda ventana de control [Figura 16](#), se permite al usuario el movimiento manual del actuador. Dicha operación es necesaria tanto para el inicio como el final del ensayo y/o en caso de haberse detenido el mismo.

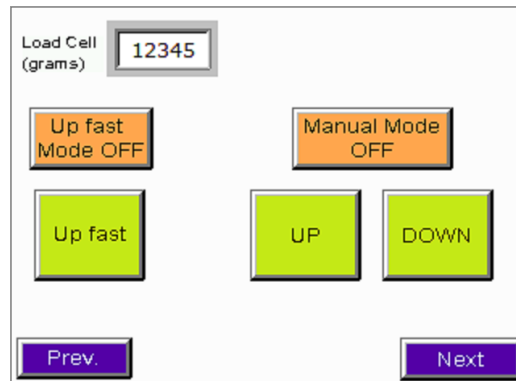


Figura 16 - Segunda ventana de control

- Load Cell (grams): Indicador que muestra el valor de carga leído por la célula de carga en gramos.
- Manual Mode OFF: Al apretar sobre dicho botón, se activa el modo manual. En este caso, el indicador cambia al estado *Manual Mode ON*.
- UP: Estando activado el *Manual Mode ON*, el actuador se mueve lentamente hacia arriba. Dicha acción funciona de manera sensible, puesto que sólo subirá mientras se mantiene apretado.
- DOWN: Estando activado el *Manual Mode ON*, el actuador se mueve lentamente hacia abajo. Dicha acción funciona de manera sensible, puesto que sólo bajará mientras se mantiene apretado.
- Up fast Mode OFF: Al apretar sobre dicho botón, se activa el modo manual de subida rápida. En este caso, el indicador cambia al estado *Manual Mode ON*.
- Up fast: Estando activado el *Manual Mode ON*, el actuador se mueve rápidamente hacia arriba. Dicha acción no funciona de manera sensible, puesto que sólo subirá una distancia predeterminada.

En esta tercera ventana de control [Figura 17](#), se indica el estado de las entradas y salidas del sistema. Así pues, dicha información es puramente indicativa, sin que el usuario tenga que realizar acción alguna. A título explicativo, los indicadores se encontrarán en color verde si:

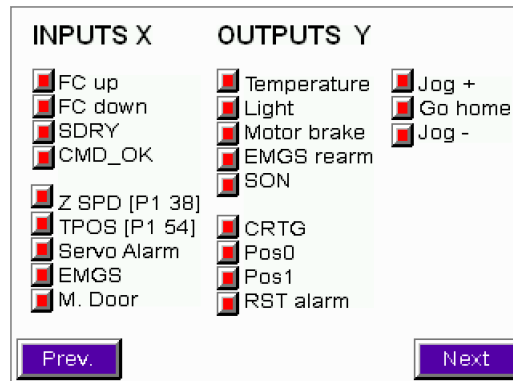


Figura 17 - Tercera ventana de control

- FC up: El actuador no se encuentra en su final de carrera superior.
- FC down: El actuador no se encuentra en su final de carrera inferior.
- SDRY: El servomotor está listo para trabajar.
- CDM OK: El actuador ha llegado hasta una posición completa.
- Z SPD (P1 38): La velocidad del actuador es nula.
- TIPOS (P1 54): El actuador se encuentra a \pm P1_54 pulsos de la posición completa.
- Servo Alarm: La alarma del servomotor no está activada.
- EMGS: La alarma por parada de emergencia no está activada.
- M. Door: La puerta de policarbonato no está abierta.
- Temperature: La resistencia está calentando.
- Light: La luz está en funcionamiento.
- Motor brake: El freno del motor está clavado.
- EMGS rearm: El pulsador de parada de emergencia está rearmado.
- SON: El servomotor está encendido.
- CRTG: El *trigger*, encargado de dar la señal de movimiento, está activado.
- Pos 0: Combinado con *Pos 1*, permite saber la posición binaria en la que se encuentra.

- Pos 1: Combinado con *Pos 0*, permite saber la posición binaria en la que se encuentra.
- RST alarm: El fallo del servomotor está borrando.
- Jog +: En movimiento manual, cuando el servomotor es movido hacia arriba.
- Go home: El *servomotor* va hacia el punto definido como *home*.
- Jog -: En movimiento manual, cuando el servomotor es movido hacia abajo.

En esta cuarta ventana de control ^{Figura 18}, el usuario introduce las condiciones del modo de calibración previas.

The screenshot shows a control interface with the following elements:

- Top row: Five input fields labeled "Sen K1", "Net K1", "Status #50", "Error #51", and "CH1 dec.", each containing the value "12345".
- Second row: Labels "Instant Read", "Tare", "Weight Correction", "Pattern w/Weight", and "Range" above input fields containing "12345", "12345", "234", "12345", and "12345" respectively.
- Third row: Label "Average Read" above an input field containing "#####".
- Fourth row: A row of buttons including "Load", "0 Cell", "Load", "Save", and "Load".
- Bottom section: A "Save Set" button, a "Changes Saved = -1" indicator, a "234" input field, "Dec K0" and "NET K1" buttons, and "Prev." and "Next" navigation buttons.

Figura 18 - Cuarta ventana de control

- Sen K1: Indicador acerca de la sensibilidad de la máquina. En este caso, debe mostrar un 1.
- Net K1: Indicador acerca de la manera de leer del sistema. En este caso, debe mostrar un 1, en cuyo caso el sistema leerá la diferencia de pesos.
- Status #50: Indicador acerca del número de decimales del sistema. En este caso, debe mostrar un 0.
- Error #51: Indicador acerca de error interno.
- CH1 dec.: Indicador acerca de valor interno.
- Instant Read: Indica la lectura instantánea de la célula de carga.
- Average Read: Indica la lectura media de la célula de carga.
- Tare: Indica el valor al cual se ha tarado el sistema. Dicho valor es introducido por el usuario en el recuadro inferior adjunto. Al abrirse la calculadora, se introduce el valor que se desea tarar. Para cargarlo, se debe pulsar el botón Load adjunto.

- Weight Correction: Indica el desfase de carga en la lectura de la célula. Para imponer que la célula no tiene ningún peso encima se debe pulsar el botón 0 Cell.
- Pattern Weight: Indica el valor del peso patrón. Dicho valor es introducido por el usuario en el recuadro inferior adjunto. Al abrirse la calculadora, se introduce el valor que se desea introducir. Para cargarlo y guardarlo, se deben pulsar los botones adjuntos *Load* y *Save* respectivamente.
- Range: Indica el fondo de escala del sistema. Dicho valor es la distancia entre el valor máximo y mínimo de carga que puede registrarse en el sistema.
- Save Set: Se debe pulsar para guardar cualquier cambio introducido al sistema en cuanto a calibración y tarado se refiere. Una vez guardado, se puede observar como el indicador adjunto adquiere un valor de -1.
- Dec K0: Pulsar para obtener un valor de 0 en el indicador Status #50.
- Net K1: Pulsar para obtener un valor de 1 en el indicador Net K1.

En esta quinta ventana de control ^{Figura 19}, se muestra a tiempo real el esfuerzo leído por la célula de carga durante el ensayo. Dicha acción se muestra en un gráfico cuya longitud es fija. Así pues, el valor mostrado irá cambiando con el paso del tiempo.

En cuanto a los botones se refiere:

- Load Cell (gramos): Indicador que muestra el valor de carga leído por la célula de carga.
- Report: Para guardar en la memoria USB el estudio realizado.
- Remove USB: Para extraer con seguridad la memoria USB.
- Clear: Para eliminar del gráfico el estudio realizado y poder así iniciar uno de nuevo.

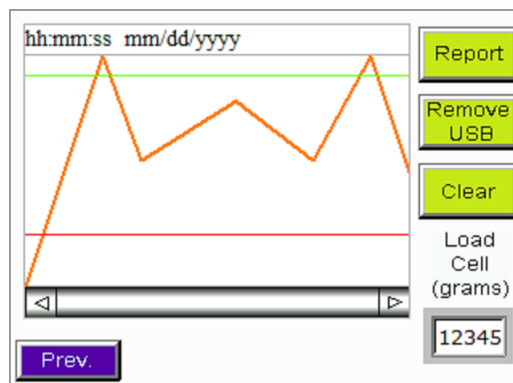


Figura 19 - Quinta ventana de control

En el costado derecho de la máquina se encuentra alojado un dispositivo en el que se puede insertar una memoria USB en caso de querer guardar los datos analizados. Justo debajo del dispositivo USB, se encuentra alojado el mando de parada de emergencia conforme se muestra en la figura 13.

4.1.1 - Reglaje

El reglaje necesario para este tipo de máquinas consiste, por un lado, en el montaje y preparación de la muestra a ensayar. El vaso, tal y como se ha mencionado anteriormente, es el encargado de alojar dicha muestra macho a ensayar ^{Figura 20}.



Figura 20 – Vaso

Para iniciar el estudio, primeramente se debe preparar el conjunto de utillajes, muestras y accesorios necesarios ^{Figura 21}.



Figura 21 – Utillajes y accesorios necesarios

Después, con estos moldes ^{Figura 22} se realiza el soporte de resina entorno a la pieza hembra a ensayar. Dichas piezas son las hembras y machos de los sistemas de *attachments* ^{Figura 23}.



Figura 22 - Moldes para soportes y soporte de resina



Figura 23 – Juego de piezas (hembra y macho)

En segundo lugar, el soporte de resina con la pieza hembra a ensayar se fija, mediante doble unión atornillada ^{Figura 24}, al lado inferior del utillaje de unión superior.



Figura 24 – Utillaje de unión superior con el soporte de resina fijado

En tercer lugar, dicho utillaje es roscado por el costado opuesto a la parte final del actuador Figura 25.



Figura 25 – Utillaje de unión superior roscado al actuador

En cuarto lugar, se fija la parte inferior del pilar metálico a ensayar en su respectivo utillaje en función del tipo de juego a ensayar Figura 26.

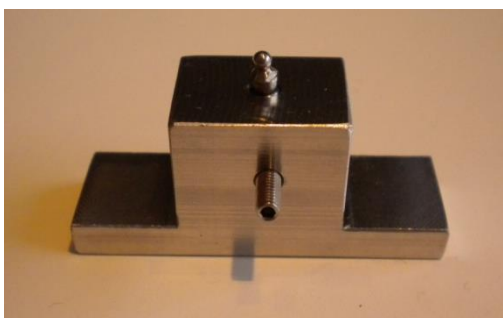


Figura 26 – Utillaje de unión inferior con pilar metálico fijado

En quinto lugar, se fijan las pestañas de unión ^{Figura 27} a la superficie interior del vaso sin presión y permitiendo su rotación ^{Figura 28}.



Figura 27 - Pestañas de unión

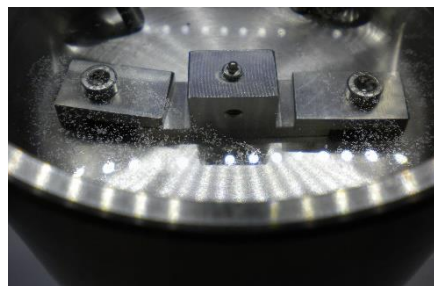


Figura 28 - Pestañas de unión en el interior del vaso

4.1.2 - Modo de calibración

En primer lugar, encender el INTERRUPTOR GENERAL, situado en un lateral del cuadro eléctrico. En segundo lugar, comprobar que el pulsador de emergencia no se encuentra accionado. En caso afirmativo, desenclavar el mismo. En ella se observará el mensaje "*USB ist not exist*". Dicho mensaje aparecerá siempre y cuando no se haya conectado previamente un USB. Es necesario, entonces, conectar un USB antes de iniciar un ensayo para que los datos sean guardados. En caso contrario, el ensayo no podrá ser guardado.

Aceptando el mensaje con el botón OK, aparecerá la primera ventana de control. En ella, el indicador EMERGENCY STOP siempre aparecerá parpadeando. Esta medida es la correcta para asegurar que los elementos móviles no pueden ponerse en marcha de forma inesperada. Para subsanar dicha medida, se debe pulsar el botón RESET adjunto a la señal de EMERGENCY STOP.

Para calibrar la célula de carga, ésta no debe tener ninguna pieza situada encima de ella. Es por ello que se deberá sacar tanto el vaso en forma de olla como el cilindro que va situado entre dicho recipiente y la propia célula. Una vez cumplida esta condición, se debe seguir el siguiente orden de operaciones en la cuarta ventana de control ^{Figura 29}.

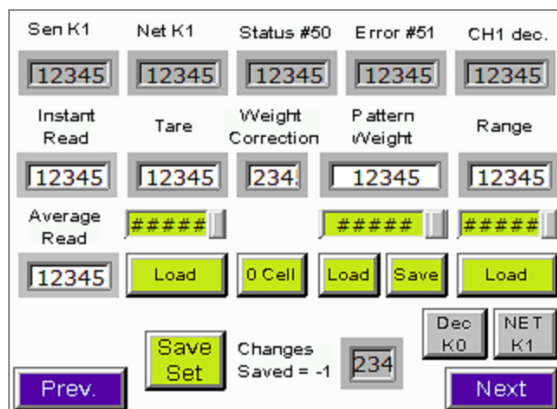


Figura 29 - Cuarta ventana de control

1. Tarar el peso inicial a un valor de 0. Para ello, se debe pulsar el recuadro verde adjunto a TARE.
2. Introducir un valor numérico de 0 en la calculadora que se ha abierto al pulsar el recuadro verde.
3. Pulsar OK.
4. Cargar dicho valor mediante el botón *LOAD* adjunto a *TARE*.
5. Especificar a la célula que no tiene ningún peso encima de él. Para ello, se debe pulsar el botón *0 CELL*.
6. Colocar encima de la célula el peso patrón de 1000 g.
7. Pulsar el recuadro verde adjunto a *PATTERN WEIGHT*.
8. Introducir el valor numérico de 1000 g en la calculadora que se ha abierto al pulsar el recuadro verde.
9. Pulsar OK.
10. Cargar dicho peso mediante el botón *LOAD* adjunto a *PATTERN WEIGHT*.
11. Guardar dicho peso mediante el botón *SAVE* adjunto a *PATTERN WEIGHT*.
12. Sacar el peso patrón de la célula de carga.
13. Indicar el fondo de escala deseado mediante el recuadro adjunto a *RANGE*.
14. Introducir un valor numérico deseado en la calculadora que se ha abierto al pulsar el recuadro verde.
15. Pulsar OK.
16. Cargar dicho valor mediante el botón *LOAD* adjunto a *RANGE*.
17. Para guardar los cambios realizados, se deberá pulsar el botón *SAVE SET*.

18. Aparece un valor numérico de -1 en el recuadro adjunto de *CHANGES SAVED* = - 1, indicando que el proceso ha acabado con éxito.

4.1.3 - Modo de accionamiento

En primer lugar, encender el interruptor general, situado en un lateral del cuadro eléctrico.

En segundo lugar, comprobar que el pulsador de emergencia no se encuentra accionado. En caso afirmativo, desenclavar el mismo. En ella se observará el mensaje "*USB ist not exist*". Dicho mensaje aparecerá siempre y cuando no se haya conectado previamente un *USB*. Es necesario, entonces, conectar un *USB* antes de iniciar un ensayo para que los datos sean guardados. En caso contrario, el ensayo no podrá ser guardado, incluso poniendo el *USB* a posteriori. Aceptando el mensaje con el botón OK, aparecerá la primera ventana de control ^{Figura 30}.

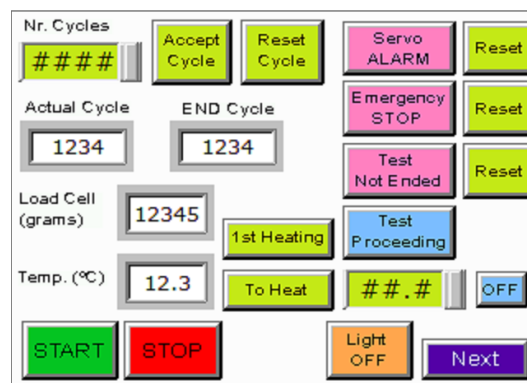


Figura 30 - Primera ventana de control

En ella, el indicador *EMERGENCY STOP* siempre aparecerá parpadeando. Esta medida es la correcta para asegurar que los elementos móviles no pueden ponerse en marcha de forma inesperada. Para subsanar dicha medida, se debe pulsar el botón *RESET* adjunto a la señal de *EMERGENCY STOP*.

El siguiente paso es colocar los utillajes en la parte inferior de la máquina. Para ello, primeramente se debe haber realizado los soportes de resina correspondientes a la pieza hembra a ensayar. Una vez conseguido, dicho soporte se aloja en el interior del utillaje de unión superior. Para fijarlo, se requiere de una doble unión atornillada. Una vez fijado, se debe colocar dicho utillaje, por el costado contrario, en la rosca final del actuador.

A continuación, se deberá alojar la pieza macho a ensayar en su correspondiente utillaje de unión inferior. Para fijarla, nuevamente se utiliza una unión atornillada. El siguiente paso es enganchar las dos partes de la pieza a ensayar.

Entre medio, se debe realizar una serie de pasos intermedios conforme se ha descrito en la sección 4.1.1. Antes de todo, se debe fijar el soporte del vaso a la célula. Para ello, dispone de una unión atornillada en su interior. A continuación, se debe colocar las pestañas de unión al interior del vaso. Dichas pestañas no deben ser apretadas del todo, puesto que se necesita espacio para descender el utillaje de unión inferior. Por ello, las pestañas quedarán perpendiculares a la horizontal. El siguiente paso es fijar el vaso, con las pestañas ya introducidas, encima del soporte del vaso. Para ello, dicho soporte dispone de un par de palometas con las que hacer presión. Por último, se debe tarar el peso introducido con este conjunto y proceder a la calibración conforme se ha descrito en la sección 4.1.2. Para ello, se debe ir a la cuarta ventana de control. En ella, se debe introducir en el recuadro verde de *TARE* el valor leído en el *AVERAGE READ*. Para cargarlo, se debe presionar el botón *LOAD*.

Volviendo a los dos utillajes de unión, una vez unidos mediante la unión hembra y macho de la pieza a ensayar, se procede a descender el actuador hasta la posición inferior. Para ello, se pulsará el botón *PREV* de la cuarta ventana de control, volviendo así hacia la segunda ventana de control ^{Figura 31}.

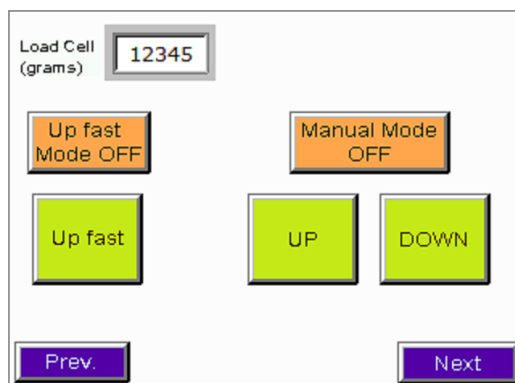


Figura 31 - Segunda ventana de control

Mediante los mandos de dicha pantalla, se puede bajar el actuador hasta la posición adecuada. Para ello, primeramente se debe accionar el modo manual mediante el botón *MANUAL MODE OFF*. De esta manera, el botón habrá cambiado a *MANUAL MODE ON*. Esto permite bajar el actuador manualmente mediante el botón *DOWN*. Realizar el descenso con precaución de no tocar las pestañas de unión introducidas previamente en el vaso. Para saber el momento exacto en el que el utillaje de unión inferior hace contacto con el interior del vaso, se debe hacer uso del indicador *LOAD CELL*. Al observar un pico con valor muy elevado, se debe detener el descenso inmediatamente. Una vez el utillaje de unión inferior ha realizado contacto con la superficie interna del recipiente, el siguiente paso es fijar dicho utillaje a la superficie interna del vaso. Para ello, se deberá apretar, ahora sí, las pestañas de unión al vaso haciendo que su lado más largo presione las pestañas del utillaje de unión inferior. Por último, una vez fijado el conjunto al recipiente, se debe subir el actuador ligeramente hacia arriba, permitiendo así que se desenganche la unión hembra-macho entre las piezas a ensayar.

A continuación, se debe accionar de nuevo el modo automático mediante el botón *MANUAL MODE ON*, que cambiará de nuevo a *MANUAL MODE OFF*. Finalmente, pulsando el botón *PREV* se vuelve a la primera ventana de control. El vaso está preparado para ser rellenado con líquido de simulación de saliva. En este estudio se utilizó saliva artificial según fórmula oficial adjunta. Aunque más del 99 por ciento de la saliva es agua, la saliva contiene también agentes tampón, enzimas y minerales que mantienen los dientes fuertes y desempeñan un papel crucial en el mantenimiento

de un medio ambiente sano en la boca. Las salivas artificiales contienen normalmente una mezcla de agentes de taponamiento, derivados de celulosa (para aumentar la pegajosidad y capacidad de humectación) y agentes aromatizantes (tales como sorbitol). Sin embargo, no contienen enzimas digestivas y antibacterianas y otras proteínas o minerales presentes en la saliva real.

La saliva artificial utilizada en este estudio se produjo en el laboratorio (Barreiros Farmacia, Oporto, Portugal) con la siguiente fórmula base (por litro) :

Cloruro de Potasio 18,5%_____	6,5mL
Cloruro de Sodio 20%_____	8,6mL
Cloruro de Calcio 10%_____	8mL
Sorbitol 50%_____	48mL
Carboximetilcelulosa_____	20g
Ácido Cítrico_____	10g
Nipagin_____	1,6g
Nipasol_____	0,4g
Agua_____	1950mL

Se debe introducir la sonda *PT 100* y la resistencia en sus correspondientes soportes del vaso. El siguiente paso consiste en el vertido del líquido deseado en el interior del vaso. Para evitar posibles sobrecalentamientos a la resistencia, se debe procurar que el líquido vertido tenga una temperatura similar a la deseada. El líquido se vierte hasta llegar a un nivel próximo a la mitad de la ranura realizada a los soportes de la resistencia y la sonda.

Una vez introducido el líquido y, a modo de resumen gráfico, la siguiente fotografía muestra el resultado del conjunto de utillajes montado y listo para entrar en funcionamiento ^{Figura 32}.

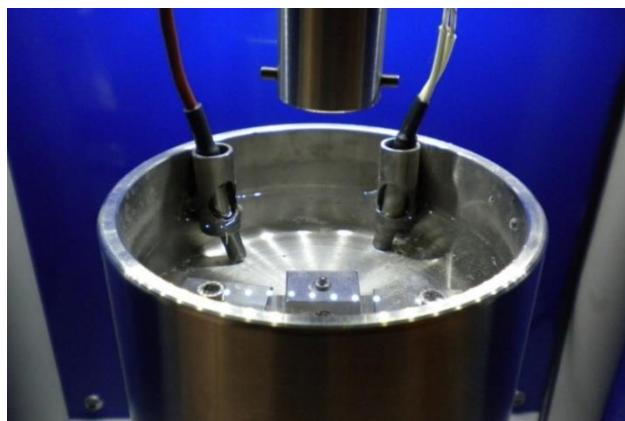


Figura 32 - Conjunto de utillajes, resistencia, sonda y líquido

El siguiente paso es introducir el valor de la temperatura deseada mediante el recuadro verde adjunto al botón *TO HEAT*. Presionándolo se abrirá una nueva ventana en forma de calculadora numérica en la que se introduce el valor de temperatura deseado. Una vez introducido, se debe pulsar *ENTER* en la misma pantalla. A continuación, se vuelve automáticamente a la primera ventana de control. En ella se observará el valor de la temperatura introducido dentro del recuadro verde. Entonces sólo queda cerrar la puerta de policarbonato y accionar la resistencia. Si el líquido introducido se encuentra a una temperatura de más de 3 o 4 °C por debajo de la deseada, se deberá pulsar el botón *1st HEATING*. Dicho botón posibilita que, una vez el líquido haya llegado a la temperatura de corte, la resistencia no entre en funcionamiento hasta pasados 360 segundos. Esto radica en el hecho de que la temperatura del líquido, una vez alcanzada la de corte, seguirá subiendo como consecuencia de la inercia que lleva. De esta forma, este botón sólo se deberá pulsar la primera vez que se inicia un ensayo, quedando desactivado automáticamente al pasar los 360 segundos.

Enseguida se deberá pulsar el botón *TO HEAT*. Con dicha acción, la resistencia vuelve en funcionamiento y el líquido se calienta. Para corroborar que la resistencia está en marcha, el botón adjunto que antes se visualizaba como *OFF* pasará a ser *ON*. El control de la temperatura se realiza mediante la sonda *PT 100*. Dicho valor se visualiza en el recuadro blanco adjunto a la temperatura. Además, simultáneamente al

encendido de la resistencia también se pondrá en marcha el ventilador. Dicha medida es necesaria para poder extraer todo el vapor originado al calentar el líquido del recipiente. En cuanto a la detención de la resistencia, el usuario no debe realizar ninguna acción, puesto que ésta es controlada automáticamente por el *PLC*. Así pues, tal y como se ha explicado antes, se observará que al llegar a una temperatura de $T_0 - 2,0$ °C (dónde T_0 es la temperatura introducida por el usuario), la resistencia se detiene. La temperatura de corte es inferior al deseado puesto que el líquido irá subiendo poco a poco de temperatura por inercia, hasta llegar a un valor T_1 (próximo a T_0) del cual ésta empieza a disminuir a partir del cual ésta empieza a disminuir.

A continuación, el líquido desciende hasta una temperatura $T_0 - 0,1$ °C, momento en el cual la resistencia vuelve a funcionar de nuevo durante un período de 30 segundos. Al finalizar dicho período, la temperatura va oscilando entre $T_0 \pm 0,2$ °C durante un intervalo igual o superior a 150 segundos. Finalizado este tiempo, cuando la temperatura sea igual o inferior a $T_0 - 0,1$ °C, la resistencia volverá a ponerse en marcha durante 30 segundos. De esta manera, se obtiene una situación cíclica que consigue estabilizar en todo momento la temperatura entorno a T_0 . Así pues, conseguida la temperatura deseada para trabajar, no queda nada más que comenzar el ensayo.

Es importante tarar el peso del líquido introducido. Para ello, se debe ir a la cuarta ventana de control y proceder conforme descripción en sección 4.1.2.

En la cuarta ventana de control, se debe introducir en el recuadro verde de TARE el valor leído en el *AVERAGE READ*. Para cargarlo, se debe presionar el botón LOAD. Una vez tarado, el siguiente paso consiste en unir las piezas hembra y macho a ensayar. Para ello, se vuelve a la segunda ventana de control. Activando nuevamente el modo manual mediante el botón *MANUAL MODE OFF*, que cambiará a *MANUAL MODE ON*, se corrige la posición del actuador mediante ligeros movimientos de *DOWN* observando la lectura de la célula de carga en *LOAD CELL*. Dicha lectura se mantendrá próxima a 0 al principio para, cuando empiece el contacto de ambas piezas, ir incrementando poco a poco hasta llegar a un valor máximo (unión realizada). A continuación, el valor empieza a descender hasta llegar a un valor mínimo próximo

a 0 en el cual el usuario debe dejar de pulsar el botón *DOWN*. Si no se detuviese, el valor iría incrementando hasta llegar a la rotura de la célula. El comportamiento de esta operación puede observarse en el siguiente gráfico ^{Figura 33}.

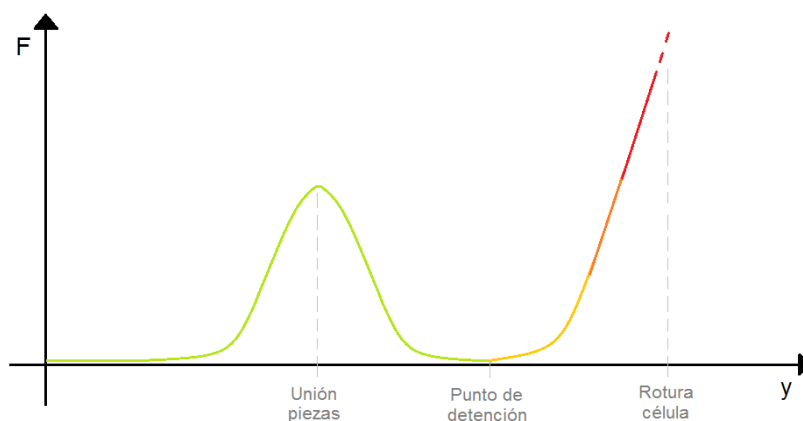


Figura 33 – Gráfico de comportamiento de la ruptura de la célula

Finalmente, se debe accionar de nuevo el modo automático mediante el botón *MANUAL MODE ON*, que cambiará de nuevo a *MANUAL MODE OFF*. Finalmente, pulsando el botón *PREV*, se vuelve a la primera ventana de control. En ella, la primera orden que se deberá introducir es el número de ciclos deseados en el recuadro verde correspondiente a *NR. CYCLES*. Presionando éste, se abrirá una nueva ventana en forma de calculadora numérica en la que se introduce el número de ciclos deseado. Una vez introducido, se debe pulsar *ENTER* en la misma pantalla. A continuación, se vuelve automáticamente a la primera ventana de control. En ella se observará el número de ciclos introducidos dentro del recuadro adjunto a *NR. CYCLES*. Para aceptar dicho valor, se debe pulsar el botón *ACCEPT CYCLE*. Finalizado este paso, ahora sí, se procede a iniciar el ensayo mediante el botón *START*. Si se desea observar el comportamiento en tiempo real, se puede proceder mediante el botón *NEXT* a la quinta ventana de control ^{Figura 34}. A la izquierda de la pantalla se observará el comportamiento del ensayo en forma de gráfico. Una vez finalizado, si se desea guardar en la memoria USB se deberá pulsar el botón *REPORT*.

A continuación, se debe pulsar el botón *CLEAR* para eliminar de la pantalla los datos correspondientes al ensayo. Como consejo, se recomienda pulsar el botón *REMOVE USB* y dejar la carpeta creada en la memoria *USB* con los datos del ensayo en un ordenador personal. Sin embargo, existe la posibilidad de crear varias carpetas con nombre diferente en el dispositivo *USB*. Para ello, sólo se deberá pulsar el botón *REPORT* de nuevo tras cada ensayo completado.

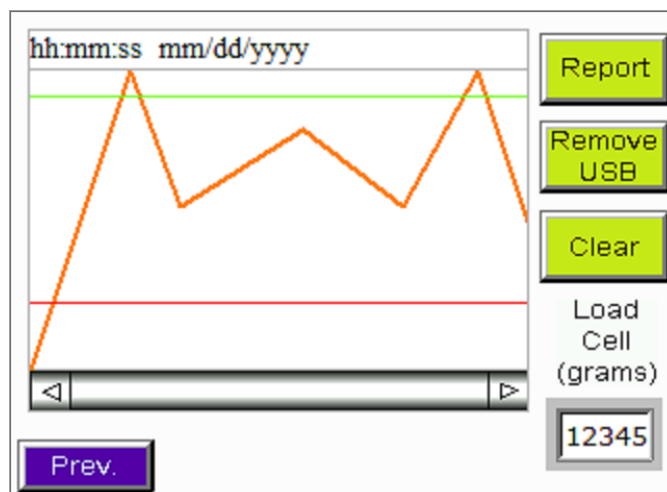


Figura 34 – Grafico de comportamiento en tiempo real

Para finalizar el ensayo, sólo resta volver a la primera ventana de control.

En ella, se observará como el indicador *TEST COMPLETED* (que anteriormente se mostraba como *TEST NOT ENDED*) estará parpadeando. Para confirmar dicha acción, se deberá pulsar el botón de *RESET* adjunto.

4.1.3.1 - Situación de parada voluntaria por pantalla

En caso de ser necesario, y siempre como medida excepcional, es posible detener el ensayo mediante el botón *PAUSE* (que se muestra como *STOP* cuando el ensayo aún no ha empezado) de la primera ventana de control.

Como consecuencia a dicha pausa, en la misma ventana el indicador de *TEST INTERRUPTED* (que antes se mostraba como *TEST PROCEEDING*) estará parpadeando. Así, anuladas las causas de la detención, y siempre y cuando se desee

continuar con el ensayo actual, se deberá volver a colocar manualmente el actuador en la posición inferior para poder continuar con el ciclo.

Para ello, se pulsará el botón *NEXT* de la primera ventana de control, avanzando así hacia la segunda ventana de control:

Mediante los mandos de dicha pantalla, se puede bajar el actuador hasta la posición adecuada. Para ello, primeramente se debe accionar el modo manual mediante el botón *MANUAL MODE OFF*. De esta manera, el botón habrá cambiado a *MANUAL MODE ON*. Esto permite bajar el actuador manualmente mediante el botón *DOWN*. Una vez la pieza hembra a ensayar, que está unida mediante el utillaje de unión superior a la rosca del actuador, se haya unido a la pieza macho a ensayar (que se encuentra fijada al vaso mediante el conjunto de utillajes de soporte inferior), se debe detener el movimiento descendente del actuador. Para realizar esta operación con más precisión, en la misma ventana de control se dispone de la lectura de la célula de carga. Dicha lectura se mantendrá próximo a 0 al principio para, cuando empiece el contacto de ambas piezas, ir incrementando poco a poco hasta llegar a un valor máximo (unión realizada). A continuación, el valor empieza a descender hasta llegar a un valor mínimo próximo a 0 en el cual el usuario debe dejar de pulsar el botón *DOWN*. Si no se detuviese, el valor iría incrementando hasta llegar a la rotura de la célula. El comportamiento de esta operación puede observarse en la figura 33.

Finalmente, se debe accionar de nuevo el modo automático mediante el botón *MANUAL MODE ON*, que cambiará de nuevo a *MANUAL MODE OFF*, pulsando el botón *PREV*, se vuelve a la primera ventana de control.

A continuación, se sigue el ensayo mediante el botón *START*.

En caso de que sea necesario, y siempre como medida excepcional, también es posible detener el ensayo mediante la apertura de la puerta de policarbonato.

Como consecuencia a dicha pausa, en la primera ventana el indicador de *TEST INTERRUPTED* (que antes se mostraba como *TEST PROCEEDING*) estará parpadeando de nuevo.

Así, anuladas las causas de la detención, y siempre y cuando se desee continuar con el ensayo actual, se deberá volver a colocar el actuador en la posición inferior para poder continuar con el ciclo.

Para ello, se pulsará el botón *NEXT* de la primera ventana de control, avanzando así hacia la segunda ventana de control.

Mediante los mandos de dicha pantalla, se puede bajar el actuador hasta la posición adecuada. Para ello, primeramente se debe accionar el modo manual mediante el botón *MANUAL MODE OFF*. De esta manera, el botón habrá cambiado a *MANUAL MODE ON*. Esto permite bajar el actuador manualmente mediante el botón *DOWN*. Una vez la pieza hembra a ensayar, que está unida mediante el utillaje de unión superior a la rosca del actuador, se haya unido a la pieza macho a ensayar (que se encuentra fijada al vaso mediante el conjunto de utillajes de soporte inferior), se debe detener el movimiento descendente del actuador. Para realizar esta operación con más precisión, en la misma ventana de control se dispone de la lectura de la célula de carga. Dicha lectura se mantendrá próximo a 0 al principio para, cuando empiece el contacto de ambas piezas, ir incrementando poco a poco hasta llegar a un valor máximo (unión realizada). A continuación, el valor empieza a descender hasta llegar a un valor mínimo próximo a 0 en el cual el usuario debe dejar de pulsar el botón *DOWN*. Si no se detuviese, el valor iría incrementando hasta llegar a la rotura de la célula.

Finalmente, se debe accionar de nuevo el modo automático mediante el *botón MANUAL MODE ON*, que cambiará de nuevo a *MANUAL MODE OFF*, pulsando el botón *PREV*, se vuelve a la primera ventana de control. A continuación, se sigue con el ensayo pulsando el botón *START*.

4.1.3.2 - Situación de parada de emergencia

En caso de ser una detención mediante el mando de PARADA DE EMERGENCIA, en la primera ventana el indicador de *TEST INTERRUPTED* (que antes se mostraba como *TEST PROCEEDING*) estará parpadeando de nuevo. En esta ocasión, también

el indicador *EMERGENCY STOP* estará parpadeando. Así, anuladas las causas de la detención, y siempre y cuando se desee continuar con el ensayo actual, se procederá con las siguientes indicaciones:

- En primer lugar, se podrá desenclavar el mando de PARADA DE EMERGENCIA. Además, también se deberá pulsar el botón *RESET* adjunto a *EMERGENCY STOP*.
- En segundo lugar, se deberá volver a colocar manualmente el actuador en la posición inferior para poder continuar con el ciclo.

Para ello, se pulsará el botón *NEXT* de la primera ventana de control, avanzando así hacia la segunda ventana de control. Mediante los mandos de dicha pantalla, se puede bajar el actuador hasta la posición adecuada. Para ello, primeramente se debe accionar el modo manual mediante el botón *MANUAL MODE OFF*. De esta manera, el botón habrá cambiado a *MANUAL MODE ON*. Esto permite bajar el actuador manualmente mediante el botón *DOWN*. Una vez la pieza hembra a ensayar, que está unida mediante el utillaje de unión superior a la rosca del actuador, se haya unido a la pieza macho a ensayar (que se encuentra fija al vaso mediante el conjunto de utillajes de soporte inferior), se debe detener el movimiento descendente del actuador.

Para realizar esta operación con más precisión, en la misma ventana de control se dispone de la lectura de la célula de carga. Dicha lectura se mantendrá próximo a 0 al principio para, cuando empiece el contacto de ambas piezas, ir incrementando poco a poco hasta llegar a un valor máximo (unión realizada). A continuación, el valor empieza a descender hasta llegar a un valor mínimo próximo a 0 en el cual el usuario debe dejar de pulsar el botón *DOWN*.

Si no se detuviese, el valor iría incrementando hasta llegar a la rotura de la célula. Finalmente, se debe accionar de nuevo el modo automático mediante el botón *MANUAL MODE ON*, que cambiará de nuevo a *MANUAL MODE OFF*. Finalmente, pulsando el botón *PREV* se vuelve a la primera ventana de control. A continuación, se

procede a continuar con el ensayo mediante el botón START. Ante cualquier riesgo o peligro, el usuario, pulsando la parada de emergencia, parará la máquina de forma inmediata. Será necesario desenclavar el pulsador de emergencia para poder poner de nuevo la máquina en funcionamiento.

4.1.4 - Dispositivos de protección

Debido a la necesidad de proteger la zona de ensayo dónde es alojada la pieza, que se encuentra en el recipiente de sección cilíndrica, y dónde coincide con el movimiento ascendente y/o descendente del cilindro del actuador; se ha dispuesto un resguardo móvil con enclavamiento en forma de puerta de policarbonato ^{Figura 35}. Dicha puerta impide el acceso del usuario a la zona de peligro cuando la máquina esté en funcionamiento. En caso de que el usuario decida abrir la puerta, la máquina se detendrá; eliminando así toda situación de peligro. De esta manera, se consigue proteger la zona peligrosa frente a un posible aplastamiento con las extremidades de los miembros superiores del usuario.



Figura 35 – Resguardo móvil con enclavamiento

Por otro lado, para evitar contactos directos con el equipo, la máquina cuenta con una toma a tierra en el propio cuadro eléctrico ^{Figura 36}.



Figura 36 – Toma a tierra

4.1.5 - Placa Identificativa

En la zona lateral de la maquina está fijada la placa identificativa con los datos conforme la figura 37.

CS - DENTAL TESTING MACHINE	
MANUFACTURER:	RAÛL USTRELL I MUSSONS
ADDRESS:	PLAÇA DE LA CREU, 2, 2n PIS. 08700 IGUALADA (BARCELONA)
PHONE:	(0034) 938 031 523
E-MAIL:	idearum@idearum.net
WEBSITE:	www.idearum.net
MODEL:	ID1 - BAD
SERIAL NUMBER:	0001
YEAR OF MANUFACTURE:	2011
ELECTRICAL CONNECTION:	230 v / 50 Hz

Figura 37 - Placa identificativa

4.1.6 - Mantenimiento

Antes de comenzar todo trabajo en un circuito, asegurarse de que el circuito de alimentación del motor eléctrico esté cortado. Una vez realizada los soportes de resina a la pieza hembra a ensayar, comprobar que no exista ningún resto de la propia resina y/o vaselina en los moldes utilizados para realizar dicha cobertura.

Dicha comprobación se puede realizar por observación directa. En caso de existir algún resto de material, limpiar el molde con productos de limpieza adecuados. Una vez finalizado el ensayo, extraer, en primer lugar, tanto la resistencia como la sonda.

Al haber estado en contacto directo con el líquido vertido en el vaso, ambas deben ser secadas y limpiadas correctamente. A continuación, extraer dicho vaso con precaución para no verter líquido a la plataforma inferior de la máquina.

El siguiente paso consiste en desmontar el utillaje de unión superior que estaba roscado al actuador. Al desmontarlo, extraer en primer lugar la cobertura de resina con la pieza hembra a ensayar. Una vez extraída, secar y limpiar el utillaje a fondo.

En último lugar, desmontar las pestañas de unión para, a continuación, desmontar los utillajes de unión inferiores del tipo 1 o 2. Una vez desmontados, secar y limpiar adecuadamente tanto dichos utillajes como el propio vaso.

De esta manera, todos los componentes estarán en buen estado para el próximo ensayo.

4.1.7 - Características técnicas Tabla 2:

CARACTERÍSTICAS TÉCNICAS	
Peso neto	49 kg
Potencia máxima del actuador	0,2 kW.
Par máximo del actuador	0,64 N·m
Velocidad máxima de avance del actuador	3000 rpm
Velocidad de funcionamiento del actuador	1,06 mm/s
Dimensiones	
Altura	740 mm.
Anchura	400 mm.
Longitud	464 mm.
Tensión de utilización	
Circuito de Alimentación	400 V AC
Circuito de Maniobra	230 V AC
Nivel de presión acústica	$L_{eqA} < 70$ dB

Tabla 2 – Características técnicas.

4.1.8 - Declaración CE de conformidad

DECLARACIÓN «CE» DE CONFORMIDAD

RAÜL USTRELL I MUSSONS, con NIF 47776462-M; y domicilio social en Plaça de la Creu, 2, 2º piso, 08700 Igualada, declara bajo su única responsabilidad que la máquina ID1 - BAD,

Marca	<u>IDEARUM</u>
Modelo	<u>ID1 - BAD</u>
Año de construcción	<u>2011</u>

Está en conformidad con la directiva: 2006/42/CE Seguridad de las máquinas

Por sus características de funcionamiento y diseño es una máquina que no está incluida en el Anexo IV de la Directiva de máquinas 2006/42/CE y por lo tanto NO se considera una máquina de riesgo.

EN 12100-1/2	EN 954-1	EN 1037	EN 61310-1/2
EN 60204-1	EN ISO 14121-1	EN ISO 13850	

Igualada, 15 de Diciembre de 2011

4.2 - Preparación de las muestras

Los sistemas de *attachments* seleccionados para este estudio fueron el sistema *Clix*[®], el *Locator*[®] y el *Dalbo-Plus*[®].

En el sistema *Locator*[®] fueron utilizados:

- 9 componentes de nylon rosa , *BTI*[®], REF MLAC, Lot 12054
- 9 componentes de nylon azul, *BTI*[®], REF MLAA, Lot 13070
- 9 componentes de nylon verde, *BTI*[®], REF MLAV, Lot 17481
- 9 componentes de nylon rojo, *BTI*[®], REF MLAR ,Lot 19840
- 9 componentes de nylon blanco o transparente, *BTI*[®], REF MLAB, Lot 70245
- 15 pilares *Locator*[®] del sistema de implantes *BTI*[®] de conexión externa y plataforma universal *BTI*[®], REF PLEU, Lot 15082 , 15345 , 16005
- 45 capsulas metálicas acopladas sobre los soportes de resina acrílica.

En el Sistema *Clix*[®] fueron utilizados:

- 9 componentes amarillos *Preci-Clix*[®] *Matrizen* de los lotes D121916 y D141021
- 9 componentes rojo *Preci-Clix*[®] *Matrizen* de los lotes D120917 y D141112,
- 18 cápsulas metálicas acopladas sobre los soportes de resina acrílica *Preci-Clix*[®] *Matrizen* de los LOT D121219 , D130130 y D121130.

En el Sistema *Dalbo-plus*[®] fueron utilizados:

- 9 componentes metálicos de *Cendres+Métaux*[®] REF 055890 y LOT 0000203151 y 0000222561,
- 9 capsulas metálicas acopladas sobre los soportes de resina acrílica LOT 170444 D 3.6mm / H 3.2 mm.

Para el sistema *Clix*[®] fueron utilizados 9 pilares de bola acoplados a 20 Nw sobre réplicas de implantes *Astra Tech*[®] 3.5/4.0 de conexión interna con lotes 126542 y 124873.

Para el sistema *Dalbo-Plus*[®] fueron utilizados 9 pilares de bola de diámetro 2.25mm acoplados a réplicas del sistema de implantes *BTI*[®] de conexión externa y plataforma universal *BTI*[®], REF MTD, Lot FZ499.

Para el sistema *Locator*[®] y *Dalbo-plus*[®] hemos usado 6 réplicas implante plataforma universal de conexión externa (*BTI*[®]), o sea, 3 réplicas para cada sistema que han sido insertadas en las bases metálicas de acuerdo con la angulación a estudiar de 0°, 10° y 20°.

Para el sistema *Clix*[®] he utilizado 3 réplicas de implante *Astra Tech*[®] 3.5/4.0 de conexión interna que fueron insertadas en las bases metálicas de acuerdo con la angulación a estudiar de 0°, 10° y 20°.

En resumen hemos utilizado en total 72 muestras de *attachment*'s en la realización del estudio ^{tabla 3}.

Cada grupo de color fue dividido en grupos de 3 muestras para el estudio segundo las retenciones de 0°, 10° y 20°, obteniendo de esta forma 3 muestras para la comparación de cada *attachment* en cada angulación.

Attachment	Angulación		
	0°	10°	20°
Locator Verde	3	3	3
Locator Rojo	3	3	3
Locator Blanco	3	3	3
Locator Rosa	3	3	3
Locator Azul	3	3	3
Dalbo-Plus Metal	3	3	3
Clix Rojo	3	3	3
Clix Amarillo	3	3	3
Total	72 Muestras		

Tabla 3 – Total de muestras utilizadas

Las muestras fueron identificadas y guardadas ^{Tabla 4} según el tipo de *attachment*, el número a que corresponde el ensayo, el color del teflón o metal y la inclinación del pilar. Según el tipo de *attachment* he utilizado las referencias L para identificar los attachments *Locator*[®], C para identificar los attachments *Clix*[®] y D para identificar los attachments *Dalbo-Plus*[®].

En cuanto al número de ensayo hemos usado el número 1 para identificar el primer estudio, el número 2 para el segundo estudio y el número 3 para el tercer estudio.

En la identificación del color de los teflones o metales hemos utilizado en el sistema *Locator*[®]:

- BR para identificar color blanco o transparente
- VE para identificar color verde
- AZ para identificar color azul
- RO para identificar color rosa
- VL para identificar color rojo

En la identificación del color de los teflones han sido utilizados en el sistema *Clix*[®]:

- AM para identificar el color amarillo
- VL para identificar el color rojo

En el sistema *Dalbo-Plus*[®] no han sido necesarios su identificación en cuanto al color porque este sistema solo posee un tipo de hembra metálica de color dorado según lo descrito anteriormente. En cuanto a la inclinación de los pilares hemos utilizado la letra M (inicial de *measurement* o ángulo) antes del nº 0 para inclinación 0°, 10 para inclinación de 10° y 20 para inclinación de 20°.

L	L	L	L	L	L	L	L	L	L	L	L	L	L	L	L	L	L	L
1	1	1	2	2	2	3	3	3	1	1	1	2	2	2	3	3	3	3
A	A	A	A	A	A	A	A	A	R	R	R	R	R	R	R	R	R	R
Z	Z	Z	Z	Z	Z	Z	Z	Z	O	O	O	O	O	O	O	O	O	O
M	M	M	M	M	M	M	M	M	M	M	M	M	M	M	M	M	M	M
0	10	20	0	10	20	0	10	20	0	10	20	0	10	20	0	10	20	
L	L	L	L	L	L	L	L	L	L	L	L	L	L	L	L	L	L	L
1	1	1	2	2	2	3	3	3	1	1	1	2	2	2	3	3	3	3
V	V	V	V	V	V	V	V	V	V	V	V	V	V	V	V	V	V	V
E	E	E	E	E	E	E	E	E	L	L	L	L	L	L	L	L	L	L
M	M	M	M	M	M	M	M	M	M	M	M	M	M	M	M	M	M	M
0	10	20	0	10	20	0	10	20	0	10	20	0	10	20	0	10	20	
C	C	C	C	C	C	C	C	C	C	C	C	C	C	C	C	C	C	C
1	1	1	2	2	2	3	3	3	1	1	1	2	2	2	3	3	3	3
A	A	A	A	A	A	A	A	A	V	V	V	V	V	V	V	V	V	V
M	M	M	M	M	M	M	M	M	L	L	L	L	L	L	L	L	L	L
M	M	M	M	M	M	M	M	M	M	M	M	M	M	M	M	M	M	M
0	10	20	0	10	20	0	10	20	0	10	20	0	10	20	0	10	20	
D	D	D	D	D	D	D	D	D	L	L	L	L	L	L	L	L	L	L
1	1	1	2	2	2	3	3	3	1	1	1	2	2	2	3	3	3	3
M	M	M	M	M	M	M	M	M	B	B	B	B	B	B	B	B	B	B
0	10	20	0	10	20	0	10	20	R	R	R	R	R	R	R	R	R	R
									M	M	M	M	M	M	M	M	M	M
									0	10	20	0	10	20	0	10	20	

Tabla 4 – Identificación de las muestras :

- Sistema de attachment : L – Locator ; C – Clix ; D - Dalbo
- Color teflón : AZ – azul ; RO – rosa ; VE – verde ; VL – vermelho ; AM – amarillo ; BR- Blanco
- Inclinación del pilar : M – Measurement / ángulo 0 – 0° ; 10 – 10° ; 20 – 20°
- Número del ensayo / nº de la muestra - 1,2,3.

Así, el ejemplo de la etiqueta C2AMM10 corresponde al primer ensayo o muestra del sistema *Clix*[®] del color amarillo de teflón utilizado sobre un pilar con una inclinación de 10°. Como pueden ver en el sistema *Dalbo-Plus*[®] la etiqueta D1M0 corresponde al primer ensayo o muestra del sistema *Dalbo-Plus*[®] sobre un pilar de inclinación 0°.

Los pilares en bola y los pilares *Locator*[®] fueron identificados ^{Tabla 5} según el *attachment* a ser usado y la marca de la réplica. Hemos usado las letras B para réplica *BTI*[®] y A

para réplica *Astra*[®], C para el sistema *Clix*[®] y D para el *Dalbo-Plus*[®], los números de 1 a 9 para identificar cada pilar donde los números 1-4-7-1 han sido usados en las inclinaciones a 0°, los números 2-5-8 en las inclinaciones a 10° y 3-6-9 en las inclinaciones a 20°. En los pilares *Locator*[®] ha sido usada la letra L para identificar como *Locator*, los números de 1 a 15 para identificar cada pilar donde los números 1-4-7-10-13 han sido usados en las inclinaciones a 0°, los números 2-5-8-11-14 en las inclinaciones a 20°, y las letras B para *attachment* Blanco, R para *attachment* Rosa, A para *attachment* Azul, RO para *attachment* Rojo y V para *attachment* Verde.

L	L	L	L	L	L	L	L	L	L	L	L	L	L	L
1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15
B	B	B	R	R	R	A	A	A	R	R	R	V	V	V
0	10	20	0	10	20	0	10	20	0	10	20	0	10	20
			C	C	C	C	C	C	C	C	C			
			1	2	3	4	5	6	7	8	9			
			A	A	A	A	A	A	A	A	A			
			0	10	20	0	10	20	0	10	20			
			D	D	D	D	D	D	D	D	D			
			1	2	3	4	5	6	7	8	9			
			B	B	B	B	B	B	B	B	B			
			0	10	20	0	10	20	0	10	20			

Tabla 5 – Identificación de los pilares metálicos :

- Sistema de *attachment* : L – Locator ; C – Clix ; D - Dalbo
- Réplica Utilizada – A- Astra, B- BTI
- Inclinación del pilar : M – *Measurement* / Ángulo 0 – 0° ; 10 – 10° ; 20 – 20°
- Número de ensayo / n° da muestra – 1 a 15.

De esta forma, el ejemplo de la etiqueta L4R0 corresponde a una muestra con *attachment Locator*[®] de color Rosa en un pilar de inclinación 0°.

Hemos preparado las muestras con la ayuda de unas formas específicamente diseñadas para su incorporación en la máquina de pruebas *CS-Dental Testing Machine*, molde metálico de forma cilíndrica, según descripción en el inicio de los materiales y métodos (ver 4.1.1 Reglaje). Los teflones venían colocados en las respectivas piezas metálicas y han sido puestos en el molde metálico previamente relleno con resina acrílica (*megaCRYL® N, Megadental, Alemania*)^{Figura 38} y dejados a polimerizar por el período de 1h a la temperatura ambiente simulando su ubicación en la base de las prótesis.



Figura 38 – Resina acrílica

Después de completa la polimerización, las muestras han sido retiradas del molde y el exceso de acrílico ha sido retirado ^{Figura 39}.



Figura 39 - Moldes para soportes y soporte de resina

Los pilares de bola y los pilares *Locator®* han sido puestos en las respectivas réplicas de los implantes y atornillados a 20 N con llave de torque utilizado en los respectivos pilares según la Figura 40.



Figura 40 – Pilares metálicos y réplicas

Se utilizaron unas cajas con departamentos para guardar las muestras y identificarlas con etiquetas correspondientes a cada muestra según la Figura 41.



Figura 41 – Ejemplos de almacenaje de las muestras en divisiones con las respectivas etiquetas

Los conjuntos de pilar y de réplica se han colocados en los soportes diseñados de acuerdo con la angulación prevista en el estudio [Figura 42](#).

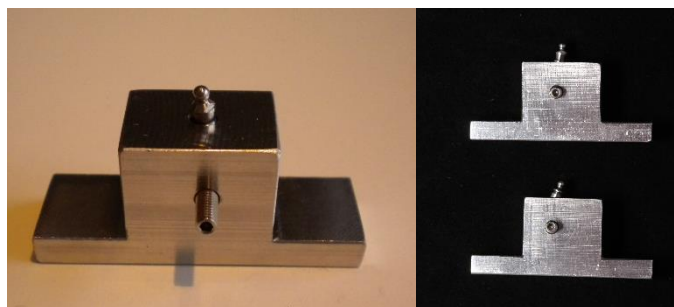


Figura 42 – Soportes con inclinación a 0°, 10° y 20°

4.3 - Ensayos mecánicos de fatiga

1. Se coloca el *attachment* y el pilar dentro de los soportes respectivos producidos específicamente para la máquina de ensayos ^{Figura 21 y 42}.
2. Se envasa la saliva artificial en el vaso de ensayo.
3. Se ejecuta el protocolo de accionamiento y calibración de *CS-Dental Testing Machine* descrito en la sección 4.1.2 y 4.1.3.
4. Se coloca las muestras dentro de la máquina ^{Figura 43}.



Figura 43 – Piezas de ensayo dentro de la máquina

5. Se inicia los 5.400 ciclos de inserción y desinserción de los *attachments* que representa 5 años de utilización.
6. El procedimiento se repitió para cada una de las muestras.

4.4 - Recogida de datos

Como ya se ha descrito en la sección 4.1.3, la máquina de ensayos tiene un puerto *USB*, lo que permitió la recogida de datos mediante el uso de un *Pen Drive*.

Cada archivo durante la ejecución de los 5400 ciclos de inserción y desinserción, registró cerca de 250.000 registros transmitidos por la célula de carga. Esa hoja, en

Excel, se trató seleccionando los ciclos deseados para este estudio, es decir, inicial, 1 mes, 6 meses, 1 año, 2 años, 3 años, 4 años y 5 años. Los nuevos archivos de *Excel* creados fueron agrupados por la inclinación y el tipo de *attachment* para facilitar su procesamiento estadístico. Hemos elaborado los gráficos conforme los anexos A.1 a A.8 y las tablas con los registros se encuentran en los anexos A.9 y A.10.

4.5 - Almacenamiento de la muestra y el análisis cualitativo

Los *attachments* en estudio fueron separados y colocados en cajas individuales para que pudiesen ser observados con un estereoscopio ^{Figura 44} (*Olympus*[®] SZ61) y cámara fotográfica (*Olympus*[®] SC30) con ampliaciones de 1-90x, para valoración cualitativa de las muestras en el inicio y en el final de los ciclos.



Figura 44 – Microscopio estereoscópico con cámara fotográfica y ordenador

Los pilares de bola y los Locator fueron medidos con el uso de uno micrómetro digital en el inicio y en el final de cada test ^{Figura 45}.



Figura 45 – Micrómetro digital y medición de un pilar Locator

4.6 – Material y método de análisis estadístico

El análisis estadístico de los datos se realizó utilizando el software de *IBM® SPSS® Statistics* (Versión 22 de SPSS®). Dada la naturaleza de las variables implicadas, el análisis consistirá en:

- el estudio descriptivo de los datos - variables cualitativas y cuantitativas (gráficos de perfil y tablas estadísticas resumidas).
- el estudio comparativo con el tiempo – pruebas *ANOVA* con medidas repetidas con k niveles de evaluación ($k = 8$ diferentes momentos).
- evaluación de la distribución de los datos - prueba de *Shapiro-Wilk* para probar el ajuste de la normalidad de los datos (para las variables continuas y validación de la prueba de *ANOVA*).

La regla de decisión utilizada es detectar prueba estadística significativa para valores de probabilidad de menos de 0,05, ($p \leq 0.05$)

Para evaluar la influencia de los factores (inclinación y attachment) en el valor medio de la fuerza de inserción/desinserción en los ocho periodos de tiempo, evaluados en el pilar se ha utilizado el procedimiento *ANOVA* con medidas repetidas.

La suposición de Normalidad se comprobó mediante la prueba de *Shapiro-Wilk*, cuyo valor de $p > 0,05$ para todos los tiempos de evaluación de acuerdo con la inclinación y el tipo de attachment.

Probado el supuesto de esfericidad mediante la prueba de *Mauchly* ($p < 0,05$), se rechaza la esfericidad de los datos. Como el valor estimado de ϵ es inferior a 0,75, se utilizará la corrección de *Greenhouse-Geisser* para la interpretación de los resultados en los efectos intra-sujetos.

5. RESULTADOS

5 - RESULTADOS

5.1 - Fuerza de inserción

De los resultados señalados en la Tabla 6 – Pruebas de efectos intra sujetos (para inserción), se verifica que:

Origen		Tipo III Suma de cuadrados	gl	Cuadrático promedio	F	Sig.
F_ins	Sphericity Assumed	2641679,387	7	377382,770	4,774	,000
	Greenhouse-Geisser	2641679,387	1,933	1366522,904	4,774	,011
	Huynh-Feldt	2641679,387	2,978	887071,841	4,774	,003
	Lower-bound	2641679,387	1,000	2641679,387	4,774	,034
F_ins * Angulación	Sphericity Assumed	963249,024	14	68803,502	,870	,592
	Greenhouse-Geisser	963249,024	3,866	249141,107	,870	,482
	Huynh-Feldt	963249,024	5,956	161728,764	,870	,518
	Lower-bound	963249,024	2,000	481624,512	,870	,425
F_ins * attachments	Sphericity Assumed	31615354,766	49	645211,322	8,161	,000
	Greenhouse-Geisser	31615354,766	13,532	2336344,212	8,161	,000
	Huynh-Feldt	31615354,766	20,846	1516626,728	8,161	,000
	Lower-bound	31615354,766	7,000	4516479,252	8,161	,000
F_ins * Angulación * attachments	Sphericity Assumed	9905220,531	98	101073,679	1,279	,058
	Greenhouse-Geisser	9905220,531	27,064	365993,120	1,279	,193
	Huynh-Feldt	9905220,531	41,692	237582,692	1,279	,147
	Lower-bound	9905220,531	14,000	707515,752	1,279	,255
Error(F_ins)	Sphericity Assumed	26562911,167	336	79056,283		
	Greenhouse-Geisser	26562911,167	92,791	286266,969		
	Huynh-Feldt	26562911,167	142,943	185828,841		
	Lower-bound	26562911,167	48,000	553393,983		

Tabla 6 – Pruebas de efectos intra-sujetos (para inserción).

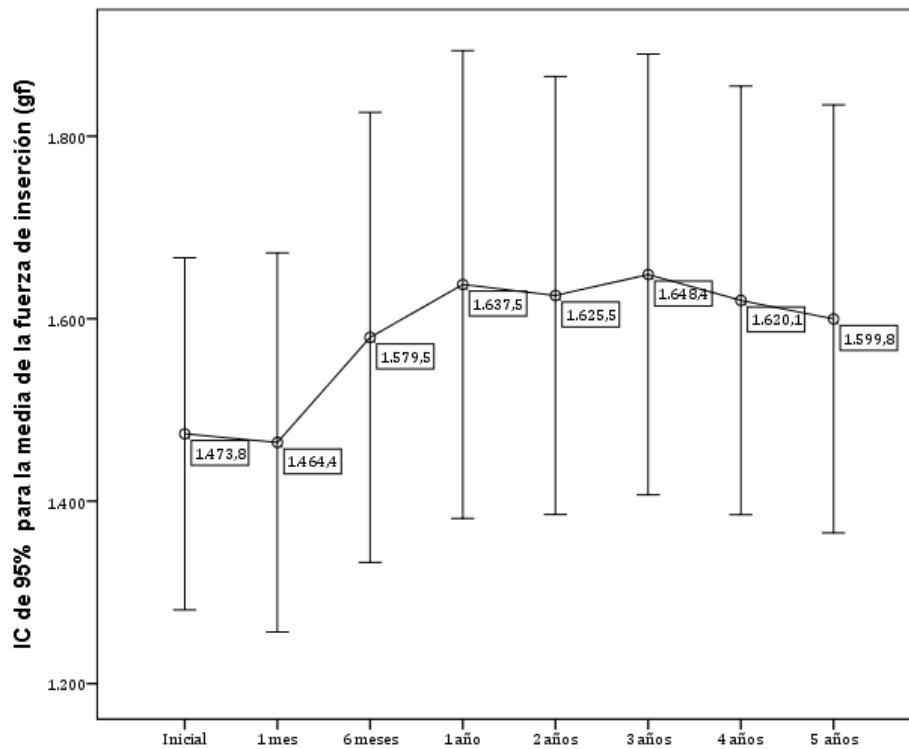


Figura 46 – Distribución dos valores medios de la fuerza de inserción a lo largo del tiempo y respectivos intervalos de confianza a 95%.

- Existen diferencias estadísticamente significativas en los valores medios de la fuerza de inserción en los diferentes períodos considerados, o sea, existe variación significativa en el valor medio de la fuerza de inserción a lo largo del tiempo, en el sentido de que esta aumenta significativamente a lo largo del tiempo [Figura 46](#).

- No existen diferencias significativas en los valores medios de la fuerza de inserción debido a la interacción del tiempo y de la angulación ($F(3,866; 92,791)=0,870$, valor $p > 0,05$), esto significa que las medias de los grupos de angulación cambian de forma idéntica en los ocho tiempos considerados. Este hecho se refleja en las líneas aproximadamente paralelas en el gráfico de la Figura 47.

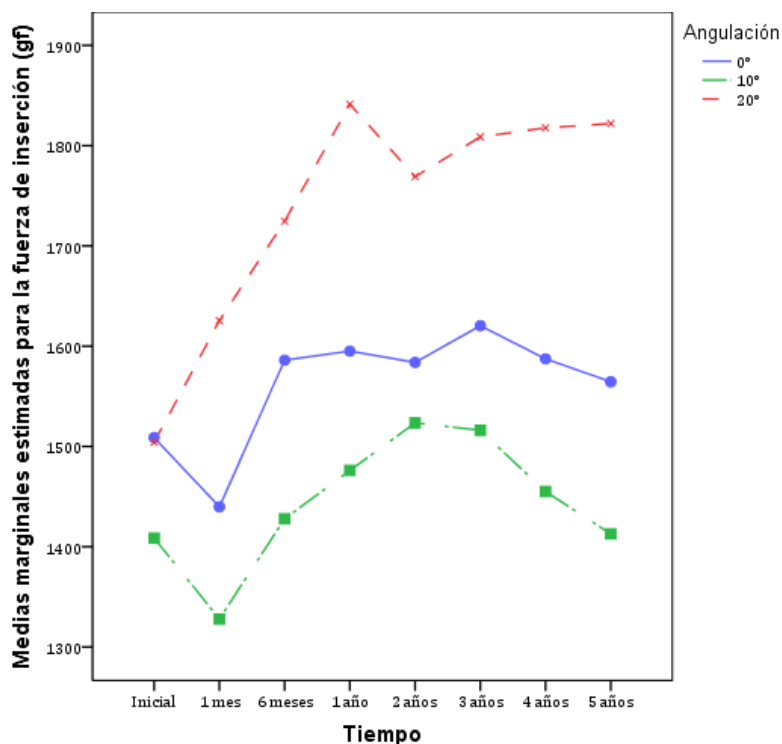


Figura 47 – Gráfico de perfil para el valor medio de la fuerza de inserción a lo largo de los 8 períodos para cada valor de angulación.

• Existen diferencias significativas en los valores medios de la fuerza de inserción debido a la interacción del tiempo y *attachment* ($F(13,532; 92,791)=8,161$, valor $p < 0,05$), esto significa que las medias de los grupos (Clix Amarillo, Clix Rojo, Dalbo Plus, Locator Rosa, Locator Blanco, Locator Azul, Locator Rojo y Locator Verde) varían de forma diferente en los ocho tiempos considerados, o sea, la fuerza de inserción media a lo largo del tiempo no es la misma para los diferentes *attachments* estudiados. Este hecho se refleja en las líneas no paralelas en el gráfico de la Figura 48.

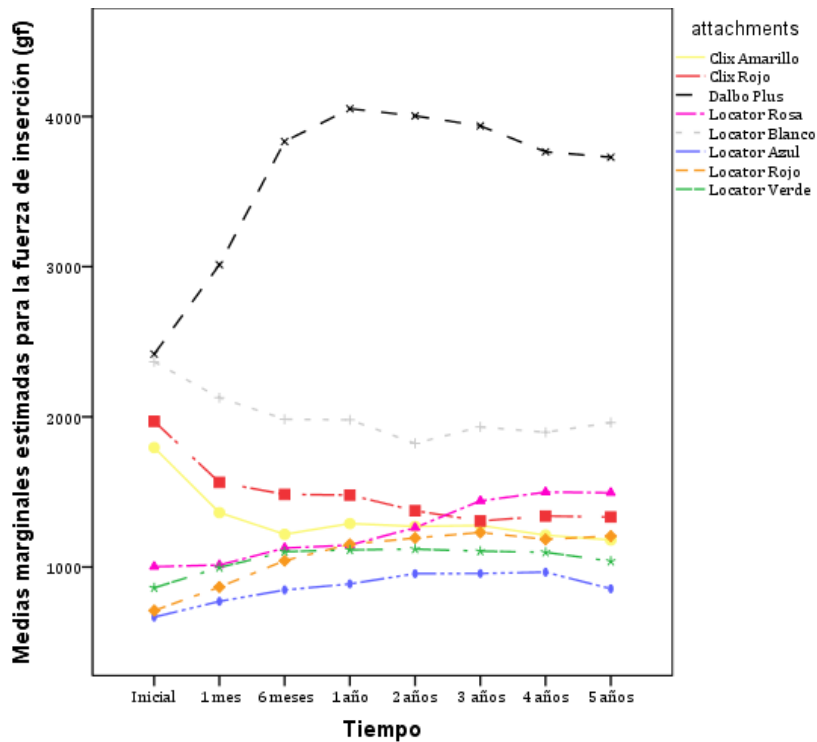


Figura 48 - Gráfico de perfil para el valor medio de la fuerza de inserción a lo largo de los 8 períodos para cada *attachment*.

- No existen diferencias significativas en los valores medios de la fuerza de inserción debido a la interacción del tiempo con angulación y *attachment* ($F(27,064; 92,791)=1,279$, valor $p > 0,05$), esto significa que las medias de los grupos varían de forma idéntica en los ocho tiempos considerados Figura 49.

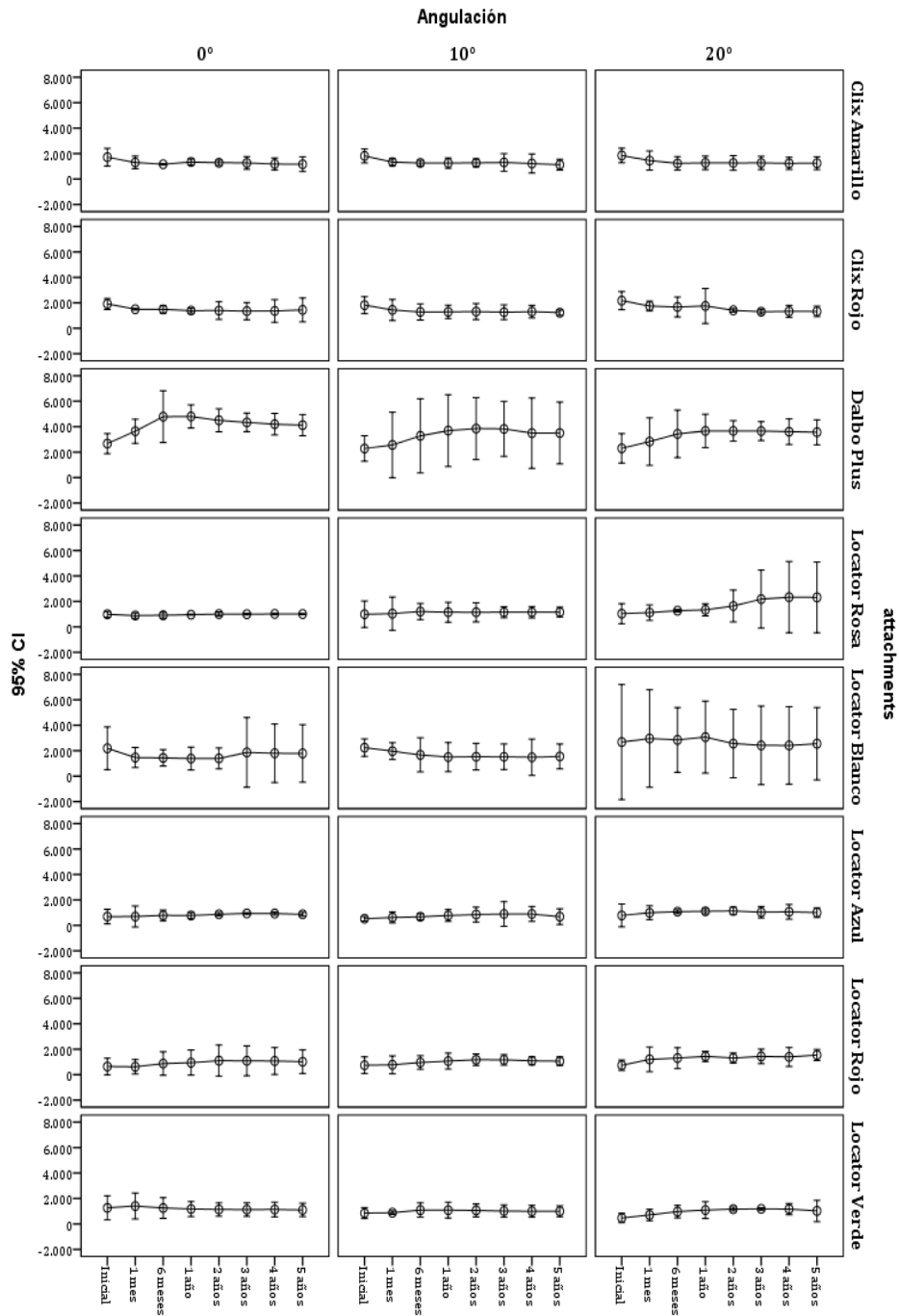


Figura 49 - Distribución de los valores medios de la fuerza de inserción a lo largo del tiempo según la angulación y *attachment* y respectivos intervalos de confianza a 95%.

De acuerdo con los resultados de la Tabla 6 se verifica que existen diferencias significativas en los valores medios de la fuerza de inserción debido a la angulación ($F_{(2, 48)}=3,600$, valor $p < 0,05$), debido al tipo de *attachment* ($F_{(7, 48)}=47,582$, valor $p < 0,05$) pero no debido a la interacción ($F_{(14, 48)}=1,738$, valor $p > 0,05$).^{Tabla 7}

Origen	Tipo III Suma de cuadrados	gl	Cuadrático promedio	F	Sig.	Potencia ^a observada
Interceptación	1439965322,266	1	1439965322,266	1217,612	,000	1,000
Angulación	8514495,698	2	4257247,849	3,600	,035	,639
attachments	393895600,804	7	56270800,115	47,582	,000	1,000
Angulación * attachments	28781480,524	14	2055820,037	1,738	,079	,827
Error	56765478,833	48	1182614,142			

Tabla 7 - Prueba a los efectos de los factores

Como resultados de las pruebas de comparaciones múltiples se ha verificado que en cuanto a la angulación:

- no existe diferencia significativa en el valor medio de la fuerza de inserción entre la angulación de 0° y 10°.
- no existe diferencia significativa en el valor medio de la fuerza de inserción entre la angulación de 0° y 20°.
- existe diferencia significativa en el valor medio de la fuerza de inserción entre la angulación de 10° y 20°, en el sentido en que la fuerza media de inserción en la angulación de 10° es significativamente inferior a la necesaria con la angulación de 20°.

En cuanto a los *attachments*:

- no existe diferencia significativa en el valor medio de la fuerza de inserción entre el Clix amarillo y el Clix Rojo.

- existe diferencia significativa en el valor medio de la fuerza de inserción entre el Clix amarillo y el Dalbo plus, en el sentido que la fuerza media de inserción del Clix amarillo es significativamente inferior a la del Dalbo plus.
 - no existe diferencia significativa en el valor medio de la fuerza de inserción entre el Clix amarillo y el Locator rosa.
 - existe diferencia significativa en el valor medio de la fuerza de inserción entre el Clix amarillo y el Locator blanco, en el sentido que la fuerza media de inserción del Clix amarillo es significativamente inferior a la del Locator blanco.
 - no existe diferencia significativa en el valor medio de la fuerza de inserción entre el Clix amarillo y el Locator azul.
 - no existe diferencia significativa en el valor medio de la fuerza de inserción entre el Clix amarillo y el Locator rojo.
 - no existe diferencia significativa en el valor medio de la fuerza de inserción entre el Clix amarillo y el Locator verde.
 - existen diferencias significativas en el valor medio de la fuerza de inserción entre el Clix rojo y el Dalbo plus, en el sentido que la fuerza media de inserción del Clix rojo es significativamente inferior a la del Dalbo plus.
 - no existe diferencia significativa en el valor medio de la fuerza de inserción entre el Clix rojo y el Locator rosa.
 - no existe diferencia significativa en el valor medio de la fuerza de inserción entre el Clix rojo y el Locator blanco.
 - existe diferencia significativa en el valor medio de la fuerza de inserción entre el Clix rojo y el Locator azul, en el sentido que la fuerza media de inserción del Clix rojo es significativamente superior a la del Locator azul.
 - no existe diferencia significativa en el valor medio de la fuerza de inserción entre el Clix rojo y el Locator rojo.
-

-
- no existe diferencia significativa en el valor medio de la fuerza de inserción entre el Clix rojo y el Locator verde.
 - existe diferencia significativa en el valor medio de la fuerza de inserción entre el Dalbo plus y el Locator rosa, en el sentido que la fuerza media de inserción del Dalbo plus es significativamente superior a la del Locator rosa.
 - existe diferencia significativa en el valor medio de la fuerza de inserción entre el Dalbo plus y el Locator blanco, en el sentido que la fuerza media de inserción del Dalbo plus es significativamente superior a la del Locator blanco.
 - existe diferencia significativa en el valor medio de la fuerza de inserción entre el Dalbo plus y el Locator azul, en el sentido que la fuerza media de inserción del Dalbo plus es significativamente superior a la del Locator azul.
 - existe diferencia significativa en el valor medio de la fuerza de inserción entre el Dalbo plus y el Locator rojo, en el sentido que la fuerza media de inserción del Dalbo plus es significativamente superior a la del Locator rojo.
 - existe diferencia significativa en el valor medio de la fuerza de inserción entre el Dalbo plus y el Locator verde, en el sentido que la fuerza media de inserción del Dalbo plus es significativamente superior a la del Locator verde.
 - existe diferencia significativa en el valor medio de la fuerza de inserción entre el Locator rosa y el Locator blanco, en el sentido que la fuerza media de inserción del Locator rosa es significativamente inferior a la del Locator blanco.
 - no existe diferencia significativa en el valor medio de la fuerza de inserción entre el Locator rosa y el Locator azul.
 - no existe diferencia significativa en el valor medio de la fuerza de inserción entre el Locator rosa y el Locator rojo.
 - no existe diferencia significativa en el valor medio de la fuerza de inserción entre el Locator rosa y el Locator verde.
-

- existe diferencia significativa en el valor medio de la fuerza de inserción entre el Locator blanco y el Locator azul, en el sentido que la fuerza media de inserción del Locator blanco es significativamente superior a la del Locator azul.
- existe diferencia significativa en el valor medio de la fuerza de inserción entre el Locator blanco y el Locator rojo, en el sentido que la fuerza media de inserción del Locator blanco es significativamente superior a la del Locator rojo.
- existe diferencia significativa en el valor medio de la fuerza de inserción entre el Locator blanco y el Locator verde, en el sentido que la fuerza media de inserción del Locator blanco es significativamente superior a la del Locator verde.
- no existe diferencia significativa en el valor medio de la fuerza de inserción entre el Locator azul y el Locator rojo.
- no existe diferencia significativa en el valor medio de la fuerza de inserción entre el Locator azul y el Locator verde.
- no existe diferencia significativa en el valor medio de la fuerza de inserción entre el Locator rojo y el Locator verde.

En resumen y para responder a uno de los objetivos se calculó para cada angulación y cada *attachment* los porcentajes de pérdida de retención en cada tiempo en relación al inicial.

Los valores se indican en la siguiente tabla 8.

		attachments								
		Clix Amarillo	Clix Rojo	Dalbo Plus	Locator Rosa	Locator Blanco	Locator Azul	Locator Rojo	Locator Verde	
Angulación	0°	1 mes	24,2%	21,7%	-36,4%	9,8%	33,1%	-0,9%	3,4%	-11,3%
		6 meses	32,3%	22,3%	-79,3%	7,9%	34,4%	-13,8%	-35,3%	1,0%
		1 año	21,9%	27,4%	-79,7%	2,7%	36,9%	-12,3%	-46,9%	7,3%
		2 años	25,5%	27,2%	-68,4%	-2,1%	36,4%	-26,3%	-70,8%	10,4%
		3 años	26,3%	29,4%	-62,3%	-1,1%	14,7%	-35,9%	-69,4%	11,2%
		4 años	31,0%	28,7%	-57,1%	-3,2%	17,7%	-34,8%	-67,0%	10,2%
		5 años	32,2%	24,5%	-54,3%	-2,5%	18,4%	-26,3%	-58,1%	12,8%
	10°	1 mes	26,7%	20,7%	-12,3%	-4,7%	12,1%	-19,3%	-4,2%	-3,4%
		6 meses	30,6%	29,4%	-43,5%	-21,8%	25,2%	-29,1%	-28,5%	-27,8%
		1 año	30,9%	29,1%	-61,5%	-15,9%	33,0%	-48,2%	-43,7%	-27,1%
		2 años	30,2%	27,8%	-68,5%	-15,5%	31,8%	-62,7%	-57,6%	-24,9%
		3 años	28,5%	30,6%	-67,3%	-15,9%	32,1%	-71,2%	-56,6%	-19,2%
		4 años	33,0%	27,8%	-52,9%	-15,9%	33,6%	-71,5%	-46,2%	-16,8%
		5 años	38,0%	32,6%	-53,3%	-17,0%	30,6%	-30,7%	-41,9%	-16,8%
	20°	1 mes	21,5%	19,6%	-23,1%	-8,1%	-10,3%	-26,5%	-62,1%	-49,9%
		6 meses	33,6%	22,9%	-49,3%	-22,8%	-6,3%	-37,6%	-75,2%	-105,7%
		1 año	31,4%	19,3%	-59,4%	-29,2%	-14,4%	-41,6%	-94,0%	-131,6%
		2 años	31,7%	35,0%	-59,4%	-58,7%	4,6%	-45,8%	-76,1%	-147,4%
3 años		31,6%	40,0%	-59,0%	-111,1%	9,8%	-32,0%	-93,2%	-150,7%	
4 años		33,3%	38,5%	-56,9%	-125,9%	10,1%	-36,0%	-87,3%	-147,7%	
5 años		32,6%	39,0%	-55,0%	-124,3%	4,8%	-28,8%	-108,0%	-116,8%	

Tabla 8 - Porcentaje de pérdida de retención relativa a la fuerza de inserción inicial en la fuerza de inserción.

5.2 - Fuerza de desinserción

De los resultados señalados en la Tabla 9, se verifica que:

Origen		Tipo III Suma de cuadrados	gl	Cuadrático promedio	F	Sig.
F_desins	Sphericity Assumed	627276,276	7	89610,9	4,258	0,000
	Greenhouse-Geisser	627276,276	2,989	209868,4	4,258	0,007
	Huynh-Feldt	627276,276	4,737	132430,9	4,258	0,001
	Lower-bound	627276,276	1	627276,3	4,258	0,045
F_desins * Angulación	Sphericity Assumed	441829,125	14	31559,22	1,499	0,109
	Greenhouse-Geisser	441829,125	5,978	73911,59	1,499	0,183
	Huynh-Feldt	441829,125	9,473	46639,58	1,499	0,145
	Lower-bound	441829,125	2	220914,6	1,499	0,234
F_desins * attachments	Sphericity Assumed	8305111,46	49	169492,1	8,053	0,000
	Greenhouse-Geisser	8305111,46	20,922	396949,8	8,053	0,000
	Huynh-Feldt	8305111,46	33,156	250482,7	8,053	0,000
	Lower-bound	8305111,46	7	1186444	8,053	0,000
F_desins * Angulación * attachments	Sphericity Assumed	4146425,681	98	42310,47	2,01	0,000
	Greenhouse-Geisser	4146425,681	41,845	99090,96	2,01	0,001
	Huynh-Feldt	4146425,681	66,313	62528,24	2,01	0,000
	Lower-bound	4146425,681	14	296173,3	2,01	0,037
Error(F_desins)	Sphericity Assumed	7072024,833	336	21047,69		
	Greenhouse-Geisser	7072024,833	143,467	49293,62		
	Huynh-Feldt	7072024,833	227,358	31105,19		
	Lower-bound	7072024,833	48	147333,9		

Tabla 9 – Pruebas de efectos intra-sujetos (para desinserción)

- existen diferencias estadísticamente significativas en los valores medios de la fuerza de desinserción en los diferentes períodos considerados; o sea, existe variación significativa en el valor medio de la fuerza de desinserción a lo largo de los tiempos, en el sentido de que esta disminuye significativamente a lo largo del tiempo

Figura 50 ;

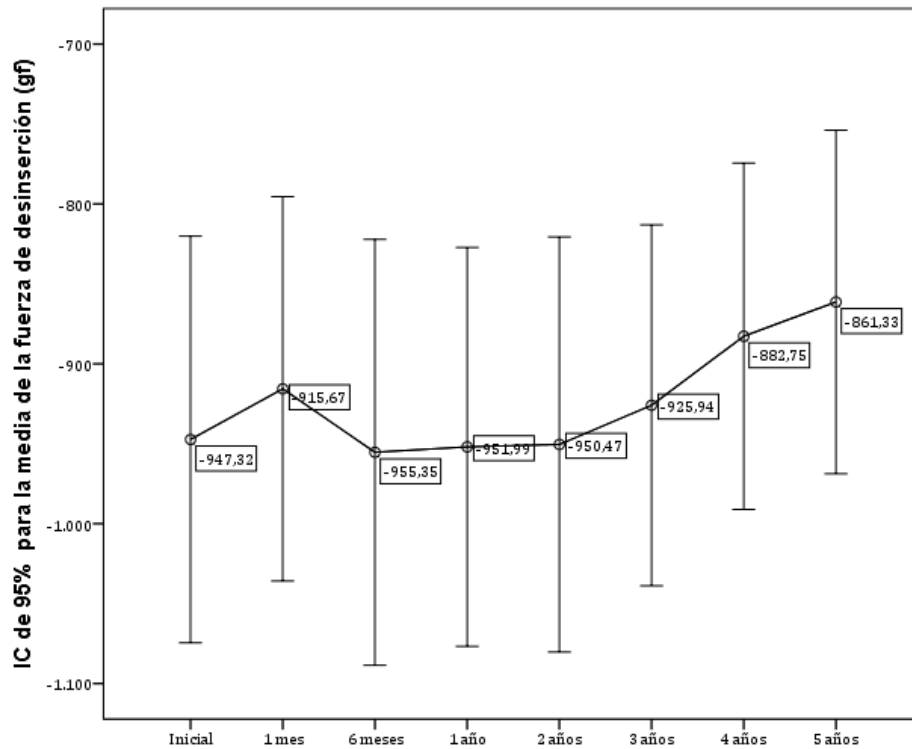


Figura 50 – Distribución de los valores medios de la fuerza de desinserción a lo largo del tiempo y respectivos intervalos de confianza a 95%.

• no existen diferencias significativas en los valores medios de la fuerza de desinserción debido a la interacción del tiempo y angulación ($F(5,978; 143,467)=1,499$, valor $p > 0,05$), esto significa que las medias de los grupos de angulación varían de forma idéntica en los ocho tiempos considerados. Este hecho se refleja en las líneas aproximadamente paralelas en el gráfico de la Figura 51.

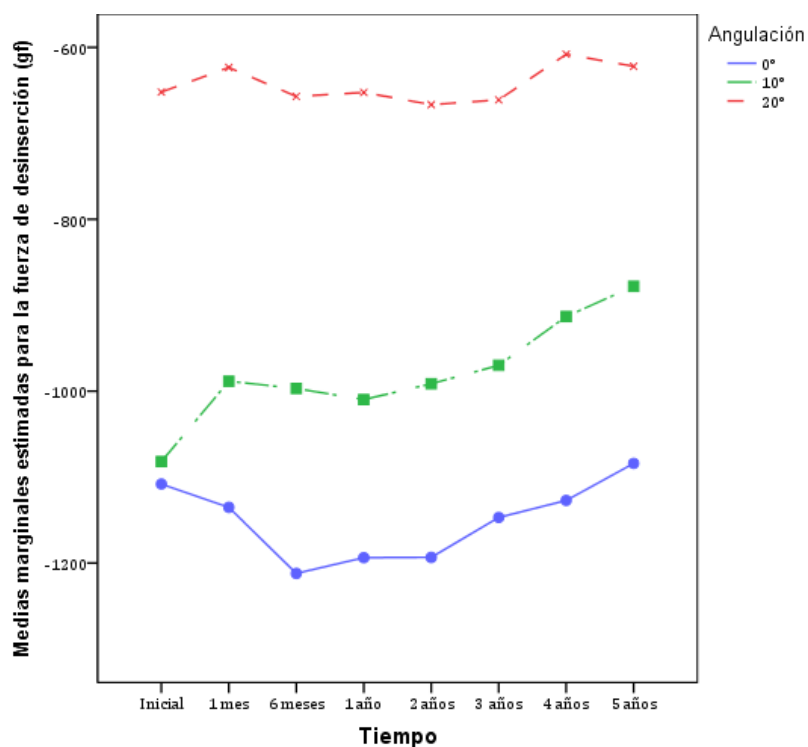


Figura 51 – Gráfico de perfil para el valor medio de la fuerza de desinserción a lo largo de los 8 períodos para cada valor de angulación.

• Existen diferencias significativas en los valores medios de la fuerza de desinserción debido a la interacción del tiempo y *attachment* ($F(20,922; 143,467)=8,053$, valor $p < 0,05$), esto significa que las medias de los grupos (Clix Amarillo, Clix Rojo, Dalbo Plus, Locator Rosa, Locator Blanco, Locator Azul, Locator Rojo y Locator Verde) varían de forma diferente en los ocho tiempos considerados, o sea, la fuerza de desinserción media a lo largo del tiempo no es la misma para los diferentes *attachments* estudiados. Este hecho se refleja en las líneas no paralelas en el gráfico da Figura 52.

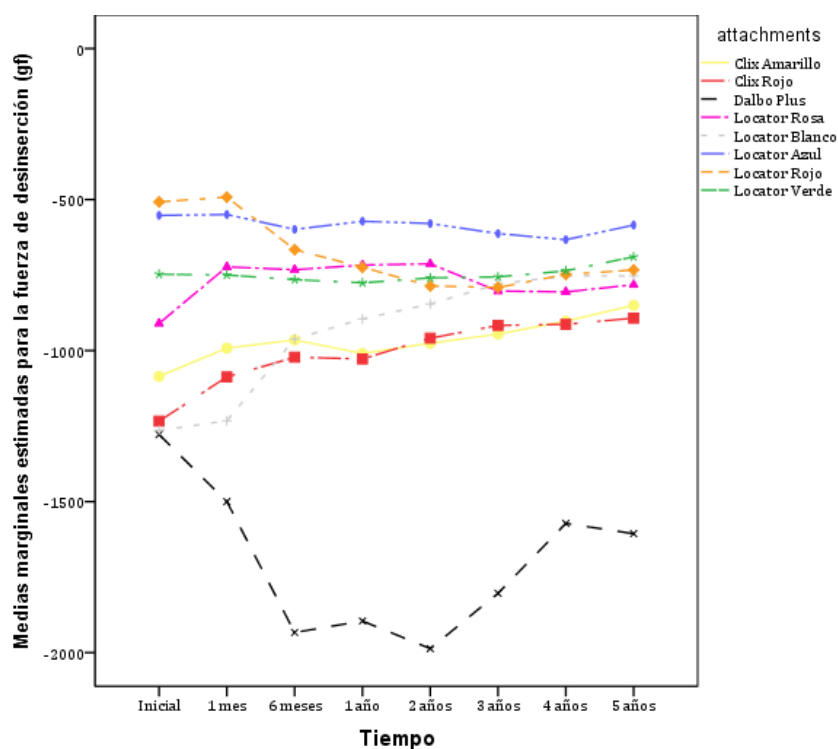


Figura 52 – Gráfico de perfil para el valor medio de la fuerza de desinserción a lo largo de los 8 períodos para cada *attachment*.

- Existen diferencias significativas en los valores medios de la fuerza de desinserción debido a la interacción del tiempo con la angulación y el tipo de *attachment* ($F(41,845;143,467)=2,010$, valor $p < 0,05$), significa que las medias de los grupos no varían de forma idéntica en los ocho tiempos considerados Figuras 53 y 54.

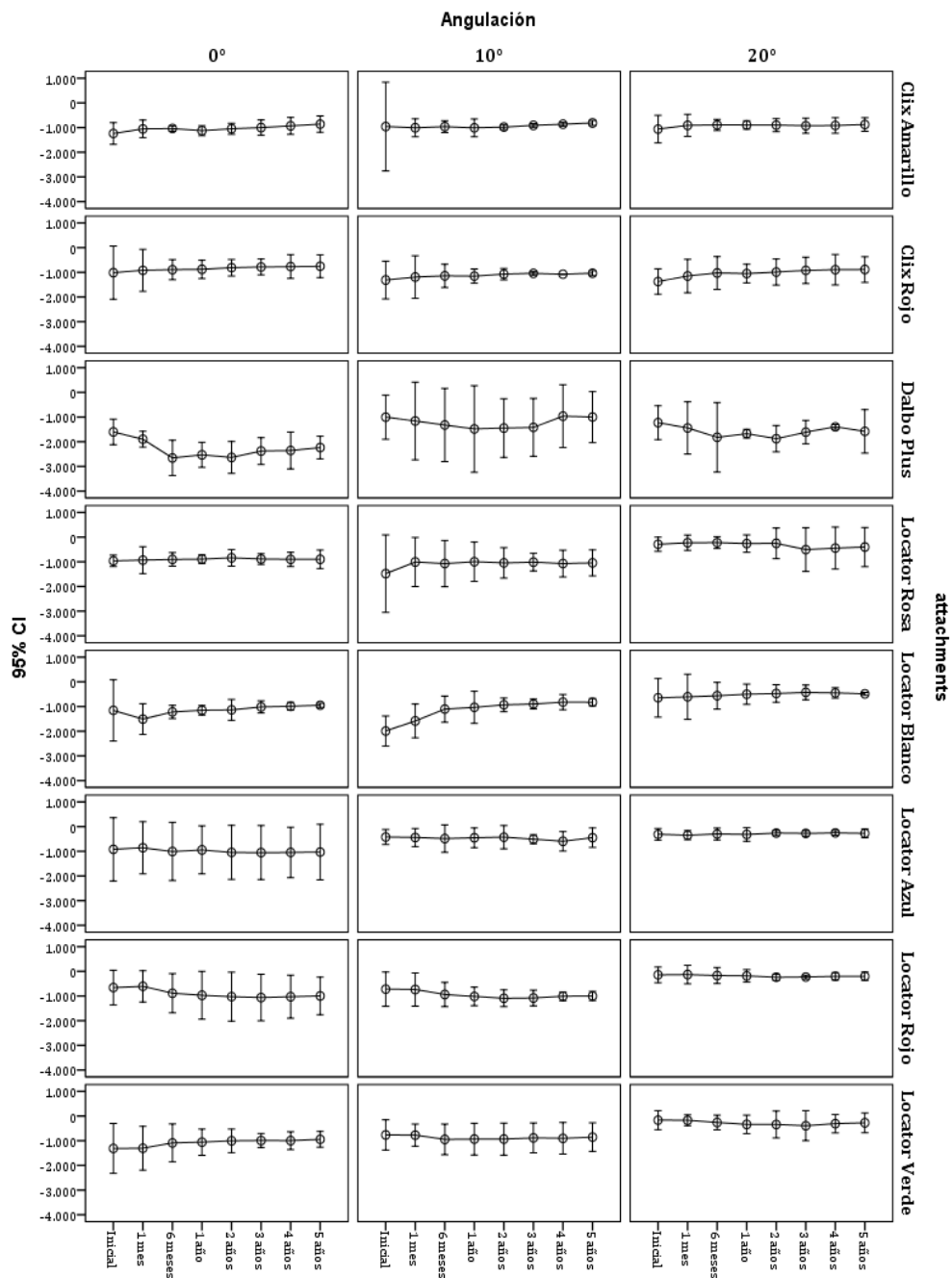


Figura 53 – Distribución de los valores medios de la fuerza de desinserción a lo largo del tiempo según angulación y *attachment* y respectivos intervalos de confianza a 95%.

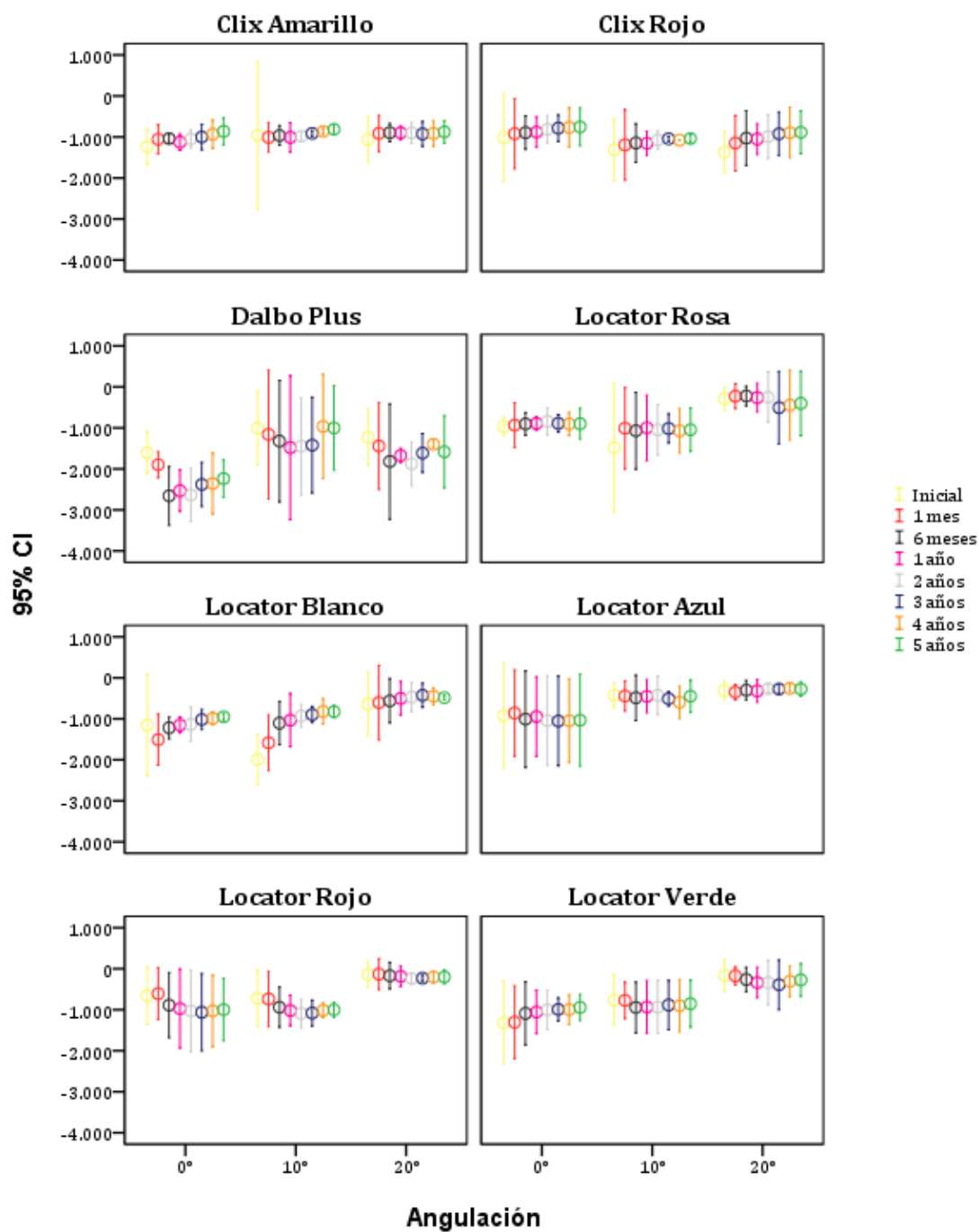


Figura 54 – Distribución de los valores medios de la fuerza de desinserción según el tiempo, angulación y *attachment* y respectivos intervalos de confianza a 95%.

De acuerdo con los resultados de la Tabla 10 (prueba a los efectos de los factores) se verifica que existen diferencias significativas en los valores medios de la fuerza de desinserción debido a la angulación ($F_{(2, 48)}=34,619$, valor $p < 0,05$), debido al tipo de *attachment* ($F_{(7, 48)}=23,220$, valor $p < 0,05$) y también debido a la interacción ($F_{(14, 48)}=5,209$, valor $p < 0,05$). Tabla 10

Origen	Tipo III Suma de cuadrados	gl	Cuadrático promedio	F	Sig.	Potencia ^a observada
Interceptación	491617908,543	1	491617908,543	1330,977	,000	1,000
Angulación	25573966,347	2	12786983,174	34,619	,000	1,000
attachments	60037257,165	7	8576751,024	23,220	,000	1,000
Angulación * attachments	26935925,736	14	1923994,695	5,209	,000	1,000
Error	17729583,833	48	369366,330			

Tabla 10 – Test a los efectos de los factores

Como resultados de las pruebas de comparaciones múltiples se ha verificado que, en cuanto a la angulación:

- existe diferencia significativa en el valor medio de la fuerza de desinserción entre la angulación de 0° y 10°, en el sentido que la fuerza media de desinserción en la angulación de 0° es significativamente superior a la necesaria con la angulación de 10°.
- existe diferencia significativa en el valor medio de la fuerza de desinserción entre la angulación de 0° y 20°, en el sentido que la fuerza media de desinserción en la angulación de 0° es significativamente superior a la necesaria con la angulación de 20°.
- existe diferencia significativa en el valor medio de la fuerza de desinserción entre la angulación de 10° y 20°, en el sentido que la fuerza media de desinserción en la angulación de 10° es significativamente superior a la necesaria con la angulación de 20°.

En cuanto a los *attachments*:

- no existe diferencia significativa en el valor medio de la fuerza de desinserción entre el Clix amarillo y el Clix rojo.
- existe diferencia significativa en el valor medio de la fuerza de desinserción entre el Clix amarillo y el Dalbo plus, en el sentido que la fuerza media de desinserción del Clix amarillo es significativamente inferior a la del Dalbo plus.
- no existe diferencia significativa en el valor medio de la fuerza de desinserción entre el Clix amarillo y el Locator rosa.
- no existe diferencia significativa en el valor medio de la fuerza de desinserción entre el Clix amarillo y el Locator blanco.
- existe diferencia significativa en el valor medio de la fuerza de desinserción entre el Clix amarillo y el Locator azul, en el sentido que la fuerza media de desinserción del Clix amarillo es significativamente superior a lo del Locator azul.
- no existe diferencia significativa en el valor medio de la fuerza de desinserción entre el Clix amarillo y el Locator rojo.
- no existe diferencia significativa en el valor medio de la fuerza de desinserción entre el Clix amarillo y el Locator verde.
- existe diferencia significativa en el valor medio de la fuerza de desinserción entre el Clix rojo y el Dalbo plus, en el sentido que la fuerza media de desinserción del Clix rojo es significativamente inferior a la del Dalbo plus.
- no existe diferencia significativa en el valor medio de la fuerza de desinserción entre el Clix rojo y el Locator rosa.
- no existe diferencia significativa en el valor medio de la fuerza de desinserción entre el Clix rojo y el Locator blanco.

-
- existe diferencia significativa en el valor medio de la fuerza de desinserción entre el Clix rojo y el Locator azul, en el sentido que la fuerza media de desinserción del Clix rojo es significativamente superior a la del Locator azul.
 - no existe diferencia significativa en el valor medio de la fuerza de desinserción entre el Clix rojo y el Locator rojo.
 - no existe diferencia significativa en el valor medio de la fuerza de desinserción entre el Clix rojo y el Locator verde.
 - existe diferencia significativa en el valor medio de la fuerza de desinserción entre el Dalbo plus y el Locator rosa, en el sentido que la fuerza media de desinserción del Dalbo plus es significativamente superior a la del Locator rosa.
 - existe diferencia significativa en el valor medio de la fuerza de desinserción entre el Dalbo plus y el Locator blanco, en el sentido que la fuerza media de desinserción del Dalbo plus es significativamente superior a la del Locator blanco.
 - existe diferencia significativa en el valor medio de la fuerza de desinserción entre el Dalbo plus y el Locator azul, en el sentido que la fuerza media de desinserción del Dalbo plus es significativamente superior a la del Locator azul.
 - existe diferencia significativa en el valor medio de la fuerza de desinserción entre el Dalbo plus y el Locator rojo, en el sentido que la fuerza media de desinserción del Dalbo plus es significativamente superior a la del Locator.
 - existe diferencia significativa en el valor medio de la fuerza de desinserción entre el Dalbo plus y el Locator verde, en el sentido que la fuerza media de desinserción del Dalbo plus es significativamente superior a la del Locator verde.
 - no existe diferencia significativa en el valor medio de la fuerza de desinserción entre el Locator rosa y el Locator blanco.
-

-
- no existe diferencia significativa en el valor medio de la fuerza de desinserción entre el Locator rosa y el Locator azul.
 - no existe diferencia significativa en el valor medio de la fuerza de desinserción entre el Locator rosa y el Locator rojo.
 - no existe diferencia significativa en el valor medio de la fuerza de desinserción entre el Locator rosa y el Locator verde.
 - existe diferencia significativa en el valor medio de la fuerza de desinserción entre el Locator blanco y el Locator azul, en el sentido que la fuerza media de desinserción del Locator blanco es significativamente superior a la del Locator azul.
 - no existe diferencia significativa en el valor medio de la fuerza de desinserción entre el Locator blanco y el Locator rojo.
 - no existe diferencia significativa en el valor medio de la fuerza de desinserción entre el Locator blanco y el Locator verde.
 - no existe diferencia significativa en el valor medio de la fuerza de desinserción entre el Locator azul y el Locator rojo.
 - no existe diferencia significativa en el valor medio de la fuerza de desinserción entre el Locator azul y el Locator verde.
 - no existe diferencia significativa en el valor medio de la fuerza de desinserción entre el Locator rojo y el Locator verde.

Se procedió, del mismo modo que en la fuerza de inserción, y para responder a un de los objetivos se calculó para cada angulación y cada *attachment* los porcentajes de pérdida de retención en cada tiempo en relación al inicial.

Los valores se indican en la siguiente Tabla 11:

		attachments								
		Clix Amarillo	Clix Rojo	Dalbo Plus	Locator Rosa	Locator Blanco	Locator Azul	Locator Rojo	Locator Verde	
Angulación	0°	1 mes	14,8%	9,4%	-18,4%	2,9%	-30,4%	7,0%	7,8%	0,6%
		6 meses	16,2%	12,0%	-65,9%	6,1%	-5,4%	-9,4%	-34,9%	17,0%
		1 año	9,2%	13,3%	-58,1%	7,3%	0,4%	-2,4%	-47,4%	19,4%
		2 años	15,4%	19,9%	-64,5%	12,6%	1,8%	-13,4%	-56,0%	23,5%
		3 años	19,2%	22,7%	-48,4%	7,6%	12,0%	-14,2%	-61,3%	24,4%
		4 años	24,9%	24,4%	-47,1%	6,3%	14,4%	-13,5%	-56,3%	23,9%
		5 años	30,4%	25,7%	-39,6%	6,4%	17,9%	-12,0%	-51,3%	28,1%
	10°	1 mes	-5,3%	9,2%	-15,6%	31,9%	20,5%	-4,7%	-2,2%	-1,2%
		6 meses	-0,6%	12,8%	-31,7%	27,6%	44,6%	-15,1%	-30,0%	-23,6%
		1 año	-5,4%	12,1%	-47,6%	32,6%	48,1%	-7,1%	-40,9%	-22,2%
		2 años	-2,4%	18,2%	-44,2%	29,4%	53,3%	-1,5%	-51,2%	-22,2%
		3 años	4,8%	20,5%	-41,4%	31,5%	55,0%	-20,8%	-49,5%	-15,8%
		4 años	9,8%	17,9%	4,0%	27,6%	58,9%	-40,8%	-40,2%	-18,1%
		5 años	15,0%	20,9%	0,4%	29,5%	58,6%	-6,0%	-38,7%	-11,6%
	20°	1 mes	14,1%	16,3%	-17,5%	21,4%	6,0%	-11,4%	8,0%	-3,2%
		6 meses	15,8%	25,2%	-48,2%	22,9%	12,9%	3,8%	-20,0%	-56,8%
		1 año	15,7%	23,5%	-36,2%	9,5%	22,2%	-1,9%	-29,8%	-102,2%
		2 años	15,2%	27,9%	-52,9%	12,5%	27,0%	15,9%	-68,5%	-104,6%
		3 años	12,8%	32,8%	-31,4%	-75,7%	34,0%	12,4%	-62,0%	-135,0%
		4 años	13,8%	34,8%	-13,8%	-53,9%	30,4%	18,0%	-42,0%	-84,6%
		5 años	17,5%	35,5%	-28,8%	-39,3%	24,8%	12,7%	-41,3%	-63,8%

Tabla 11 - Porcentaje de pérdida de retención relativa a la fuerza de desinserción inicial en la fuerza de desinserción

5.3 - Análisis macroscópico de los pilares de Bola y Locator

El análisis macroscópico de los pilares fue realizado por la medición inicial y final de cada pilar con el uso de micrómetro digital. De esta observación, no se comprobó que existieran diferencias macroscópicas relevantes en las piezas metálicas. Todos los pilares de bola tenían un diámetro aproximado de 2.25mm en el inicio y en el final de los testes así como los pilares Locator tenían uno diámetro aproximado de 3.86mm en el inicio y en el final de las pruebas ^{Tabla 12}.

	L 1 B 0	L 2 B 10	L 3 B 20	L 4 R 0	L 5 R 10	L 6 R 20	L 7 A 0	L 8 A 10	L 9 A 20	L 10 R 0	L 11 R 10
Inicio	3.860 mm	3.861 mm	3.860 mm	3.860 mm	3.860 mm	3.859 mm	3.860 mm	3.861 mm	3.860 mm	3.860 mm	3.861 mm
Final	3.860 mm	3.861 mm	3.860 mm	3.860 mm	3.860 mm	3.859 mm	3.860 mm	3.861 mm	3.860 mm	3.860 mm	3.861 mm
	L 12 R 0 20	L 13 V 0	L 14 V 10	L 15 V 20	C 1 A 0	C 2 A 10	C 3 A 20	C 4 A 0	C 5 A 10	C 6 A 20	C 7 A 0
Inicio	3.860 mm	3.860 mm	3.860 mm	3.859 mm	2.250 mm	2.250 mm	2.251 mm	2.250 mm	2.249 mm	2.250 mm	2.250 mm
Final	3.860 mm	3.860 mm	3.860 mm	3.859 mm	2.250 mm	2.250 mm	2.251 mm	2.250 mm	2.249 mm	2.250 mm	2.250 mm
	C 8 A 10	C 9 A 20	D 1 B 0	D 2 B 10	D 3 B 20	D 4 B 0	D 5 B 10	D 6 B 20	D 7 B 0	D 8 B 10	D 9 B 20
Inicio	2.249 mm	2.250 mm	2.251 mm	2.250 mm	2.249 mm	2.250 mm	2.250 mm	2.249 mm	2.250 mm	2.250 mm	2.249 mm
Final	2.249 mm	2.250 mm	2.251 mm	2.250 mm	2.249 mm	2.250 mm	2.250 mm	2.249 mm	2.250 mm	2.250 mm	2.249 mm

Tabla 12 – Mediciones con micrómetro digital de los pilares metálicos

5.4 - Análisis microscópico de los *attachments* probados

El análisis microscópico de la muestra resulta importante para percibir el tipo y la cantidad de desgaste que cada combinación *attachment*-pilar ha provocado mutuamente a lo largo de los 5400 ciclos. Asimismo, también era fundamental percibir si dicho desgaste previsto de las piezas de estudio, fruto del rozamiento y la fricción, variaba con las diferentes inclinaciones.



Figura 55 – *Clix*® Amarillo en el inicio, final del estudio a 0° y 20°



Figura 56 – *Clix*® Rojo en el inicio, final del estudio a 0° y 20°

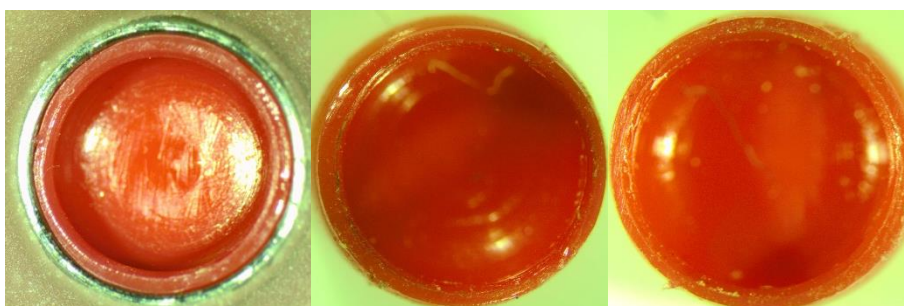


Figura 57 - *Locator*® rojo en el inicio, final del estudio a 0° y 20°

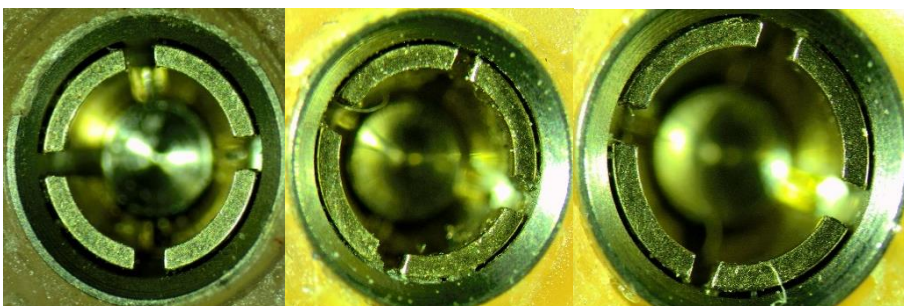


Figura 58 – *Dalbo-Plus*® en el inicio, final del estudio a 0° y 20°



Figura 59 – *Locator*[®] blanco en el inicio, final del estudio a 0° y 20°

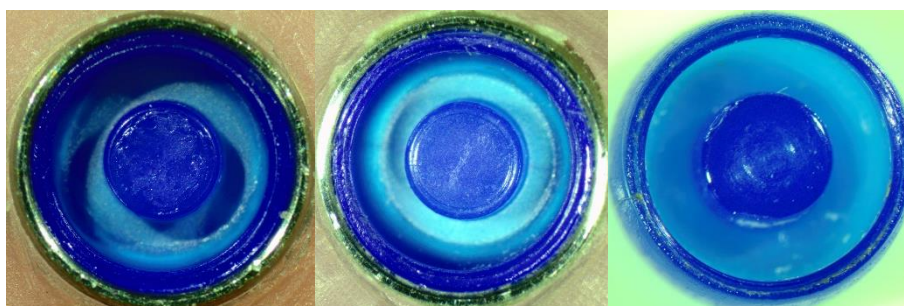


Figura 60 – *Locator*[®] azul en el inicio, final del estudio a 0° y 20°



Figura 61 – *Locator*[®] rosa en el inicio, final del estudio a 0° y 20°



Figura 62 – *Locator*[®] verde en el inicio, final del estudio a 0° y 20°

De este modo, todos los 72 *attachment's* y 18 pilares de bola y 15 pilares Locator barras en estudio, previamente separadas en cajas individuales, fueron observados en el inicio y en el final del estudio utilizando un estereoscopio ^{Figura 44}, para el registro y evaluación del desgaste producido durante las pruebas de fatiga.

Por la observación de las figuras 55 a 62 podremos afirmar que existe un ligero desgaste en las muestras, comparando las fotos iniciales de cada una y las finales. En relación a la inclinación, la deformación macroscópica de las muestras con zonas de pérdida material es mayor en las muestras de los estudios con inclinación a 20° que en los estudios con inclinación a 0°.

Entre los sistemas, el más alterado desde el punto de vista macroscópico es el Dalbo-Plus donde se nota claramente un desgaste en las lamelas internas así como un menor espacio entre la cápsula metálica y las lamelas y con el aumento de la inclinación de esa disminución del espacio se hace más evidente ^{Figura 58}.

De esta observación, no se comprobó que existieran diferencias microscópicas relevantes en las piezas metálicas ^{Figuras 63, 64,65}. En todos los grupos, el desgaste provocado por las pruebas y fatiga fue variando únicamente cuando se modificaba el material constituyente de los *attachments* o teflón. Factores como la dureza, la resiliencia o el modo de elasticidad intrínsecos a cada material fueron fundamentales para el desgaste observado en las diferentes combinaciones *attachment*-pilar formuladas a lo largo del estudio.

Como en las mediciones del diámetro de las piezas metálicas se ha comprobado que no existieron alteraciones macroscópicas en las piezas metálicas, la evaluación por microscopia estereoscopia tampoco muestra señales evidentes de desgaste o alteración de la superficie ^{Figuras 63, 64, 65}.



Figura 63 – Pilar *Locator*® antes y después del estudio.

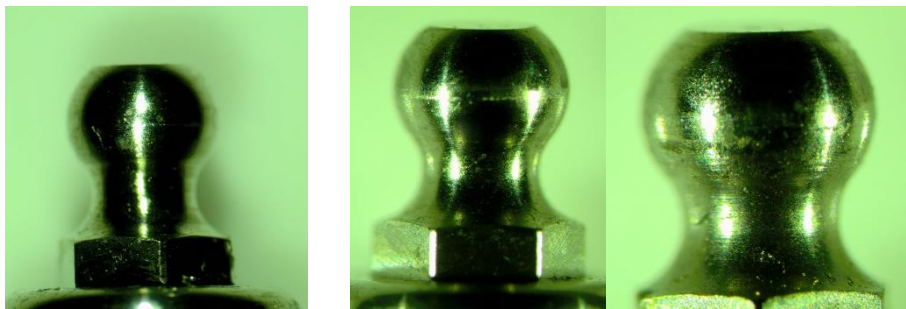


Figura 64 – Pilar bola usado en el sistema *Dalbo*® antes y después del ensayo

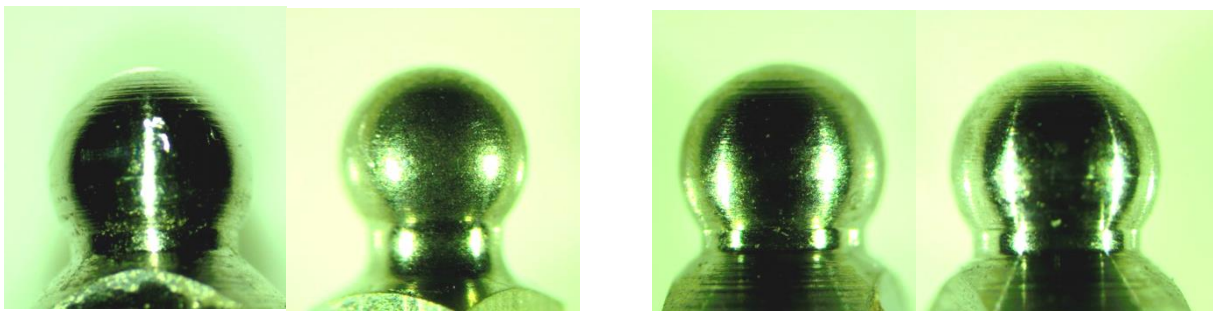


Figura 65 – Pilar bola usado en el sistema *Clix*® antes y después del ensayo

6. DISCUSIÓN

6 - DISCUSIÓN

6.1 – Discusión sobre el diseño del estudio

Los sistemas utilizados en este estudio permiten un cambio simple y rápido de los componentes de retención. El *Dalbo-Plus*[®] permite la sustitución del sistema de lamelas con un destornillador propio bastando girar en el sentido anti horario para la retirada de las lamelas y colocar un nuevo sistema de retención con un movimiento horario de atornillamiento en la base metálica. El *Locator*[®] usa una llave propia para retirar y colocar el teflón donde en una punta captura el teflón que se tira para fuera y en la otra punta de la llave se inserta un nuevo teflón en la capa metálica. El sistema *Clix*[®] permite la retirada del teflón con un simple excavador de dentina y con una llave propia la colocación de un nuevo teflón.

Como se trata de un estudio in vitro, solo podemos observar el comportamiento de los componentes cuando sujetos a fuerzas verticales regulares y uniformes. Sin embargo, la realidad del sistema de masticación es diferente, pues las amplitudes y direcciones de fuerzas están presentes, lo que altera los resultados.

Otra limitación del estudio se relaciona con el hecho de existir una muestra aproximada de saliva con constituyentes similares a los utilizados, pero no totalmente iguales. La saliva artificial ha tenido por base las preparaciones de la misma en varios estudios^[146, 225].

El *attachment Dalbo-Pus*[®] es producido por la empresa *Cendres+Métaux, S.A.* (*Biel/Bienne, Suiza*). Está compuesto por un sistema esférico de 3.1mm de altura cuyo interior lleva atornillado un sistema de lamelas flexibles de metal precioso que reduce los efectos de desgaste al mínimo. Estas lamelas especiales previenen la acumulación de placa y dentífrico. Cuando son colocadas sobre el pilar de bola (macho), el sistema flexible de lamelas de color dorado se abren y deslizan suavemente sobre el macho esférico sin provocar daños. Con una llave propia es sencilla la utilización, la activación y su sustitución. La activación sigue la rotación de las manecillas del reloj. Por cada cuatro de vuelta aumentamos la retención en cerca de 200 gf. Según el fabricante podemos compensar una divergencia máxima de 35° a 40° entre implantes y la fuerza

de retención puede ser aumentada desde 200 gf. hasta 2200 gf. Puede ser utilizado en cualquier sistema de bola de diámetro de 2,25 mm^[226].

El sistema de *attachments Clix*[®] producido por la empresa *Preat Corporation (Santa Ynez, CA, USA)* está compuesto de un sistema metálico donde se inserta un teflón. La capa metálica que se pone en la prótesis está compuesta por titanio anodizado con una altura de 2,65 mm y un diámetro de 3,55 mm. Las hembras de teflón están compuestas por un poliacetal y existen tres tipos de retención: blanca (retención reducida aproximada de 800 gf), amarilla (retención normal de 1150 gf) y roja (retención elevada aproximada de 1500 gf). Estas hembras tienen cuatro cortes seccionados para permitir una cierta flexibilidad en cuanto a la inserción sobre el pilar de bola. Este sistema puede ser utilizado en todos los sistemas de implantes cuyo pilar de bola tenga un diámetro de 2,25 mm.

El sistema *Locator*[®] es producido y registrado por la empresa *Zest Anchors, Inc. (Escondido, USA)* Posee una guía de auto alineación durante su posicionamiento por el paciente lo que permite que la sobredentadura pueda ser correctamente insertada sin dañar los componentes del *attachment*. Tiene una doble retención lo que aumenta el área de superficie retentiva. Esta combinación de retención externa e interna garantiza una eficacia más duradera. Fue diseñado para reducir la altura necesaria del conjunto de *attachment* tanto en los implantes endo óseos, así como sobre los restos radiculares dentarios. Con una altura de 3.17 mm y diámetro de 3.86 mm, el *Locator*[®] necesita menos 1,68 mm a 3,05 mm de espacio interoclusal comparado a otros sistemas de *attachment* para sobredentaduras. Permite corregir angulaciones de 20° por implante lo que equivale a un máximo de 40° entre implantes. Está compuesto de un pilar cilíndrico o abutment de titanio con revestimiento en estaño TiN con doble retención externa e interna y una cápsula metálica de titanio que estará alojada en la sobredentadura donde se insertan los machos de nailon. Estos machos existen en diferentes colores según la retención pretendida y la angulación entre implantes. Para implantes con angulación hasta 10° tenemos como opciones el teflón blanco o transparente con una retención aproximada de 2.270 gf, el teflón rosa o de retención light de 1.360 gf y el teflón azul o de retención extra light de 680 gf. Para implantes con divergencia entre 10° y 20° tenemos como opción el teflón rojo de 450

g_f de retención y el verde de 1.800 g_f de retención. Estos últimos (el rojo y el verde) poseen solo retención externa y no tienen tanta capacidad de auto alineación.

Las muestras fueron sujetas a ciclos de inserción e inserción según diferentes angulaciones de los pilares porque en la práctica clínica es frecuente encontrar angulaciones entre implantes y consecuentemente entre los pilares.

6.2 - Discusión sobre la confección de una nueva máquina de pruebas

Tras indagar en la literatura y estudios recientes efectuados sobre pruebas de fatiga en materiales utilizados en odontología, se comprobó que gran parte de ellas se llevaban a cabo en máquinas industriales universales o en aparatos mecánicos improvisados.

Abi Nader (2011) utilizó en su estudio una máquina en cual el estrés fue aplicado mediante un gancho situado en el centro conectado a una célula de carga de 1kN a una velocidad de ensayo de 15mm/min [227].

Bayer S. (2009), utilizó un motor eléctrico que producía la fuerza requerida para la inserción y la inserción. La precisión de posicionamiento del carro que se movía por este motor fue de 2ml. Se utilizó una célula de carga con un rango de medición de ±200N para registrar las fuerzas con una precisión de 0,1N [228].

Petropoulos VC (2011) utilizó un modelo de prueba conectado a una máquina *Instron*[®] en la comparación de las fuerzas retentivas y energías de deformación de la bola estándar *Nobel Biocare*, de la bola de nueva generación de *Nobel Biocare (Yorba Linda, CA)*, *Zest Anchor*, Generación Avanzada de *Zest Anchor (Escondido, CA)*, *Sterngold-Implamed ERA* blanco, y *attachments Sterngold-Implamed (Attleboro, MA)* naranja en un implante retenido en el modelo de sobredentadura *in vitro* [229].

Este tipo de máquinas universales utilizadas en las pruebas de fatiga *in vitro* son capaces de reproducir las fuerzas aplicadas durante la inserción y inserción de una sobredentadura o fuerzas de masticación aplicadas, pero es necesario tener en cuenta otras condiciones, ya que en los resultados finales interfieren,

fundamentalmente, condiciones de temperatura y humedad, siempre presentes en la cavidad oral.

El resultado final del desgaste entre dos piezas protésicas en ambiente húmedo y ambiente seco evidentemente no es igual, ni tampoco lo es ese mismo desgaste, cuando se realiza a temperatura ambiente o a una temperatura considerablemente superior, tal y como se comprueba en la cavidad oral.

En algunos estudios de la literatura se están realizando algunas adaptaciones a esas máquinas universales, principalmente con la introducción de recipientes donde las piezas en estudio se sumergen en agua destilada o saliva artificial.

Pigozzo, MN *et al.* (2009) evaluaron la fuerza de retención y resistencia a la fatiga de los cuatro sistemas de *attachment* de barra y clip de sobredentaduras. Las muestras sumergidas en saliva artificial se ensayaron a 5500 ciclos a 0,8Hz usando una máquina universal de ensayo servohidráulico ^[144].

En 2014, Kobayashi^[230] realizó un estudio *in vitro* para comparar la variación de la fuerza de retención y el torque de extracción de tres sistemas de *attachment* durante la simulación de los ciclos de inserción y desinserción. Las pruebas se llevaron a cabo con una máquina universal de ensayos *Instron*[®] para un total de 14 600 ciclos de inserción y desinserción en una solución de cloruro sódico al 0,9%.

Otra limitación, observada en los estudios actualmente publicados sobre pruebas de fatiga, hace referencia a la dificultad en la recogida de los datos obtenidos en cada estudio, ya que todas las máquinas de pruebas universales también exigen la existencia de un ordenador con un *software* específico para la recogida y análisis de los datos obtenidos ^[230].

Bayer S. (2009) utilizó *DASYLab32*[®] para efectuar el control del simulador de desgaste y la grabación de los datos ^[228].

Rutkunas V. *et al.* (2005) utilizaron la máquina de ensayo de materiales micro (*MMT-250NB-10*, *Shimadzu Co.*, Tokio, Japón) con una interfaz de sensor *PCD-320* y el

paquete de *software PCD-30A* (Kyowa electrónicos Instruments Co., Tokio, Japón) para realizar 2000 ciclos de inserción y desinserción ^[231].

Todos estos factores motivaron una idea y un proyecto que comprendía la proyección, construcción y desarrollo de una máquina de pruebas de fatiga *in vitro* destinada a materiales utilizados en odontología, confiriéndole determinadas características que nos pudieran acercar al máximo a las condiciones específicas de la cavidad oral.

Asimismo, en su proyección se idealizaron hipótesis que pasaban por la simplicidad de manipulación, de ejecución del trabajo, de la recogida de datos y también del transporte. Esta exigencia provocó que se superpusiera la plataforma de control a la zona de trabajo, de forma que estuvieran unidas y fácilmente accesibles.

En la plataforma de control, la presencia de una pantalla táctil transformó la *CS-Dental Testing Machine*[®] en una máquina que, con solamente cinco páginas diferentes, consigue efectuar la calibración de la célula de carga para cada estudio, determinar el número de ciclos que se van a ejecutar, controlar la temperatura de cualquier líquido colocado en la zona de trabajo, posicionar el motor para iniciar el estudio, seguir los ciclos de inserción-desinserción en cada instante y efectuar la recogida de los datos a través de una memoria USB.

Colocando una memoria USB en la máquina se creó un archivo *Excel* automáticamente, donde se registran cerca de 3/4 valores de retención por segundo, de 40 a 45 en cada ciclo, en un total de 220 000 a 230 000 valores de retención al final de 5400 ciclos de inserción y desinserción, de un *attachment*.

En la zona de trabajo, en el nivel inferior, se encuentra una célula de carga con 0,01N de elevada precisión, un recipiente en acero inoxidable donde se realizan las pruebas, siempre en ambiente acuoso, pudiendo contener saliva artificial o agua destilada. Todos los líquidos se calientan a temperatura oral, cerca de 37°C, a través de una resistencia eléctrica y controlada constantemente por un sensor de temperatura.

La máquina *CS-Dental Testing Machine* ha sido fabricada en conformidad con la directiva:

- 2006/42/CE Seguridad de las máquinas

Por sus características de funcionamiento y diseño es una máquina que no ha sido incluida en el Anexo IV de la Directiva de máquinas 2006/42/CE y por lo tanto NO se considera una máquina de riesgo. Se cumplió con las siguientes Normas armonizadas siguiendo la declaración de conformidad: EN 12.100-1/2; EN 954-1; EN 1.037; EN 61.310-1/2; EN 6.204-1; EN ISO 14.121-1; EN ISO 13.850; EN ISO 13.849-1/2.

Al no existir una uniformización protocolaria en la ejecución de pruebas de fatiga en odontología, este trabajo de investigación fue realizado con la intención de acercar las condiciones de un estudio *in vitro* a las observadas *in vivo*, de forma que los resultados obtenidos nos pudieran orientar acerca de lo que realmente sucede en la boca de los pacientes y con base en las siguientes Normas: EN ISO 6.892; EN ISO 7.500-1:2.004; EN ISO 9.513:1.999; EN ISO 10.271:2001; EN ISO 14.801:2.007.

6.3 - Discusión sobre los resultados obtenidos

Por la revisión bibliográfica podemos detectar que, a lo largo de los tiempos, son muchos los estudios sobre *attachments*, sea sobre la pérdida de retención de los mismos, sea sobre el tipo de material para la elaboración del *attachment* ideal. Todos los estudios *in vitro* solo sirven como líneas de orientación para estudio *in vivo*. En el caso de los *attachments* existen factores que fácilmente interfieren en los resultados obtenidos *in vitro*. Cuando se usan dos tipos de materiales diferentes en cuanto a su dureza y constitución se espera que exista desgaste y/o ruptura en el material de menor dureza o resistencia. Esto parece obvio si se analiza el teflón y el metal. La fricción entre estos dos materiales no podrá, desde un punto de vista físico, provocar desgaste en el metal porque este es el material más duro y habiendo desgaste sería en el teflón. Pero si añadimos otro material en el espacio entre el metal y el teflón, entonces podremos también esperar que ocurra desgaste en la superficie de metal. Esto ocurre porque el nuevo material añadido podrá actuar como un abrasivo y así, durante la fricción, existir un efecto de lija o abrasión entre los materiales. Un ejemplo práctico es el pasar un tejido en un cristal limpio que, en principio, no causará desgaste en la superficie del cristal ni rayas, pero si este tejido está sucio, con arenas u otro tipo

de material sólido, el simple paso del mismo por el cristal podrá crear desgaste o rayarlo.

Imaginemos la cavidad oral con saliva, placa bacteriana, restos alimenticios, y que estos estén entre el *attachment* y la superficie metálica de *abutment*, se espera el desgaste y no solo en el *attachment* así como también en el pilar de metal.

En este estudio hemos decidido estudiar los *attachments* más utilizados para uso en sobredentaduras sobre implantes y como variable su comportamiento ante 3 tipos de inclinación del *abutment* metálico o el pilar del sistema de *attachment*.

El uso de saliva artificial para lubricación y reproducción de las características de la cavidad oral es procedimiento estándar en estudios de simulación de desgaste de componentes [146, 225, 232].

5.500 ciclos corresponden al uso aproximado de 5 años de sobredentadura después de ser insertada y retirada por lo menos tres veces por día. El aumento del número de ciclos parece ser irrelevante y cinco años como uso intraoral es más que aceptable para una prótesis retenida sobre implantes [228].

Otro hecho del estudio fue estudiar si el tipo de material tiene influencia en la retención y durabilidad del sistema de *attachment* a lo largo del tiempo.

La capacidad de retención de los *attachments* fue evaluada en dos momentos distintos, en su inserción sobre el pilar y en su desinserción, lo que, debido a su configuración física, estos valores podrían ser distintos (lo que se ha demostrado).

Por otro lado, la fuerza de desinserción es aquella a la que hemos dado más valor, porque, de hecho, es la que permite que una sobredentadura se mantenga en su lugar durante la función masticatoria.

Los sistemas de *attachment* estudiados permiten una sustitución rápida de los componentes retentivos del sistema con el uso de herramientas apropiadas a cada sistema. En el sistema *Locator*[®] y *Dalbo-Plus*[®], la llave propia permite la sustitución de los teflones y del encaje metálico en segundos. En el sistema *Clix*[®] la remoción del teflón tarda más, pero su encaje es rápido.

Un estudio de Cohen (1996) demuestra que el sistema de encaje de un teflón en una cápsula metálica permite al dentista su sustitución en segundos al revés de lo que pasaba normalmente, cuando la sustitución pasaba como si fuera realizada de nuevo su inserción con espera habitual de la polimerización de la resina [233].

Trakas refiere en su estudio que los *attachments* deben ser de fácil sustitución en la prótesis sea por el dentista o por el paciente [234].

En relación a la fuerza de inserción, los resultados obtenidos, según las pruebas de efectos intra-sujetos, se ha verificado que existen diferencias estadísticamente significativas en los valores medios de la fuerza de inserción en los diferentes períodos considerados, o sea, existe variación significativa en el valor medio de la fuerza de inserción a lo largo de los tiempos, en el sentido que esta aumenta significativamente a lo largo del tiempo.

Tales resultados van al encuentro de estudios que se pueden ver en la literatura.

Botega et al., en 2004, presentaron un estudio sobre la fuerza de retención y prueba de fatiga en sistemas de *attachments* para sobredentaduras. Seleccionaron dos marcas comerciales de sistemas de implantes frecuentemente usadas en la fabricación de sobredentaduras: la *Conexão*[®] y la *Lifecore*[®]. Cada una ofrece dos sistemas de *attachments*: Bola-y-Pilar y Barra-y-Clip. Después de la preparación de las muestras fueron sumergidas en saliva artificial y sometidas a pruebas mecánicas de fatiga con 5.500 ciclos de inserción y desinserción. Los valores de retención fueron calculados en tres tiempos (inicial y después de 3.000 ciclos y 5.500 ciclos). Los valores de retención fueron estables a lo largo del tiempo, pero con un pequeño aumento. Según el autor, estos resultados tuvieron como consecuencia la degeneración del material que implicaba más fuerza de inserción durante las pruebas [146].

Gaborena [235] en 1997, presentó resultados de aumento de las fuerzas de retención en sistemas de *attachment Era*[®], después de pruebas de fatiga debido a deformación de los componentes plásticos que llevó a un endurecimiento de los mismos que necesitaban más fuerza para insertar. En 1998, Setz justificaba como causa del

aumento de la fuerza de retención el hecho de existir evidencia de aumento de la rugosidad de la superficie de los *attachments* después del uso inicial como causa de atrito entre las dos partes de los sistemas ^[164].

No han sido encontradas diferencias significativas en los valores medios de la fuerza de desinserción debido a la interacción del tiempo y de la angulación, lo que significa que las medias de los grupos de angulación varían de forma idéntica en los ocho tiempos considerados. Sin embargo, como resultados de las pruebas de comparaciones múltiples, se ha verificado que en cuanto a la angulación de 0° y 10° y entre 0° y 20°, pero entre la angulación de 10° y 20° existe diferencia significativa en el valor medio de la fuerza de inserción en el sentido en que la fuerza media de inserción en la angulación de 10° es significativamente inferior a la necesaria con la angulación de 20°.

En relación a la fuerza de desinserción existen diferencias estadísticamente significativas en los valores medios de la fuerza de desinserción en los diferentes períodos considerados, una vez que ha habido una variación significativa en el valor medio de la fuerza de desinserción, en el sentido de que esta disminuye significativamente a lo largo del tiempo. Con stop se verifica que, de hecho, existe pérdida de retención de los *attachment* que coincide con lo verificado en distintos estudios. Varios de ellos señalan en la literatura que los sistemas de bola-pilar tienden a perder fuerza de retención a lo largo del tiempo en ciclos de inserción-remoción ^[39, 64, 164, 165, 233, 235-238].

Otros sugieren no existir diferencias estadísticamente significativas después de 2.000 ciclos de inserción y desinserción entre los sistemas de *attachment*. Daniel Epstein ^[239] evalúa la retención relativa entre el primer ciclo y el ciclo 2.000 entre 6 sistemas de *attachment* (ERA white, ERA grey, Flexi-overdenture, O-SO y Zaag) y no encontró diferencias después de 2.000 ciclos en la fuerza de retención relativa entre los sistemas de *attachment*.

Evtimovska et al. (2009) consideran que la fuerza de retención de los *attachments Locator*[®] se reduce significativamente después de varios ciclos de inserción y desinserción. A pesar de ello, este hecho no es perceptible por el paciente y aconseja

al clínico insertar y reinsertar la prótesis varias veces antes de la instauración al paciente^[64]. En este estudio fueron utilizados *Locator*[®] blanco y verde y sujetos a prueba de fatiga en una máquina de pruebas universal. Durante 20 ciclos de inserción consecutivos se verificó que la retención de los *Locator*[®] se ha reducido sustancialmente teniendo los *Locator*[®] verdes el porcentaje de pérdida de retención.

Resultados semejantes fueron encontrados por Suhail Ali Al-Ghafli et al. (2009) que publicaron un trabajo sobre la alteración de la capacidad retentiva de los *attachments* según la inclinación de los implantes. Treinta *attachments Locator*[®] estuvieron sujetos a ciclos de inserción/desinserción sobre implantes colocados a 0°, 5°, 10° y 20° con inicio en fuerzas de inserción de 60Nw, 40Nw y 20Nw. Los *attachments*[®] colocados sobre implantes a 0° y 5° necesitaron más tiempo para perder fuerza de retención, mientras los colocados sobre implantes a 10°, 15° y 20° necesitaron menos tiempo. En el estudio relata que la inclinación de los implantes afecta negativamente la longevidad de la capacidad retentiva del *attachment* ^[240]. Sin embargo, Cohen ^[233] afirma que una inclinación de 0° o 26° parece no tener influencia en la fuerza de desinserción de los *attachments*.

Gulizio y Taylor^[241] investigaron la fuerza de retención de sistemas de *attachment* para sobredentaduras retenidas por implantes en oro y en titanio cuando colocados en pilares de bola sobre implantes posicionados a angulaciones diferentes de 0°, 10°, 20° y 30°. Ciclos de inserción/remoción fueron usados en la orden de los 2 mm/seg. Relatan que los *attachments* en oro tuvieron más consistencia que los de titanio, existe una variabilidad en la fuerza de retención de los diferentes con menor efecto en las matrices de oro.

Uno estudio que compara la pérdida de retención entre sistemas de *attachment* con componentes metálicos y plásticos refiere que después de 10.000 ciclos de prueba de fatiga los *attachment* con superficies de metal había perdido cerca del 60% de su capacidad de retención después de los primeros 1.000 ciclos y 25% a 35% en los últimos 9.000 ciclos en comparación con el valor inicial. Los sistemas de *attachments* con componentes plásticos solo perdieron cerca del 4% a 8% de su capacidad de retención. Wichmann afirma que los sistemas de *attachment* pierden retención a lo

largo del tiempo y se prefieren a los sistemas de *attachment* con componentes metálicos [237].

Olivier Fromentin et al, en 1999, realizaron un estudio *in vitro* sobre la retención y la fatiga mecánica de 4 sistemas de *attachments* usados en sobredentaduras. Las muestras estuvieron sujetas a 1.080 ciclos de retención habiendo sido medidos los tiempos de 0, 180 ciclos, 540 ciclos y 1.080 ciclos. Relatan que después de 1.080 ciclos de inserción y desinserción, equivalente a 1 año de función clínica, los 4 sistemas de *attachment* exhibieron una disminución significativa de fuerza de retención. Ninguna pérdida de dimensión ha sido verificada en los pilares [236].

Abi Nader et al., en 2010, utilizaron 60 muestras de sistemas de *attachment* pilar-bola y *Locator*® durante pruebas de fatiga con 400.000 ciclos de inserción y remoción. Afirman que el sistema de bola y pilar presentó una significativa baja de fuerza de retención, las diferencias entre los dos sistemas no eran significativas al final de los 400.000 ciclos, el número de ciclos no influenció los resultados en el grupo de bola y pilar, pero una curva descendiente no lineal fue encontrada en el sistema *Locator*, lo que resultó en más alteraciones de la fuerza de retención en este grupo [227].

La pérdida es más grande después de aproximadamente 500 ciclos debido a cambios de las características morfológicas del sistema y puede llegar hasta los 80% de los valores iniciales después de los 400.000 ciclos [235, 239].

En contradicción, Kleis publica, en 2009, un estudio clínico en que un ligero aumento de fuerza de retención es explicado por los pacientes en el inicio de colocación de sobredentaduras retenidas por implantes y con el uso de la prótesis, pero que la pérdida de retención en el sistema *Locator*® fue de la orden de los 76% debido al desgaste del componente macho del teflón [242].

6.3.1 - Evaluación del sistema *Clix*®

Todas las muestras del sistema *Clix*® presentaron fuerzas de retención iniciales adecuadas para retener una sobredentadura sobre implantes. Los valores medios iniciales variaban entre los 957,70 gf (9.38N) y los 1.238,00 gf (12.14N) en el

attachment amarillo y entre 1.015,00 gf (9.95N) y 1.373,00 gf (13.46N) para el *attachment* rojo según la angulación.

Varios estudios refieren que el sistema de *attachment* debe tener una fuerza de retención entre 5 a 20 N para retener una sobredentadura sobre implantes [161-164].

Por el análisis de los resultados de las pruebas de efectos intra sujetos se comprobó que existen diferencias significativas en los valores medios de fuerza de desinserción en los diferentes periodos considerados. Es decir que existe variación significativa en el valor medio de la fuerza de desinserción a lo largo del tiempo, en el sentido que esta disminuyó significativamente a lo largo del tiempo.

Tanto en el *Clix*[®] amarillo como en el rojo la fuerza de desinserción disminuye a lo largo del tiempo habiendo ocurrido, para una angulación de 0°, pérdidas de 30,40% (862 gf - 8.45N) en relación a la fuerza inicial en el *Clix*[®] amarillo (1.238 gf -12.14N) y de 25,70% (754 gf -7.4N) en relación a la fuerza inicial en el *Clix*[®] rojo.

En el *Clix*[®] Rojo se verificó que cuanto más grande la angulación más fuerza de desinserción era necesaria, o sea, en angulaciones de 20° la fuerza de retención inicial era más grande (1.373 gf - 13.47N) pero a lo largo del tiempo la pérdida de retención también fue más grande con valores de 35,5% (886 gf - 8.68N) en angulación de 20° contra una pérdida de 20,90% (1.037 gf - 10.16N) en angulación de 10°.

Sergio M. Ortégón [243] et al. (2009) utilizaron *attachments Preci-Clix*[®] también sobre implantes y con angulaciones diferentes entre la parte matrix y patrix según el eje de inserción a 0°. Los grupos de prueba combinaron matrix y patrix a 0°, 10° y 15° y tras 3.500 ciclos de fatiga relatan que estas inclinaciones influyen en la retención a largo plazo y en angulación de 10° la fuerza de inserción es menor que en angulaciones de 15°. Nuestros resultados comprobaron que en el grupo *Clix*[®] la angulación influencia la fuerza de retención en el sentido que existe inicialmente más fuerza de retención según el aumento de la angulación, pero a lo largo del tiempo la pérdida también es más grande.

No obstante, los valores finales medios de fuerza de desinserción están dentro de los límites aceptables para retención de una sobredentadura.

6.3.2 - Evaluación del sistema *Dalbo-Plus*®

Todas las muestras del sistema *Dalbo-Plus*® presentaron fuerzas de retención iniciales adecuadas para retener una sobredentadura sobre implantes. Los valores medios iniciales de fuerza de desinserción variaban entre las 1.003,70 gf (9.83N) y las 1.602,30 gf (15.71N) según la angulación.

El sistema *Dalbo-Plus*® fue lo que presentó la mayor fuerza de inserción a lo largo del tiempo.

Existen diferencias significativas en los valores medios de fuerza de desinserción debido a la interacción del tiempo con la angulación y el tipo de *attachment* ($F(41, 845; 143, 467) = 2,010$, valor $p < 0,05$), esto significa que las medias de los grupos no cambian de forma idéntica en los ocho tiempos considerados según las figuras 53 y 54. De acuerdo con los resultados de la prueba a los efectos de los factores expuestos en la Tabla 9 se verifica que existen diferencias significativas en los valores medios de la fuerza de desinserción debido a la angulación ($F(2, 48) = 34,619$, valor $p < 0,05$), debido al tipo de *attachment* ($F(7, 48) = 23,220$, valor $p < 0,05$) y también debido a la interacción ($F(14, 48) = 5,209$, valor $p < 0,05$).

El sistema *Dalbo-Plus*® fue un sistema que presentó ganancias de fuerza de inserción y desinserción a lo largo de todo el estudio, contradiciendo los estudios publicados en angulación.

Ganancias de 39,60 % (21.92N) han sido verificados en angulación de 0° y de 28,80% (15,50N) en angulación de 20°. En angulación de 10° hubo un ligero aumento en la fuerza de desinserción del sistema. A pesar de estos aumentos, las fuerzas de desinserción verificadas en el final del estudio se situaban en los valores máximos referidos por fabricante de este sistema (21N).

El mismo se ha verificado en la fuerza de inserción donde se ha obtenido ganancias de fuerza en la orden del 50%.

Resultados similares fueron encontrados por Kobayashi ^[230] donde obtuvo aumento de fuerza de retención en este sistema de *attachment* con fuerza de desinserción

medias próximas de 67,9N + 15,83 N en contra de los 40,3N + 15,83N iniciales. En angulaciones de 20°, el sistema obtuvo el mismo comportamiento.

Stefan Bayer refiere grandes fluctuaciones en la fuerza de retención desarrolladas en cada especie en estudio sobre este sistema de *attachment*. Una razón referida para la justificación de estas fluctuaciones tendría que ver con la elasticidad del titanio o del oro de las lamelas, que han sido montadas con poco espacio entre estas y la matriz, lo que lleva a un bloqueo durante el movimiento de separación. Sin embargo verificó pérdidas de retención a lo largo del tiempo contrariando nuestros resultados [228]. Solo en los primeros 500 ciclos se obtuvo un aumento de valores de la fuerza de retención, pero a los 2.000 ciclos se encontró el valor predefinido de 5N.

Ali Fakhry encontró aumentos iniciales de fuerza de retención seguidos por una disminución gradual a lo largo de 10000 ciclos. Mínima alteración de valor medio de fuerza fue encontrada en el final de su estudio y 20° de ángulo entre el *attachment* y el pilar no tuvo efecto negativo en los valores de la fuerza de retención [63].

6.3.3 - Evaluación del sistema *Locator*®

Fuerzas de retención iniciales diferentes de las indicadas por el fabricante fueron encontradas en este sistema. A pesar de que la codificación del color indicase niveles diferentes de retención según el fabricante, los valores medios iniciales para los teflones Rosa y Azul eran idénticos (9,42N e 9,03N). Valores por debajo de los indicados por el fabricante fueron encontrados en los teflones rosa, blanco y verde y superiores en el azul y el rojo. Estas diferencias están referidas por Rutkunas [231] donde refiere valores medios de fuerza iniciales semejantes entre teflones rosa (15,20N), blanco (16,61N) y azules (16,50N) diferentes del fabricante. Chen [244], en un estudio sobre el movimiento de rotación de los *attachments Locator*® también refiere diferencias entre los valores de retención iniciales en sus muestras y los valores indicados por el fabricante. Este hecho puede ser explicado por pequeñas diferencias ocurridas durante el proceso de fabricación [240].

El *Locator*® rosa presenta, según el fabricante, un diseño para pilares colocados con una angulación hasta 10°. En angulaciones de 0° y 10° existe una pérdida significativa de fuerza de retención con valores medios de 6,4% para angulaciones de 0° y de

29,50% en angulaciones de 10°. Esta pérdida está referenciada por algunos autores [231, 242, 245]. Sin embargo, en angulaciones de 20°, se observa una pérdida hasta los 3.240 ciclos pero después existe un aumento medio de 75,70% en la fuerza de desinserción en comparación con los valores iniciales seguido de disminución en aproximadamente 39,30% en el final del estudio.

Esta alteración, en angulaciones de 20° se debe a un achatamiento de la parte interna del teflón que provoca la necesidad de una fuerza de inserción más grande con consiguiente aumento de la fuerza de desinserción hasta empezar a ocurrir un desgaste de este componente que lleva a la disminución constante de la fuerza. Cambios en la morfología del teflón debido al desgaste y fricción durante los movimientos pueden cambiar los valores de la fuerza de retención [231, 235].

El *Locator*® Blanco presentó la pérdida más grande de retención en una inclinación de 10°, donde se obtuvo una pérdida media de 58,60%, en comparación con los valores iniciales. Aproximadamente 17,90% de pérdida de retención se verificó en angulación de 0° y de 24,80% en angulación de 20°. No obstante, los valores registrados en el final de cada estudio según la angulación se mantuvieron suficientes para que el sistema retuviese una sobredentadura sobre implantes. En una angulación de 0°, valores de fuerza de desinserción del orden de los 949 gr (9,3N), en angulación de 10°, valores de fuerza de desinserción del orden de los 825,33 gr (8,10N) y en angulación de 20°, valores de fuerza de desinserción en la orden de los 484,63 gr (4,75N). A pesar de no indicarlo el fabricante, el *Locator* rosa y blanco, según los resultados obtenidos, pueden funcionar en pilares con angulaciones hasta 20°.

El *Locator*® Azul se comportó con resultados diferentes de los encontrados en distintos estudios, porque presentó ganancias en la fuerza de desinserción en angulaciones de 0° y 10° y pérdidas de retención en angulaciones de 20°. Los valores de 12% y 6% de ganancias en la fuerza de desinserción en angulaciones de 0° y 10° se explica por la deformación del teflón y posibles cambios en la resiliencia del mismo. En angulaciones de 20° se obtuvo una pérdida de 12,70% con valores medios de 273,03 gr (2,67N) por debajo de los referidos por diversos autores para retener una sobredentadura sobre implantes.

Rutkunas^[231] refiere en su estudio que los valores de fuerza de retención de los *Locator*[®] Blanco, Rosa y Azul fueron alternados en el sentido que un aumento moderado fue encontrado después del inicio del estudio, pero en el final del estudio perdieron entre el 21% al 62% de la fuerza inicial (2,2-9,4N).

Según el fabricante, los *Locator*[®] rojo y verde deben ser usados en pilares con angulaciones de 10° a 20°. Estos teflones difieren de los otros porque no poseen la retención interna, siendo su capacidad retentiva proveniente de la resiliencia del teflón y de la retención externa sobre el pilar. Valores de retención superiores a los del fabricante fueron encontrados en las muestras del *Locator*[®] rojo (687,7 gf) e inferiores en las muestras de los *Locator* verdes (1.311,3 gf). Esto puede que sea una justificación para alegadas discrepancias de los resultados encontrados y de la falta de control de calidad por parte del fabricante.

Los *Locator*[®] rojos obtuvieron ganancias en la fuerza de desinserción en todas las angulaciones estudiadas. Esa ganancia de fuerza fue evidente en todas las muestras hasta los 3.240 ciclos, habiendo disminuido progresivamente hasta los 5.400 ciclos. En una angulación de 0° fueron obtenidos los peores valores de fuerza con valores medios de 996,70 gf (9,77N). En la angulación de 10° las ganancias de fuerza de desinserción fueron en orden de los 38,70% con valores de fuerza de 1.001,67 gf (9,82N) y en la angulación de 20° se obtuvieron los peores valores de fuerza de desinserción para este grupo con ganancias de 41,30%, pero valores correspondientes a 200,67 gf (1,96N) insuficientes para retener una sobredentadura. Pensamos que en el origen de estos valores estuvo la composición del teflón que sería poco resistente porque a pesar de obtener valores de fuerza de inserción de la orden de los 742,33 gf (7,27N) en el inicio y de 1.543,66 gf (15,13N) en el final del estudio a 20° los valores de desinserción fueron muy bajos, prácticamente el *attachment* se desprendía del pilar con fuerzas mínimas, a pesar de costar insertar en el pilar.

El *Locator*[®] verde se comportó de manera semejante al *Locator*[®] rojo, habiendo perdido fuerza de desinserción a lo largo del tiempo en una angulación de 0°, pero ganancias de fuerza en angulaciones de 10° y 20°, siendo los valores muy bajos para los observados para que este tipo de *attachment* funcione en la retención de una prótesis sobre implantes. Los valores de fuerza de desinserción en angulaciones de

20° fueron 273,03 gf (2.67N) al final del estudio, claramente inferiores a los observados por distintos autores [146, 157, 162-166, 229, 246].

En un estudio in vitro realizado por Uludag^[247] con uso de 3 implantes localizados al nivel del central y en los caninos con angulación de 20° en los caninos, los *Locator*[®] Verde presentaron al final de 540 ciclos de pruebas de fatiga, pérdidas de retención del orden del 20%, pero con valores medios aceptables en la retención de una sobredentadura (47N).

En conjunto con la fricción, absorción de agua y/o expansión térmica de los teflones puede contribuir para alteraciones dimensionales de las partes plásticas del *attachment*^[231]. Al revés, en boca movimientos funcionales y parafuncionales pueden llevar a la deformación de las partes plásticas del *attachment*, resultando en una reducción detectable de la fuerza de retención o hasta en la ruptura del *attachment*.

Discordancias entre hallazgos clínicos y pruebas de fatiga in vitro indican que el desgaste no puede ser adecuadamente simulado usando las corrientes abordajes in vitro. Mínimas desinserciones de la sobredentadura en las tres dimensiones durante la función, angulación de los implantes, efectos de los agentes de limpieza, alimentos, envejecimiento de las partes plásticas y fatiga de las partes metálicas están indicadas como las posibles causas de estas discordancias. Actualmente, y ante la complejidad de simular las condiciones clínicas, los resultados de estudios in vitro solo deben servir para una orientación empírica.

6.4 - Discusión sobre las observaciones macroscópicas y microscópicas

El análisis macroscópico de los pilares fue realizado por la medición inicial y final de cada pilar con el uso de micrómetro digital. De esta observación, no se comprobó que existieran diferencias macroscópicas relevantes en las piezas metálicas. Todos los pilares de bola tenían un diámetro aproximado de 2,25mm en el inicio y en el final de los tests así como los pilares Locator tenían uno diámetro aproximado de 3,86mm en el inicio y en el final de los tests ^{Tabla 11}.

Así podemos afirmar que no hubo desgaste del pilar metálico de las muestras en estudio. Tampoco se encontraron residuos metálicos en las muestras de los pilares como confirmación de haber pasado algún tipo de desgaste.

De este modo, todos los 72 *attachments* y 18 pilares de bola y 15 pilares *Locator*[®] barras en estudio, previamente separadas en cajas individuales, fueron observados en el inicio y en el final del estudio utilizando un estereoscopio (Olympus[®] SZ61 con ampliaciones de 1-90x y una cámara fotográfica Olympus[®] SC30 incorporada), para el registro y evaluación del desgaste producido durante las pruebas de fatiga.

Por la observación de las Figuras 55 a 62 podremos afirmar que existe un ligero desgaste en las muestras comparando las fotos iniciales de cada una y las finales. En relación a la inclinación se observa que la deformación macroscópica de las muestras con zonas de pérdida de material es más grande en las muestras de los estudios con inclinación a 20° que en los estudios con inclinación a 0°.

Entre los sistemas lo más alterado desde el punto de vista macroscópico es el *Dalbo-Plus*[®] donde se nota un menor espacio entre la cápsula metálica y las lamelas y con el aumento de la inclinación esa disminución del espacio se hace más evidente ^{Figura 58}. Esta situación puede justificar los resultados obtenidos en este grupo.

El *Locator*[®] blanco ^{Figura 59} y el rosa ^{Figura 61} presenta señales de desgaste en la parte interna así y como un ensanche de esa zona durante el estudio.

En el *Locator*[®] rojo ^{Figura 57} y verde ^{Figura 62} parece haber un aumento de la superficie externa del teflón con señales de estiramiento de la misma y pérdida de espesura en las alas, lo que puede justificar los valores obtenidos.

De esta observación, no se comprobó que existieran diferencias microscópicas relevantes en las piezas metálicas ^{Figuras 63, 64,65}. En todos los grupos, el desgaste provocado por las pruebas y fatiga fue variando únicamente cuando se modificaba el material constituyente de los *attachments* o teflón. Factores como la dureza, la resiliencia o el modo de elasticidad intrínsecos a cada material fueron fundamentales para el desgaste observado en las diferentes combinaciones *attachment-pilar* formuladas a lo largo del estudio.

En 2014, en una evaluación por microscopía electrónica de barrido (SEM), después de 5.000 ciclos de prueba de fatiga, los pilares metálicos de bola y *Locator*[®] no presentaron diferencias significativas en su diámetro ni señales de desgaste. Los autores concluyen que el desgaste en las piezas metálicas no se verificó en el estudio *in vitro* después de 5.000 ciclos de inserción y desinserción.^[248]

Kobayashi^[230] también refiere que el sistema *Dalbo-Plus*[®] y el *Locator*[®] son suficientemente resistentes al desgaste después de 14.600 ciclos de inserción y desinserción en pruebas de fatiga.

6.5 – Perspectivas futuras

La constante evolución de los materiales y la exigencia por la perfección nos lleva, al final de este trabajo, a formular nuevas cuestiones y a idear nuevos estudios:

- Cómo se comportarían estos *attachments* al estar sujetos a diferentes condiciones de temperatura, como sucede en fumadores y no fumadores?
- Los valores de la retención, el desgaste y la durabilidad de los *attachments* serían iguales si las fuerzas fuesen oblicuas?
- Los valores de la retención, el desgaste y la durabilidad de los *attachments* serían iguales si cambia el pH ?
- El material constituyente del *attachment* tiene influencia en la retención?

7. CONCLUSION

7- CONCLUSION

Based on the results we can draw the following conclusions:

1. All attachments of the study have lost maximum value retention. However, this selective loss is significant in the attachment Clix®.
2. Do not observed any wear metal components that requiring replacement during the same period
3. The systems with greater retention are Dalbo-Plus® followed by Locator® Blanco. Lower retention systems are the yellow Clix®, followed by the Red Clix®.
4. From the point of macroscopic and microscopic view was not found significant wear or changing dimensions on metal abutments.
5. It was verified that the retention loss is greater in the Teflon that in metal. The Dalbo-Plus® system has an increased retention force.
6. It has not been found that the retention loss is related to metal wear in the abutment.
7. The inclination of the implants is associated to a loss of retention force except in the gold attachment Dalbo-Plus® that, paradoxically, has won retention. Confirm that angulation had influence in the retention force of the attachment systems.

8. Bibliografía

8 - Bibliografía

1. Kaiser, M. *Combination milling and attachment methods in 1-piece castings*. Quintessenz Zahntech. 1987;13(3): 261-78.
2. Feine, J.S., et al. *The McGill Consensus Statement on Overdentures*. Montreal, Quebec, Canada. May 24-25, 2002. Int J Prosthodont. 2002;15(4): 413-4.
3. Zitzmann, N.U., et al. *Changes in oral health over a 10-yr period in Switzerland*. Eur J Oral Sci. 2008;116(1): 52-9.
4. Mojon, P., J.M. Thomason, and A.W. Walls. *The impact of falling rates of edentulism*. Int J Prosthodont. 2004;17(4): 434-40.
5. Douglass, C.W., A. Shih, and L. Ostry. *Will there be a need for complete dentures in the United States in 2020?* J Prosthet Dent. 2002;87(1): 5-8.
6. Ekelund, J.A., et al. *Implant treatment in the edentulous mandible: a prospective study on Branemark system implants over more than 20 years*. Int J Prosthodont. 2003;16(6): 602-8.
7. Hugoson, A., et al. *Oral health of individuals aged 3-80 years in Jonkoping, Sweden during 30 years (1973-2003). II. Review of clinical and radiographic findings*. Swed Dent J. 2005;29(4): 139-55.
8. Hugoson, A., et al. *Oral health of individuals aged 3-80 years in Jonkoping, Sweden during 30 years (1973-2003). I. Review of findings on dental care habits and knowledge of oral health*. Swed Dent J. 2005;29(4): 125-38.
9. Gunne, H.S., et al., *Masticatory efficiency of complete denture patients. A clinical examination of potential changes at the transition from old to new denture*. Acta Odontol Scand. 1982;40(5): 289-97.
10. Karkazis, H.C. and A.E. Kossioni. *Surface EMG activity of the masseter muscle in denture wearers during chewing of hard and soft food*. J Oral Rehabil. 1998;25(1): 8-14.
11. Piancino, M.G., et al., *Surface EMG of jaw-elevator muscles and chewing pattern in complete denture wearers*. J Oral Rehabil. 2005;32(12): 863-70.
12. Rohlin, M., et al. *Treatment of adult patients with edentulous arches: a systematic review*. Int J Prosthodont. 2012;25(6): 553-67.
13. Goiato, M.C., A.R. Garcia, and D.M. dos Santos. *Electromyographic evaluation of masseter and anterior temporalis muscles in resting position and during maximum tooth clenching of edentulous patients before and after new complete dentures*. Acta Odontol Latinoam. 2007;20(2): 67-72.
14. Goiato, M.C., A.R. Garcia, and D.M. dos Santos. *Electromyographic activity of the mandible muscles at the beginning and end of masticatory cycles in patients with complete dentures*. Gerontology. 2008;54(3): 138-43.
15. Freeman, C., I. Brook, and R. Joshi. *Long-term follow-up of implant-stabilised overdentures*. Eur J Prosthodont Restor Dent. 2001;9(3-4): 147-50.
16. Ahuja, S. and D.R. Cagna, *Classification and management of restorative space in edentulous implant overdenture patients*. J Prosthet Dent. 2011;105(5): 332-7.

-
17. Assuncao, W.G., et al. *Comparison of stress distribution between complete denture and implant-retained overdenture-2D FEA*. J Oral Rehabil. 2008;35(10): 766-74.
 18. Tallgren, A. *The continuing reduction of the residual alveolar ridges in complete denture wearers: a mixed-longitudinal study covering 25 years. 1972*. J Prosthet Dent. 2003;89(5): 427-35.
 19. Stellingsma, K., et al. *Masticatory function in patients with an extremely resorbed mandible restored with mandibular implant-retained overdentures: comparison of three types of treatment protocols*. J Oral Rehabil. 2005;32(6): 403-10.
 20. Kenney, R. and M.W. Richards. *Photoelastic stress patterns produced by implant-retained overdentures*. J Prosthet Dent. 1998;80(5): 559-64.
 21. Spiekermann, H., V.K. Jansen, and E.J. Richter. *A 10-year follow-up study of IMZ and TPS implants in the edentulous mandible using bar-retained overdentures*. Int J Oral Maxillofac Implants. 1995;10(2): 231-43.
 22. Fanuscu, M.I. and A.A. Caputo. *Influence of attachment systems on load transfer of an implant-assisted maxillary overdenture*. J Prosthodont. 2004;13(4): 214-20.
 23. Adell, R., et al. *A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw*. Int J Oral Surg. 1981;10(6): 387-416.
 24. Branemark, P.I., et al. *Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period*. Scand J Plast Reconstr Surg Suppl. 1977;16: 1-132.
 25. Schroeder, A., O. Pohler, and F. Sutter. *Tissue reaction to an implant of a titanium hollow cylinder with a titanium surface spray layer*. SSO Schweiz Monatsschr Zahnheilkd. 1976;86(7): 713-27.
 26. Woda, A., A. Mishellany, and M.A. Peyron. *The regulation of masticatory function and food bolus formation*. J Oral Rehabil. 2006;33(11): 840-9.
 27. Shinkai, R.S., et al. *Dietary intake in edentulous subjects with good and poor quality complete dentures*. J Prosthet Dent. 2002;87(5): 490-8.
 28. Wayler, A.H., et al. *Masticatory performance and food acceptability in persons with removable partial dentures, full dentures and intact natural dentition*. J Gerontol. 1984;39(3): 284-9.
 29. Slagter, A.P., et al. *Human jaw-elevator muscle activity and food comminution in the dentate and edentulous state*. Arch Oral Biol. 1993;38(3): 195-205.
 30. Cooper, L.F., B.M. Limmer, and W.D. Gates. *"Rules of 10"--guidelines for successful planning and treatment of mandibular edentulism using dental implants*. Compend Contin Educ Dent. 2012; 33(5): 328-34; quiz 335-6.
 31. Bayer, S., et al. *Investigation of the wear of prefabricated attachments--an in vitro study of retention forces and fitting tolerances*. Quintessence Int. 2007;38(5): 229-37.
 32. Burns, D.R. and J.E. Ward. *A review of attachments for removable partial denture design: Part 2. Treatment planning and attachment selection*. Int J Prosthodont. 1990;3(2): 169-74.
 33. Mensor, M.C., Jr. *Attachment fixation for overdentures. Part I*. J Prosthet Dent. 1977;37(4): 366-73.
 34. Chikunov, I., P. Doan, and F. Vahidi. *Implant-retained partial overdenture with resilient attachments*. J Prosthodont. 2008;17(2): 141-8.
-

-
35. Tabatabaian, F., et al. *The effect of inter-implant distance on retention and resistance to dislodging forces for mandibular implant-tissue-supported overdentures*. J Dent (Tehran). 2014; 11(5): 506-15.
 36. Sadowsky, S.J. *Mandibular implant-retained overdentures: a literature review*. J Prosthet Dent. 2001;86(5): 468-73.
 37. Sadowsky, S.J. *Treatment considerations for maxillary implant overdentures: A systematic review*. The Journal of Prosthetic Dentistry. 2007;97(6): 340-348.
 38. Zitzmann, N.U. and C.P. Marinello. *A review of clinical and technical considerations for fixed and removable implant prostheses in the edentulous mandible*. Int J Prosthodont. 2002;15(1): 65-72.
 39. Chung, K.H., et al. *Retention characteristics of attachment systems for implant overdentures*. J Prosthodont. 2004;13(4): 221-6.
 40. de Jong, M.H., et al. *Posterior mandibular residual ridge resorption in patients with overdentures supported by two or four endosseous implants in a 10-year prospective comparative study*. Int J Oral Maxillofac Implants. 2010;25(6): 1168-74.
 41. Allen, F. and A. McMillan. *Food selection and perceptions of chewing ability following provision of implant and conventional prostheses in complete denture wearers*. Clin Oral Implants Res. 2002;13(3): p320-6.
 42. Sheiham, A., et al. *The impact of oral health on stated ability to eat certain foods; findings from the National Diet and Nutrition Survey of Older People in Great Britain*. Gerodontology. 1999;16(1): 11-20.
 43. Taylor, T.D. and J.R. Agar. *Twenty years of progress in implant prosthodontics*. J Prosthet Dent. 2002;88(1): 89-95.
 44. Doukas, D., et al. *The influence of interimplant distance and attachment type on the retention characteristics of mandibular overdentures on 2 implants: 6-month fatigue retention values*. Int J Prosthodont. 2008;21(2): 152-4.
 45. Michelinakis, G. C.W. Barclay, and P.W. Smith, *The influence of interimplant distance and attachment type on the retention characteristics of mandibular overdentures on 2 implants: initial retention values*. Int J Prosthodont. 2006;19(5): 507-12.
 46. Geckili, O., et al. *The influence of interimplant distance in mandibular overdentures supported by two implants on patient satisfaction and quality of life*. Int J Prosthodont. 2015;28(1): 19-21.
 47. Henry, P.J. *A review of guidelines for implant rehabilitation of the edentulous maxilla*. J Prosthet Dent. 2002;87(3): 281-8.
 48. Naert, I., S. Gizani, and D. van Steenberghe. *Rigidly splinted implants in the resorbed maxilla to retain a hinging overdenture: a series of clinical reports for up to 4 years*. J Prosthet Dent. 1998; 79(2): 156-64.
 49. Chan, M.F., et al. *Treatment of the atrophic edentulous maxilla with implant-supported overdentures: a review of the literature*. Int J Prosthodont. 1998;11(1): 7-15.
 50. Mericske-Stern, R., et al. *A follow-up study of maxillary implants supporting an overdenture: clinical and radiographic results*. Int J Oral Maxillofac Implants. 2002;17(5): 678-86.
-

-
51. Mericske-Stern, R. *Three-dimensional force measurements with mandibular overdentures connected to implants by ball-shaped retentive anchors. A clinical study.* Int J Oral Maxillofac Implants. 1998;13(1): 36-43.
 52. Hooghe, M. and I. Naert. *Implant supported overdentures--the Leuven experience.* J Dent. 1997; 25 Suppl 1: S25-32.
 53. Heydecke, G., et al. *Within-subject comparisons of maxillary fixed and removable implant prostheses: Patient satisfaction and choice of prosthesis.* Clin Oral Implants Res. 2003;14(1): 125-30.
 54. Zitzmann, N.U. and C.P. Marinello. *Treatment outcomes of fixed or removable implant-supported prostheses in the edentulous maxilla. Part II: clinical findings.* J Prosthet Dent. 2000;83(4): 434-42.
 55. Zitzmann, N.U. and C.P. Marinello. *Treatment outcomes of fixed or removable implant-supported prostheses in the edentulous maxilla. Part I: patients' assessments.* J Prosthet Dent. 2000;83(4): 424-33.
 56. Klemetti, E. *Is there a certain number of implants needed to retain an overdenture?* J Oral Rehabil. 2008;35 Suppl 1: 80-4.
 57. Payne, A.G., et al. *One-stage surgery and early loading of three implants for maxillary overdentures: a 1-year report.* Clin Implant Dent Relat Res. 2004;6(2): 61-74.
 58. British Society for the Study of Prosthetic, D. *The York consensus statement on implant-supported overdentures.* Eur J Prosthodont Restor Dent. 2009;17(4): 164-5.
 59. Thomason, J.M., et al. *Mandibular two implant-supported overdentures as the first choice standard of care for edentulous patients--the York Consensus Statement.* Br Dent J. 2009;207(4): 185-6.
 60. Akin, H., et al. *Evaluation of the attractive force of different types of new-generation magnetic attachment systems.* The Journal of Prosthetic Dentistry. 2011;105(3): 203-207.
 61. Schneider, A.L. *Simplifying divergence challenges of a combination root and implant overdenture attachment case.* Dent Today. 2006;25(11): 96-98.
 62. Albrecht, D., et al. *Space requirement of a prefabricated bar on two interforaminal implants: a prospective clinical study.* Clin Oral Implants Res. 2015;26(2): 143-8.
 63. Fakhry, A., et al. *Methodology for measuring the in vitro seating and unseating forces of prefabricated attachment systems used to retain implant overdentures.* J Prosthodont. 2010;19(2): 87-94.
 64. Evtimovska, E., et al. *The change in retentive values of locator attachments and hader clips over time.* J Prosthodont. 2009;18(6): 479-83.
 65. Ortegón, S.M., et al. *Retention forces of spherical attachments as a function of implant and matrix angulation in mandibular overdentures: an in vitro study.* The Journal of prosthetic dentistry. 2009;101(4): 231-238.
 66. MA, E.L., et al. *Effect of different implant positions on strain developed around four implants supporting a mandibular overdenture with rigid telescopic copings.* Quintessence Int. 2013;44(9): 679-86.
 67. Osman, R.B., et al. *Zirconia implants supporting overdentures: a pilot study with novel prosthodontic designs.* Int J Prosthodont. 2013;26(3): 277-81.
-

-
68. Osman, R.B., et al. *Patients' perspectives on zirconia and titanium implants with a novel distribution supporting maxillary and mandibular overdentures: a qualitative study*. Clin Oral Implants Res. 2012.
 69. Alsabeeha, N., et al. *Attachment systems for mandibular single-implant overdentures: an in vitro retention force investigation on different designs*. Int J Prosthodont. 2010;23(2): 160.
 70. Gonda, T., J. Dong, and Y. Maeda. *Stress analysis of an overdenture using the finite element method*. Int J Prosthodont. 2013;26(4): 340-2.
 71. Zou, D., et al. *A 3-year prospective clinical study of telescopic crown, bar, and locator attachments for removable four implant-supported maxillary overdentures*. Int J Prosthodont. 2013;26(6): 566-73.
 72. Scherer, M.D., et al. *Comparison of retention and stability of implant-retained overdentures based upon implant number and distribution*. Int J Oral Maxillofac Implants. 2013;28(6): 1619-28.
 73. Dashti, M.H., et al. *The effects of two attachment types on the stresses introduced to the mandibular residual ridge: a 3D finite element analysis*. Quintessence Int. 2013;44(8): 585-90.
 74. Petrie, C.S., et al. *A preliminary three-dimensional finite element analysis of mandibular implant overdentures*. Int J Prosthodont. 2014;27(1): 70-2.
 75. Watson, G.K., et al. *Mandibular overdentures: professional time for prosthodontic maintenance during the first year of service using three different implant systems*. Int J Prosthodont.. 2002;15(4): 379-84.
 76. Osman, R.B. and S. Ma. *Prosthodontic maintenance of overdentures on zirconia implants: 1-year results of a randomized controlled trial*. Int J Prosthodont. 2014;27(5): 461-8.
 77. Naert, I., et al. *A 10-year randomized clinical trial on the influence of splinted and unsplinted oral implants retaining mandibular overdentures: peri-implant outcome*. Int J Oral Maxillofac Implants. 2004;19(5): 695-702.
 78. Attard, N.J. and G.A. Zarb. *Long-term treatment outcomes in edentulous patients with implant overdentures: the Toronto study*. Int J Prosthodont. 2004;17(4): 425-33.
 79. Naert, I., et al. *Prosthetic aspects of osseointegrated fixtures supporting overdentures. A 4-year report*. J Prosthet Dent. 1991;65(5): 671-80.
 80. Burns, D.R., et al. *Prospective clinical evaluation of mandibular implant overdentures: Part I-- Retention, stability, and tissue response*. J Prosthet Dent. 1995;73(4): 354-63.
 81. Burns, D.R., et al. *Prospective clinical evaluation of mandibular implant overdentures: Part II-- Patient satisfaction and preference*. J Prosthet Dent. 1995;73(4): 364-9.
 82. Cristache, C.M., et al. *Five-year clinical trial using three attachment systems for implant overdentures*. Clin Oral Implants Res. 2014;25(2): e171-8.
 83. Zmudzki, J.C., W.; Krukowska, J. *Attachments of implant retained tissue supported denture under biting forces*. Archives of Computational Science and Surface Engineering. 2009;1(1): 13-20.
 84. Daas, M., et al. *A complete finite element model of a mandibular implant-retained overdenture with two implants: comparison between rigid and resilient attachment configurations*. Med Eng Phys. 2008;30(2): 218-25.
-

-
85. Attard, N.J., et al. *A prospective study on immediate loading of implants with mandibular overdentures: patient-mediated and economic outcomes*. Int J Prosthodont. 2006;19(1): 67-73.
 86. Chiapasco, M. and C. Gatti. *Implant-retained mandibular overdentures with immediate loading: a 3- to 8-year prospective study on 328 implants*. Clin Implant Dent Relat Res. 2003;5(1): 29-38.
 87. Elsyad, M.A., et al. *Chewing efficiency and electromyographic activity of masseter muscle with three designs of implant-supported mandibular overdentures. A cross-over study*. Clin Oral Implants Res. 2014;25(6): 742-8.
 88. Liddelow, G.J. and P.J. Henry. *A prospective study of immediately loaded single implant-retained mandibular overdentures: preliminary one-year results*. J Prosthet Dent. 2007;97(6 Suppl): S126-37.
 89. Kronstrom, M., et al. *A prospective randomized study on the immediate loading of mandibular overdentures supported by one or two implants: a 12-month follow-up report*. Int J Oral Maxillofac Implants. 2010;25(1): 181-8.
 90. Geertman, M.E., et al. *Clinical aspects of a multicenter clinical trial of implant-retained mandibular overdentures in patients with severely resorbed mandibles*. J Prosthet Dent. 1996;75(2): 194-204.
 91. Alsabeeha, N., et al. *Mandibular single-implant overdentures: a review with surgical and prosthodontic perspectives of a novel approach*. Clin Oral Implants Res. 2009;20(4): 356-65.
 92. Alsabeeha, N.H., et al. *Mandibular single-implant overdentures: preliminary results of a randomised-control trial on early loading with different implant diameters and attachment systems*. Clin Oral Implants Res. 2011;22(3): 330-7.
 93. Maeda, Y., M. Horisaka, and K. Yagi. *Biomechanical rationale for a single implant-retained mandibular overdenture: an in vitro study*. Clin Oral Implants Res. 2008;19(3): 271-5.
 94. Gonda, T., et al. *Fracture incidence in mandibular overdentures retained by one or two implants*. J Prosthet Dent. 2010;103(3): 178-81.
 95. Celik, G. and B. Uludag. *Photoelastic stress analysis of various retention mechanisms on 3-implant-retained mandibular overdentures*. J Prosthet Dent. 2007;97(4): 229-35.
 96. Lang, B.R. and M.E. Razzoog. *Lingualized integration: tooth molds and an occlusal scheme for edentulous implant patients*. Implant Dent. 1992;1(3): 204-11.
 97. Kim, Y., et al. *Occlusal considerations in implant therapy: clinical guidelines with biomechanical rationale*. Clin Oral Implants Res. 2005;16(1): 26-35.
 98. Bakke, M., B. Holm, and K. Gotfredsen. *Masticatory function and patient satisfaction with implant-supported mandibular overdentures: a prospective 5-year study*. Int J Prosthodont. 2002;15(6): 575-81.
 99. Sposetti, V.J., et al. *Bite force and muscle activity in overdenture wearers before and after attachment placement*. J Prosthet Dent. 1986;55(2): 265-73.
 100. Chapman, R.J. *Principles of occlusion for implant prostheses: guidelines for position, timing, and force of occlusal contacts*. Quintessence Int. 1989;20(7): 473-80.
 101. Aarts, J.M., A.G. Payne, and W.M. Thomson. *Patients' evaluation of two occlusal schemes for implant overdentures*. Clin Implant Dent Relat Res. 2008;10(3): 140-56.
-

-
102. Sutton, A.F., A.M. Glenny, and J.F. McCord. *Interventions for replacing missing teeth: denture chewing surface designs in edentulous people*. Cochrane Database Syst Rev. 2005(1): CD004941.
 103. Wismeijer, D., M.A. van Waas, and W. Kalk. *Factors to consider in selecting an occlusal concept for patients with implants in the edentulous mandible*. J Prosthet Dent. 1995;74(4): 380-4.
 104. Mericske-Stern, R.D., T.D. Taylor, and U. Belser. *Management of the edentulous patient*. Clin Oral Implants Res. 2000;11 Suppl 1: 108-25.
 105. Khamis, M.M., H.S. Zaki, and T.E. Rudy. *A comparison of the effect of different occlusal forms in mandibular implant overdentures*. J Prosthet Dent. 1998;79(4): 422-9.
 106. Abduo, J. *Occlusal Schemes for Complete Dentures: A Systematic Review*. Int J Prosthodont. 2013;26(1): 26-33.
 107. Fenton AH, C.T.-L. *The occlusal surfaces: The selection and arrangement of prosthetic teeth*. In: Zarb GA, Hobkirk JA, Eckert SE, Jacob RF (eds). *Prosthodontic Treatment for Edentulous Patients: Complete Dentures and Implant-Supported Prosthesis*. St Louis: Elsevier Mosby., 2012: 204-229.
 108. Brewer, A.A., P.R. Reibel, and N.J. Nassif. *Comparison of zero degree teeth and anatomic teeth on complete dentures*. J Prosthet Dent. 1967;17(1): 28-35.
 109. Carlsson, G.E. and R. Omar. *The future of complete dentures in oral rehabilitation. A critical review*. J Oral Rehabil. 2010;37(2): 143-56.
 110. Jepson, N., et al. *Patient satisfaction following restoration of shortened mandibular dental arches in a randomized controlled trial*. Int J Prosthodont. 2003;16(4): 409-14.
 111. Thomason, J.M., et al. *Patient satisfaction with mandibular implant overdentures and conventional dentures 6 months after delivery*. Int J Prosthodont. 2003;16(5): 467-73.
 112. MacEntee, M.I., J.N. Walton, and N. Glick. *A clinical trial of patient satisfaction and prosthodontic needs with ball and bar attachments for implant-retained complete overdentures: three-year results*. J Prosthet Dent. 2005;93(1): 28-37.
 113. Assuncao, W.G., et al. *Comparing the efficacy of mandibular implant-retained overdentures and conventional dentures among elderly edentulous patients: satisfaction and quality of life*. Gerodontology. 2007;24(4): 235-8.
 114. Esfandiari, S., et al. *Implant overdentures for edentulous elders: study of patient preference*. Gerodontology. 2009;26(1): 3-10.
 115. Hobkirk, J.A., et al. *Prosthetic treatment time and satisfaction of edentulous patients treated with conventional or implant-supported complete mandibular dentures: a case-control study (part 1)*. Int J Prosthodont. 2008;21(6): 489-95.
 116. Hobkirk, J.A., et al. *Prosthetic treatment time and satisfaction of edentulous patients treated with conventional or implant-stabilized complete mandibular dentures: a case-control study (part 2)*. Int J Prosthodont. 2009;22(1): 13-9.
 117. Assuncao, W.G., et al. *A comparison of patient satisfaction between treatment with conventional complete dentures and overdentures in the elderly: a literature review*. Gerodontology. 2010;27(2): 154-62.
 118. Allen, F. *Patients very satisfied with implant supported dentures*. Evid Based Dent. 2006;7(2): 34.
-

-
119. MA, E.L. *Prosthetic aspects and patient satisfaction with resilient liner and clip attachments for bar- and implant-retained mandibular overdentures: a 3-year randomized clinical study.* Int J Prosthodont. 2012;25(2): 148-56.
 120. Raghoobar, G.M., et al. *Effectiveness of three treatment modalities for the edentulous mandible. A five-year randomized clinical trial.* Clin Oral Implants Res. 2000;11(3): 195-201.
 121. Kordatzis, K., P.S. Wright, and H.J. Meijer. *Posterior mandibular residual ridge resorption in patients with conventional dentures and implant overdentures.* Int J Oral Maxillofac Implants. 2003;18(3): 447-52.
 122. Jemt, T., et al. *A 5-year prospective multicenter follow-up report on overdentures supported by osseointegrated implants.* Int J Oral Maxillofac Implants. 1996;11(3): 291-8.
 123. Meijer, H.J., et al. *Mandibular overdentures supported by two or four endosseous implants: a 10-year clinical trial.* Clin Oral Implants Res. 2009;20(7): 722-8.
 124. Meijer, H.J., et al. *Mandibular overdentures supported by two Branemark, IMZ or ITI implants: a ten-year prospective randomized study.* J Clin Periodontol. 2009;36(9): 799-806.
 125. Attard, N., et al. *A cost minimization analysis of implant treatment in mandibular edentulous patients.* Int J Prosthodont. 2003;16(3): 271-6.
 126. Gjengedal, H., et al. *Randomized clinical trial comparing dietary intake in patients with implant-retained overdentures and conventionally relined denture.* Int J Prosthodont. 2012;25(4): 340-7.
 127. Watson, C., D. Tinsley, and S. Sharma. *Implant complications and failures: the complete overdenture.* Dental update. 2001;28(5): 234.
 128. Geertman, M.E., et al. *Two-center clinical trial of implant-retained mandibular overdentures versus complete dentures-chewing ability.* Community Dent Oral Epidemiol. 1996;24(1): 79-84.
 129. McGrath, C. *Dentures and their impact on social and sexual activities.* Evid Based Dent. 2006;7(3): 73.
 130. Melas, F., W. Marcenes, and P.S. Wright. *Oral health impact on daily performance in patients with implant-stabilized overdentures and patients with conventional complete dentures.* Int J Oral Maxillofac Implants. 2001;16(5): 700-12.
 131. Awad, M.A., et al. *Comparing the efficacy of mandibular implant-retained overdentures and conventional dentures among middle-aged edentulous patients: satisfaction and functional assessment.* Int J Prosthodont. 2003;16(2): 117-22.
 132. Bell, D.W., Jr. *Problems in complete denture treatment.* J Prosthet Dent. 1968;19(6): 550-60.
 133. Berg, E., T.B. Johnsen, and R. Ingebretsen. *Social variables and patient acceptance of complete dentures. A study of patients attending a dental school.* Acta Odontol Scand. 1985;43(4): 199-203.
 134. Kotkin, H. *Diagnostic significance of denture complaints.* J Prosthet Dent. 1985;53(1): 73-7.
 135. Geertman, M.E., et al., *Denture satisfaction in a comparative study of implant-retained mandibular overdentures: a randomized clinical trial.* Int J Oral Maxillofac Implants. 1996;11(2): 194-200.
 136. Gjengedal, H., et al. *The influence of relining or implant retaining existing mandibular dentures on health-related quality of life: a 2-year randomized study of dissatisfied edentulous patients.* Int J Prosthodont. 2013;26(1): 68-78.
-

-
137. Balaguer, J., et al. *Satisfaction of patients fitted with implant-retained overdentures*. Med Oral Patol Oral Cir Bucal. 2011;16(2): 204-9.
 138. Krennmair, G., M. Krainhofner, and E. Piehslinger. *Implant-supported mandibular overdentures retained with a milled bar: a retrospective study*. Int J Oral Maxillofac Implants. 2007;22(6): 987-94.
 139. Cune, M., et al. *Patient satisfaction and preference with magnet, bar-clip, and ball-socket retained mandibular implant overdentures: a cross-over clinical trial*. Int J Prosthodont. 2005;18(2): 99-105.
 140. de Lange, J., et al. *An eight-year follow-up to a randomized clinical trial of aftercare and cost-analysis with three types of mandibular implant-retained overdentures*. J Dent Res. 2007;86(10): 920-1.
 141. Stoker, G.T., D. Wismeijer, and M.A. van Waas. *An eight-year follow-up to a randomized clinical trial of aftercare and cost-analysis with three types of mandibular implant-retained overdentures*. J Dent Res. 2007;86(3): 276-80.
 142. Toman, M., et al. *Masticatory performance and mandibular movement patterns of patients with natural dentitions, complete dentures, and implant-supported overdentures*. Int J Prosthodont. 2012;25(2): 135-7.
 143. Haraldson, T., et al. *Oral function in subjects with overdentures supported by osseointegrated implants*. Scand J Dent Res. 1988;96(3): 235-42.
 144. Pigozzo, M.N., et al. *The service life of implant-retained overdenture attachment systems*. J Prosthet Dent. 2009;102(2): 74-80.
 145. Breeding, L.C., D.L. Dixon, and S. Schmitt. *The effect of simulated function on the retention of bar-clip retained removable prostheses*. J Prosthet Dent. 1996;75(5): 570-3.
 146. Botega, D.M., et al. *Retention force and fatigue strength of overdenture attachment systems*. J Oral Rehabil. 2004;31(9): 884-9.
 147. Besimo, C.E. and A. Guarneri. *In vitro retention force changes of prefabricated attachments for overdentures*. J Oral Rehabil. 2003;30(7): 671-8.
 148. Compagnoni, M.A., R.F. de Souza, and C.R. Leles. *Kinesiographic study of complete denture movement related to mucosa displacement in edentulous patients*. Pesqui Odontol Bras. 2003;17(4): 356-61.
 149. Leles, C.R., et al. *Kinesiographic study of mandibular movements during functional adaptation to complete dentures*. J Appl Oral Sci. 2003;11(4): 311-8.
 150. Porter, J.A., Jr., V.C. Petropoulos, and J.B. Brunski. *Comparison of load distribution for implant overdenture attachments*. Int J Oral Maxillofac Implants. 2002;17(5): 651-62.
 151. Heckmann, S.M., et al. *Overdenture attachment selection and the loading of implant and denture-bearing area. Part 2: A methodical study using five types of attachment*. Clin Oral Implants Res. 2001;12(6): 640-7.
 152. Heckmann, S.M., et al. *Overdenture attachment selection and the loading of implant and denture-bearing area. Part 1: In vivo verification of stereolithographic model*. Clin Oral Implants Res. 2001;12(6): 617-23.
 153. Stewart, B.L. and R.O. Edwards. *Retention and wear of precision-type attachments*. J Prosthet Dent. 1983;49(1): 28-34.
-

-
154. Al-Zubeidi, M.I., et al. *Patient satisfaction and dissatisfaction with mandibular two-implant overdentures using different attachment systems: 5-year outcomes*. Clin Implant Dent Relat Res. 2012;14(5): 696-707.
 155. Batista, M., W. Bonachela, and J. Soares. *Progressive recovery of osseoperception as a function of the combination of implant-supported prostheses*. Clin Oral Implants Res. 2008;19(6): 565-9.
 156. Bryant, S.R., J.N. Walton, and M.I. MacEntee. *A 5-year randomized trial to compare 1 or 2 implants for implant overdentures*. J Dent Res. 2015;94(1): 36-43.
 157. Lehmann, K.M. and F. Arnim. *Studies on the retention capability of push-button attachments*. SSO Schweiz Monatsschr Zahnheilkd. 1976;86(5): 521-30.
 158. Besimo, C. and U.M. Bichweiler. *Movement of prefabricated profiled sliding attachments*. Z Stomatol. 1987;84(7): 391-404.
 159. Becker, H. *Retention mechanism of telescopic crowns*. Zahnarztl Prax. 1983;34(7): 281-4.
 160. Korber, K.H. *Conical crowns - a rational telescopic system*. ZWR. 1983;92(2): 38-43.
 161. Caldwell, R.C. *Adhesion of foods to teeth*. J Dent Res. 1962;41: 821-32.
 162. Walmsley, A.D. and J.W. Frame. *Implant supported overdentures--the Birmingham experience*. J Dent. 1997;25 Suppl 1: S43-7.
 163. Walmsley, A.D. *Magnetic retention in prosthetic dentistry*. Dent Update. 2002;29(9): 428-33.
 164. Setz, I., S.H. Lee, and E. Engel. *Retention of prefabricated attachments for implant stabilized overdentures in the edentulous mandible: an in vitro study*. J Prosthet Dent. 1998;80(3): 323-9.
 165. Petropoulos, V.C. and W. Smith. *Maximum dislodging forces of implant overdenture stud attachments*. Int J Oral Maxillofac Implants. 2002;17(4): 526-35.
 166. Petropoulos, V.C., W. Smith, and E. Kousvelari. *Comparison of retention and release periods for implant overdenture attachments*. Int J Oral Maxillofac Implants. 1997;12(2): 176-85.
 167. Marquardt, G.L. *Dolder bar joint mandibular overdenture: a technique for nonparallel abutment teeth*. J Prosthet Dent. 1976;36(1): 101-11.
 168. Ueda, T., et al. *Long-term results of mandibular implants supporting an overdenture: implant survival, failures, and crestal bone level changes*. Int J Oral Maxillofac Implants. 2011;26(2): 365-72.
 169. Stoker, G.T. and D. Wismeijer. *Immediate loading of two implants with a mandibular implant-retained overdenture: a new treatment protocol*. Clin Implant Dent Relat Res. 2011;13(4): 255-61.
 170. Stoumpis, C. and R.J. Kohal. *To splint or not to splint oral implants in the implant-supported overdenture therapy? A systematic literature review*. J Oral Rehabil. 2011;38(11): 857-69.
 171. Dudic, A. and R. Mericske-Stern. *Retention mechanisms and prosthetic complications of implant-supported mandibular overdentures: long-term results*. Clin Implant Dent Relat Res. 2002;4(4): 212-9.
 172. Timmerman, R., et al. *An eight-year follow-up to a randomized clinical trial of participant satisfaction with three types of mandibular implant-retained overdentures*. J Dent Res. 2004;83(8): 630-3.
-

-
173. Rentsch-Kollar, A., S. Huber, and R. Mericske-Stern. *Mandibular implant overdentures followed for over 10 years: patient compliance and prosthetic maintenance*. Int J Prosthodont. 2010;23(2): 91-8.
174. Gotfredsen, K. and B. Holm. *Implant-supported mandibular overdentures retained with ball or bar attachments: a randomized prospective 5-year study*. Int J Prosthodont. 2000;13(2): 125-30.
175. Buttel, A.E., N.M. Buhler, and C.P. Marinello. *Locator or ball attachment: a guide for clinical decision making*. Schweiz Monatsschr Zahnmed. 2009;119(9): 901-18.
176. Al-Zubeidi, M.I., et al. *Patient satisfaction with maxillary 3-implant overdentures using different attachment systems opposing mandibular 2-implant overdentures*. Clin Implant Dent Relat Res. 2012;14 Suppl 1: 11-9.
177. Leung, T. and H.W. Preiskel. *Retention profiles of stud-type precision attachments*. Int J Prosthodont. 1991;4(2): 175-9.
178. Lee, C.K. and J.R. Agar. *Surgical and prosthetic planning for a two-implant-retained mandibular overdenture: a clinical report*. J Prosthet Dent. 2006;95(2): 102-5.
179. Misch, C.E. *The implant quality scale: a clinical assessment of the health--disease continuum*. Oral Health. 1998;88(7): 15-20, 23-5; quiz 25-6.
180. Assuncao, W.G., et al. *Comparison between complete denture and implant-retained overdenture: effect of different mucosa thickness and resiliency on stress distribution*. Gerodontology. 2009; 26(4): 273-81.
181. Chun, H.J., et al. *Stress distributions in maxillary bone surrounding overdenture implants with different overdenture attachments*. J Oral Rehabil. 2005;32(3): 193-205.
182. Ichikawa, T., et al. *In vitro study of mandibular implant-retained overdentures: the influence of stud attachments on load transfer to the implant and soft tissue*. Int J Prosthodont. 1996;9(4): 394-9.
183. Menicucci, G., et al. *Mandibular implant-retained overdenture: a clinical trial of two anchorage systems*. Int J Oral Maxillofac Implants. 1998;13(6): 851-6.
184. Menicucci, G., et al. *Mandibular implant-retained overdenture: finite element analysis of two anchorage systems*. Int J Oral Maxillofac Implants. 1998;13(3): 369-76.
185. Barbier, L., et al. *Finite element analysis of non-axial versus axial loading of oral implants in the mandible of the dog*. J Oral Rehabil. 1998;25(11): 847-58.
186. Misch, C.E. *Contemporary implant dentistry. 2nd ed. Saint Louis: Mosby, 1999*.
187. Aykent, F., et al. *A 1- to 12-year clinical evaluation of 106 endosseous implants supporting fixed and removable prostheses*. Int J Periodontics Restorative Dent. 2007;27(4): 358-67.
188. Duyck, J., et al. *In vivo forces on oral implants supporting a mandibular overdenture: the influence of attachment system*. Clin Oral Investig. 1999;3(4): 201-7.
189. Tokuhisa, M., Y. Matsushita, and K. Koyano. *In vitro study of a mandibular implant overdenture retained with ball, magnet, or bar attachments: comparison of load transfer and denture stability*. Int J Prosthodont. 2003;16(2): 128-34.
190. Takeshita, S., M. Kanazawa, and S. Minakuchi. *Stress analysis of mandibular two-implant overdenture with different attachment systems*. Dental Materials Journal. 2011;30(6): 928-934.
-

-
191. Bilhan, H., E. Mumcu, and S. Arat. *The comparison of marginal bone loss around mandibular overdenture-supporting implants with two different attachment types in a loading period of 36 months*. Gerodontology. 2011;28(1): 49-57.
 192. Bidra, A.S., et al. *Techniques for incorporation of attachments in implant-retained overdentures with unsplinted abutments*. J Prosthet Dent. 2012;107(5): 288-299.
 193. Kimoto, S., et al. *Rotational movements of mandibular two-implant overdentures*. Clin Oral Implants Res. 2009;20(8): 838-43.
 194. Visser, A., et al. *Implant-retained mandibular overdentures versus conventional dentures: 10 years of care and aftercare*. Int J Prosthodont. 2006;19(3): 271-8.
 195. Meijer, H.J., et al. *A controlled clinical trial of implant-retained mandibular overdentures: 10 years' results of clinical aspects and aftercare of IMZ implants and Branemark implants*. Clin Oral Implants Res. 2004;15(4): 421-7.
 196. Alsabeeha, N., M. Atieh, and A.G. Payne. *Loading protocols for mandibular implant overdentures: a systematic review with meta-analysis*. Clin Implant Dent Relat Res. 2010;12 Suppl 1: 28-38.
 197. Babbush, C.A., J.N. Kent, and D.J. Misiak. *Titanium plasma-sprayed (TPS) screw implants for the reconstruction of the edentulous mandible*. J Oral Maxillofac Surg. 1986;44(4): 274-82.
 198. Ledermann, P. *Bar-prosthetic management of the edentulous mandible by means of plasma-coated implantation with titanium screws*. Dtsch Zahnarztl Z. 1979;34(12): 907-11.
 199. Chiapasco, M., et al. *Implant-retained mandibular overdentures with Branemark System MKII implants: a prospective comparative study between delayed and immediate loading*. Int J Oral Maxillofac Implants. 2001;16(4): 537-46.
 200. Gatti, C. and M. Chiapasco. *Immediate loading of Branemark implants: a 24-month follow-up of a comparative prospective pilot study between mandibular overdentures supported by Conical transmucosal and standard MK II implants*. Clin Implant Dent Relat Res. 2002;4(4): 190-9.
 201. Gatti, C., W. Haefliger, and M. Chiapasco. *Implant-retained mandibular overdentures with immediate loading: a prospective study of ITI implants*. Int J Oral Maxillofac Implants. 2000;15(3): 383-8.
 202. Romeo, E., et al. *Implant-retained mandibular overdentures with ITI implants*. Clin Oral Implants Res. 2002;13(5): 495-501.
 203. Kawai, Y. and J.A. Taylor. *Effect of loading time on the success of complete mandibular titanium implant retained overdentures: a systematic review*. Clin Oral Implants Res. 2007;18(4): 399-408.
 204. Assad, A.S., et al. *Clinical and radiographic evaluation of implant-retained mandibular overdentures with immediate loading*. Implant Dent. 2007;16(2): 212-23.
 205. Roynesdal, A.K., B. Amundrud, and H.R. Hannaes. *A comparative clinical investigation of 2 early loaded ITI dental implants supporting an overdenture in the mandible*. Int J Oral Maxillofac Implants. 2001;16(2): 246-51.
 206. Turkyilmaz, I., et al. *Seven-year follow-up results of TiUnite implants supporting mandibular overdentures: early versus delayed loading*. Clin Implant Dent Relat Res. 2012;14 Suppl 1: 83-90.
 207. Payne, A.G., et al. *Conventional and early loading of unsplinted ITI implants supporting mandibular overdentures*. Clin Oral Implants Res. 2002;13(6): 603-9.
-

-
208. Albrektsson, T. and A. Wennerberg. *Oral implant surfaces: Part 2--review focusing on clinical knowledge of different surfaces*. Int J Prosthodont. 2004;17(5): 544-64.
209. Albrektsson, T. and A. Wennerberg. *Oral implant surfaces: Part 1--review focusing on topographic and chemical properties of different surfaces and in vivo responses to them*. Int J Prosthodont. 2004;17(5): 536-43.
210. Meirelles, L., et al. *The effect of chemical and nanotopographical modifications on the early stages of osseointegration*. Int J Oral Maxillofac Implants. 2008;23(4): 641-7.
211. Blahout, R.M., et al. *Quantification of bone resorption in the interforaminal region of the atrophic mandible*. Int J Oral Maxillofac Implants. 2007;22(4): 609-15.
212. Bergendal, T. and B. Engquist. *Implant-supported overdentures: a longitudinal prospective study*. Int J Oral Maxillofac Implants. 1998;13(2): 253-62.
213. Engquist, B., et al. *A retrospective multicenter evaluation of osseointegrated implants supporting overdentures*. Int J Oral Maxillofac Implants. 1988;3(2): 129-34.
214. Stephan, G., et al. *Implant-retained mandibular overdentures: a comparative pilot study of immediate loading versus delayed loading after two years*. J Prosthet Dent. 2007;97(6 Suppl): S138-45.
215. Stricker, A., et al. *Immediate loading of 2 interforaminal dental implants supporting an overdenture: clinical and radiographic results after 24 months*. Int J Oral Maxillofac Implants. 2004;19(6): 868-72.
216. Marzola, R., et al. *Immediate loading of two implants supporting a ball attachment-retained mandibular overdenture: a prospective clinical study*. Clin Implant Dent Relat Res. 2007;9(3): 136-43.
217. Cooper, L.F., et al. *Treatment of edentulism using Astra Tech implants and ball abutments to retain mandibular overdentures*. Int J Oral Maxillofac Implants. 1999;14(5): 646-53.
218. Turkyilmaz, I. *Clinical and radiological results of patients treated with two loading protocols for mandibular overdentures on Branemark implants*. J Clin Periodontol. 2006;33(3): 233-8.
219. Turkyilmaz, I., et al. *Stability and marginal bone level measurements of unsplinted implants used for mandibular overdentures: a 1-year randomized prospective clinical study comparing early and conventional loading protocols*. Clin Oral Implants Res. 2006;17(5): 501-5.
220. Turkyilmaz, I., et al. *A 2-year clinical report of patients treated with two loading protocols for mandibular overdentures: early versus conventional loading*. J Periodontol. 2006;77(12): 1998-2004.
221. Turkyilmaz, I., et al. *A short-term clinical trial on selected outcomes for immediately loaded implant-supported mandibular overdentures*. Int J Prosthodont. 2006;19(5): 515-9.
222. Misch, C.E. *Bone classification, training keys to implant success*. Dent Today. 1989;8(4): 39-44.
223. Hong, H.R., et al. *Effect of implant position, angulation, and attachment height on peri-implant bone stress associated with mandibular two-implant overdentures: a finite element analysis*. Int J Oral Maxillofac Implants. 2012;27(5): 69-76.
224. Maryod, W.H., S.M. Ali, and A.F. Shawky. *Immediate versus early loading of mini-implants supporting mandibular overdentures: a preliminary 3-year clinical outcome report*. Int J Prosthodont. 2014;27(6): 553-60.
-

-
225. Queiroz, G.M., et al. *Electrochemical behavior and pH stability of artificial salivas for corrosion tests*. Braz Oral Res. 2007;21(3): 209-15.
226. Wolf, K., et al. *Analysis of retention and wear of ball attachments*. Quintessence Int. 2009;40(5): 405-12.
227. Abi Nader, S., et al. *Effect of simulated masticatory loading on the retention of stud attachments for implant overdentures*. J Oral Rehabil. 2010;38(3): 157-64.
228. Bayer, S., et al. *Comparative study of four retentive anchor systems for implant supported overdentures--retention force changes*. Gerodontology. 2009;26(4): 268-72.
229. Petropoulos, V.C. and F.K. Mante. *Comparison of retention and strain energies of stud attachments for implant overdentures*. J Prosthodont. 2011;20(4): 286-93.
230. Kobayashi, M., et al. *Effects of in vitro cyclic dislodging on retentive force and removal torque of three overdenture attachment systems*. Clin Oral Implants Res. 2014;25(4): 426-34.
231. Rutkunas, V., et al. *Wear simulation effects on overdenture stud attachments*. Dental Materials Journal. 2011;30(6): 845-853.
232. Stuttgarten, U. *Effect of saliva smears in experimental wear studies on precious and non-precious metal casting alloys*. Zahntechnik (Zur). 1985;43(6): 466-8, 470-1.
233. Cohen, B.I., et al. *Comparative study of two precision overdenture attachment designs*. J Prosthet Dent. 1996;76(2): 145-52.
234. Trakas, T., et al. *Attachment systems for implant retained overdentures: a literature review*. Implant Dent. 2006;15(1): 24-34.
235. Gamborena, J.I., et al. *Retention of ERA direct overdenture attachments before and after fatigue loading*. Int J Prosthodont. 1997;10(2): 123-30.
236. Fromentin, O., B. Picard, and B. Tavernier. *In vitro study of the retention and mechanical fatigue behavior of four implant overdenture stud-type attachments*. Pract Periodontics Aesthet Dent. 1999;11(3): 391-7; quiz 398.
237. Wichmann, M.G. and W. Kuntze. *Wear behavior of precision attachments*. Int J Prosthodont. 1999;12(5): 409-14.
238. Rutkunas, V., H. Mizutani, and H. Takahashi. *Evaluation of stable retentive properties of overdenture attachments*. Stomatologija. 2005;7(4): 115-20.
239. Epstein, D.D., et al. *Comparison of the retentive properties of six prefabricated post overdenture attachment systems*. J Prosthet Dent. 1999;82(5): 579-84.
240. Al-Ghafli, S.A., et al. *The in vitro effect of different implant angulations and cyclic dislodgement on the retentive properties of an overdenture attachment system*. J Prosthet Dent. 2009;102(3): 140-7.
241. Gulizio, M.P., et al. *Effect of implant angulation upon retention of overdenture attachments*. J Prosthodont. 2005;14(1): 3-11.
242. Kleis, W.K., et al. *A comparison of three different attachment systems for mandibular two-implant overdentures: one-year report*. Clin Implant Dent Relat Res. 2010;12(3): 209-18.
-

243. Ortegon, S.M., et al. *Retention forces of spherical attachments as a function of implant and matrix angulation in mandibular overdentures: an in vitro study*. J Prosthet Dent. 2009;101(4): 231-8.
244. Chen, I.C., et al. *Freedom of rotation of selected overdenture attachments: an in vitro study*. J Prosthet Dent. 2011;106(2): 78-86.
245. Alsabeeha, N., et al. *Attachment systems for mandibular single-implant overdentures: an in vitro retention force investigation on different designs*. Int J Prosthodont. 2010;23(2): 160-6.
246. Petropoulos, V.C. and B. Rashedi. *Current concepts and techniques in complete denture final impression procedures*. J Prosthodont. 2003;12(4): 280-287.
247. Uludag, B., et al. *Effects of implant angulations and attachment configurations on the retentive forces of locator attachment-retained overdentures*. Int J Oral Maxillofac Implants. 2014;29(5): 1053-7.
248. Turk, P.E., et al. *In vitro comparison of the retentive properties of ball and locator attachments for implant overdentures*. Int J Oral Maxillofac Implants. 2014;29(5): 1106-13.

9. AGRADECIMIENTOS

9 – Agradecimientos

Al terminar esta etapa de mi formación, no podría dejar de sentirme realizado, feliz y sobretodo responsable. Creo haber contribuido para la evolución de mi profesión y espero continuar contribuyendo. Esta constante evolución del conocimiento es posible por la dedicación, perseverancia y por las personas que nos rodean. Este trabajo empieza con las dedicatorias a las personas más importantes de mi vida, pero otras existen que no pueden ser olvidadas y, por lo tanto, aquí les queda mi agradecimiento:

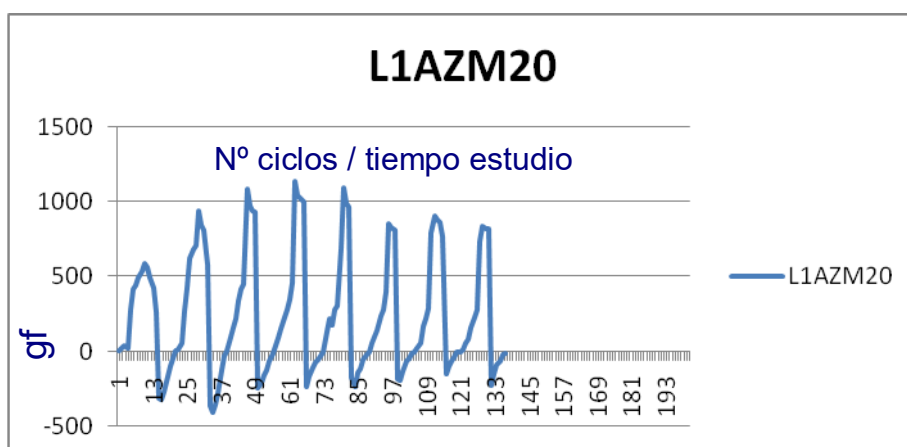
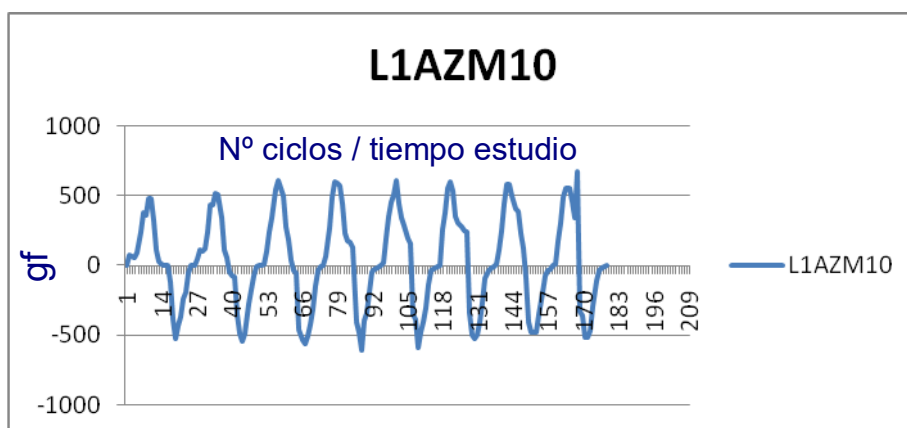
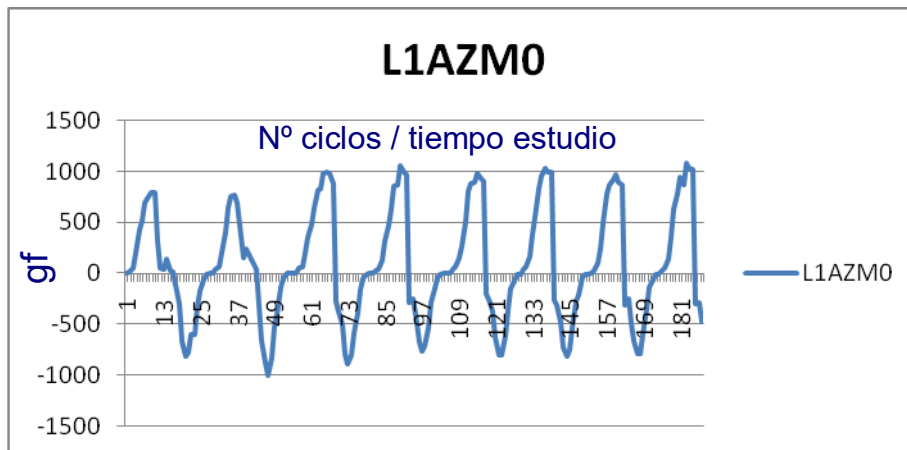
- Al señor Profesor Doctor Tomás Escuin Henar, mi ilustre Orientador, por su amistad, dedicación y orientación científica, sin lo que no me habría sido posible realizar la presente tesis.
- Al señor Profesor Doctor José Manuel Mendes, mi superior, por la amistad, ayuda, estímulo y preocupación constante en la finalización de este trabajo, por los caminos que delineamos en esta vida académica, por la determinación y la valentía en la protección de sus discentes.
- A la señora Profesora Dra. Esther Berástegui por su colaboración en el proyecto de la tesis doctoral.
- A la señora Profesora Dra. Cristina Manzanares, mi ilustre Tutora , que ha permitido la conclusión de un ciclo de mi vida.
- Al Dr. António Sérgio Silva, mi amigo y compañero en este viaje, juntos creemos y juntos lo conseguimos.
- Al señor Profesor Doctor Josep Ustrell Torrent, ilustre colega, que permitió la entrada en este curso de doctorado.
- A la señora Profesora Ana Cristina Braga, de la Facultad de Ingeniería de la Universidade do Minho que se ofreció a ayudar en el trabajo estadístico que permitió la interpretación y conclusión de esta tesis.
- A mis amigas y colegas Dra. Carolina Coelho y Dra. Catarina Calamote, por su amistad y precioso compañerismo para cumplir estos años de tesis doctoral, que juntos hemos iniciado.
- A la Profesora Doctora Filomena Salazar, por quien tengo auténtica admiración, por la garra y determinación que transmite a todos los que acuden a ella.

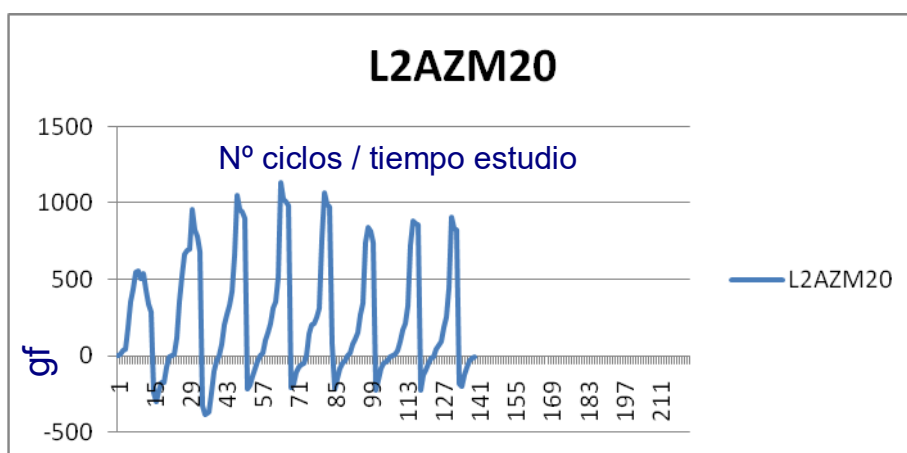
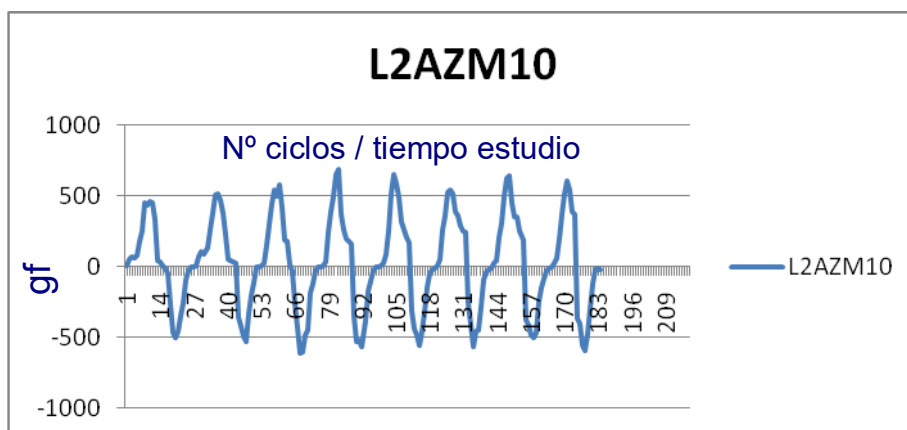
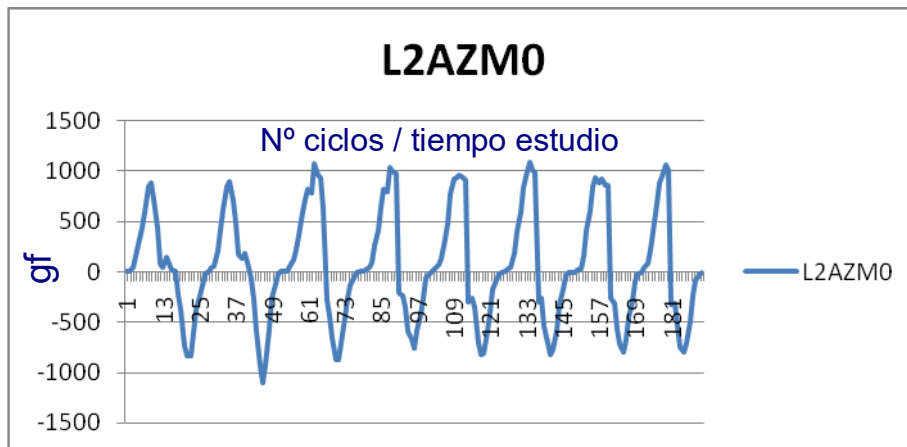
- Al Ingeniero Raul Ustrell, que aceptó el desafío de poner en práctica todo su conocimiento en pro de la Odontología.
- Al Profesor Doctor Correia Pinto, por su amistad y apoyo a lo largo de todos estos años.
- A todos mis compañeros del departamento de Rehabilitación Oral, sin excepción, por aumentar la motivación en el desempeño de nuestra profesión.
- Al Profesor Doctor Joaquim Moreira, por su constante presencia y estímulo en la finalización de este trabajo.
- Al Profesor Doctor Julio Pacheco, por su bondad y permanente aliento.

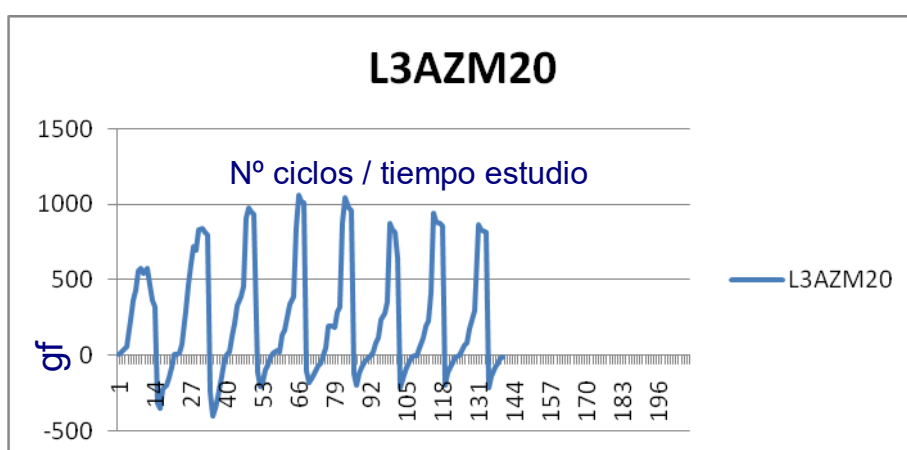
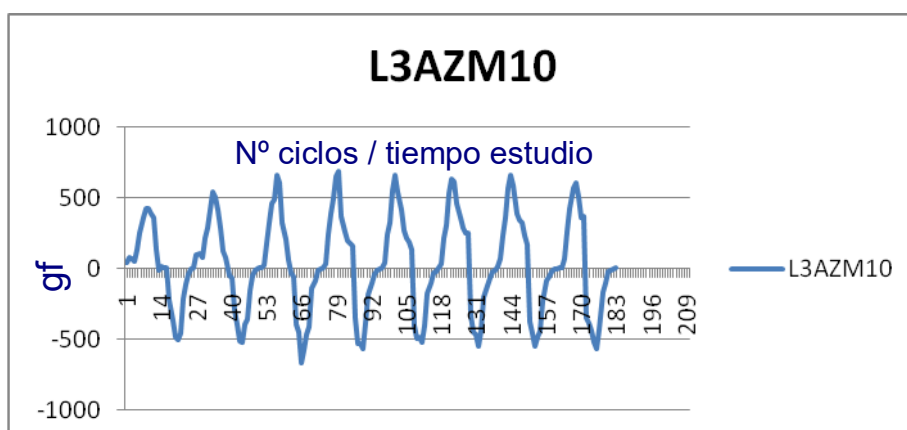
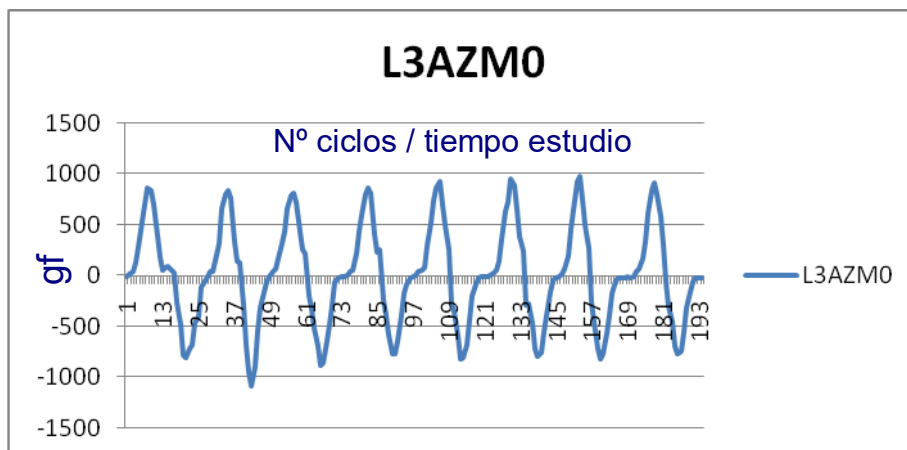
10. ANEXOS

10 - Anexos

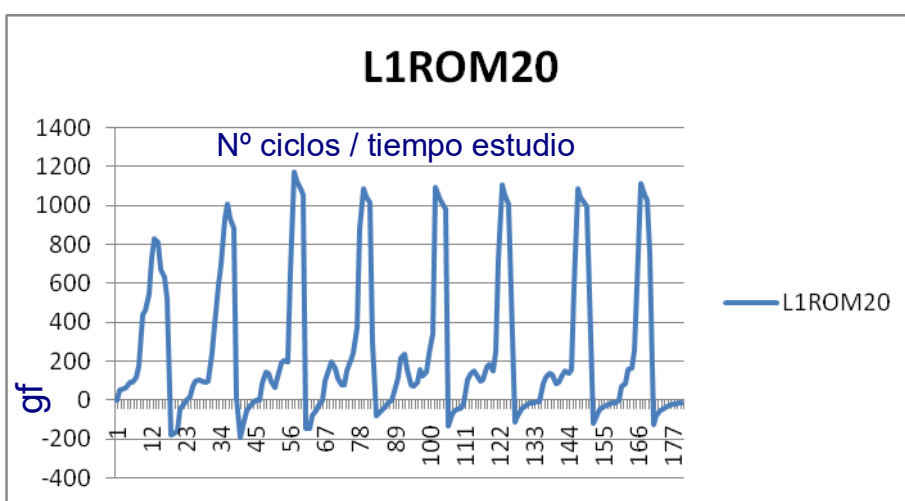
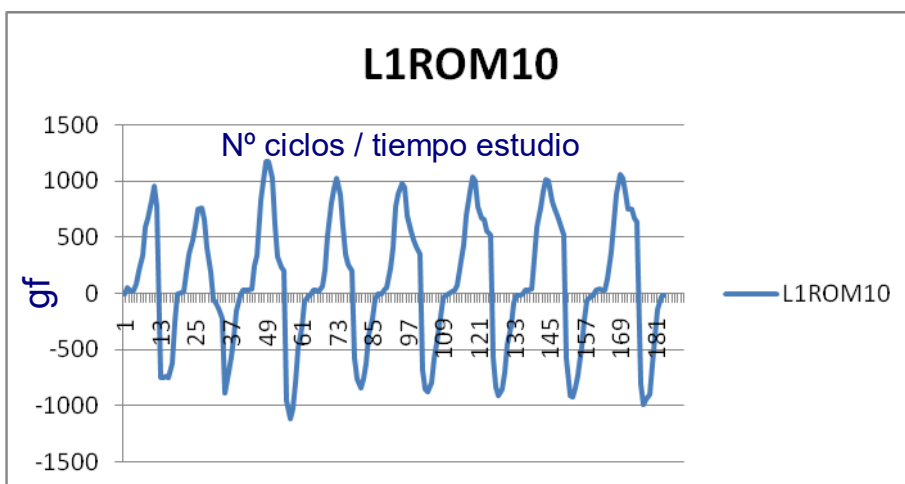
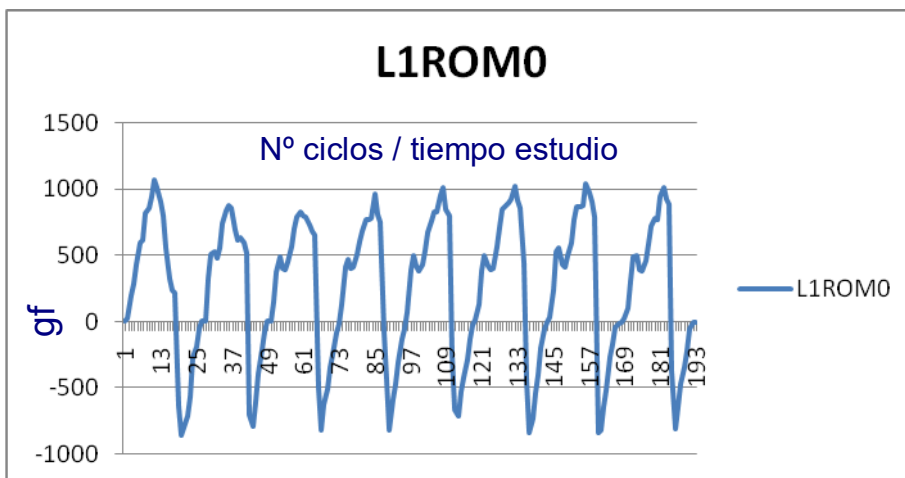
A.1 - Hoja de prueba de los *attachments Locator® Azul*

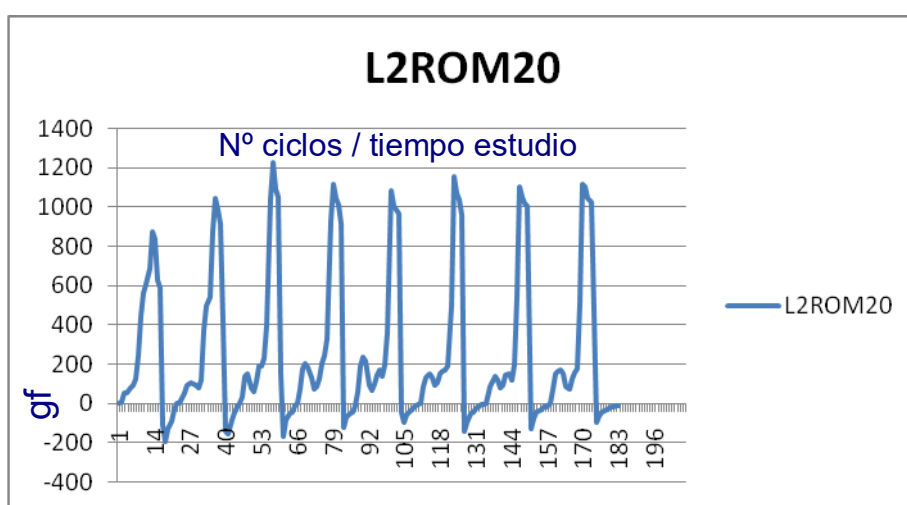
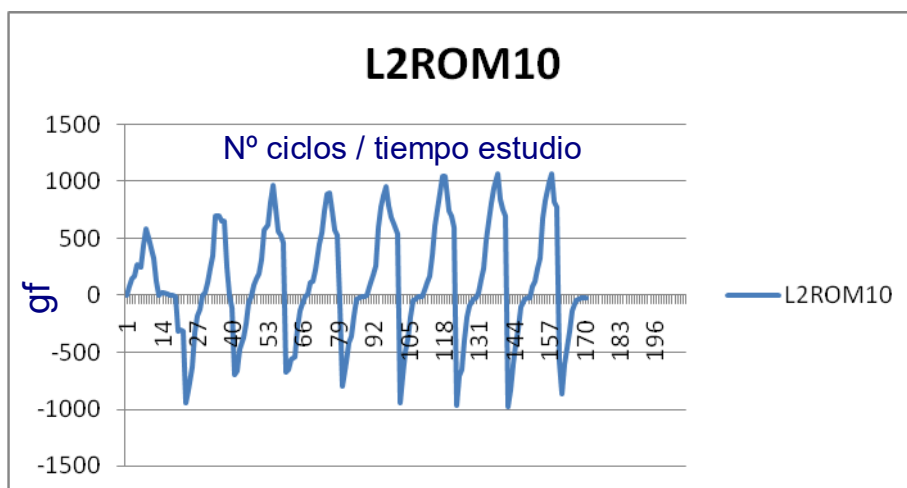
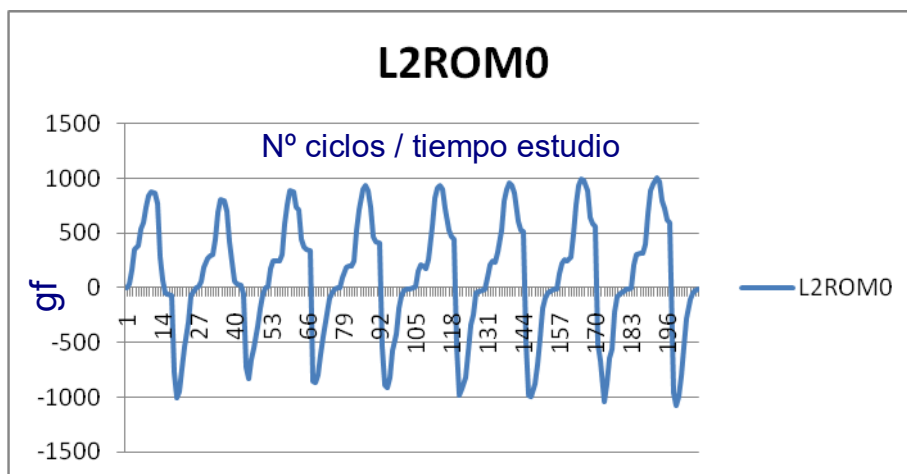


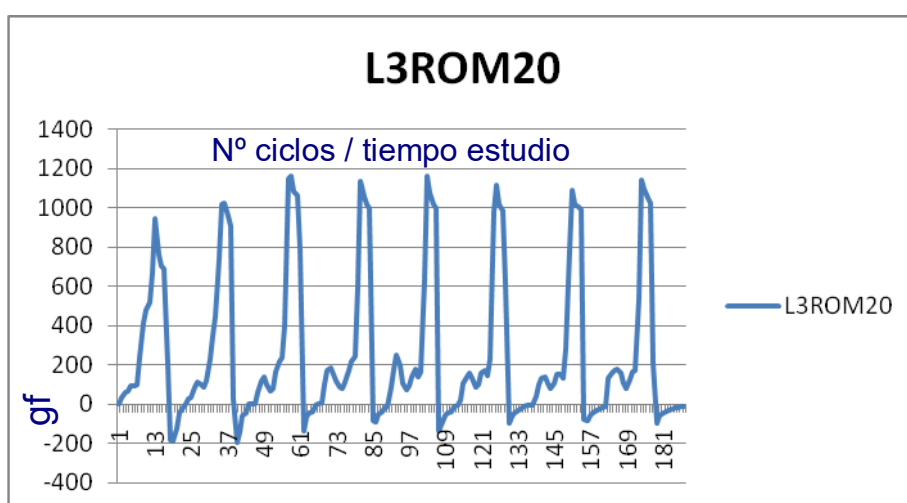
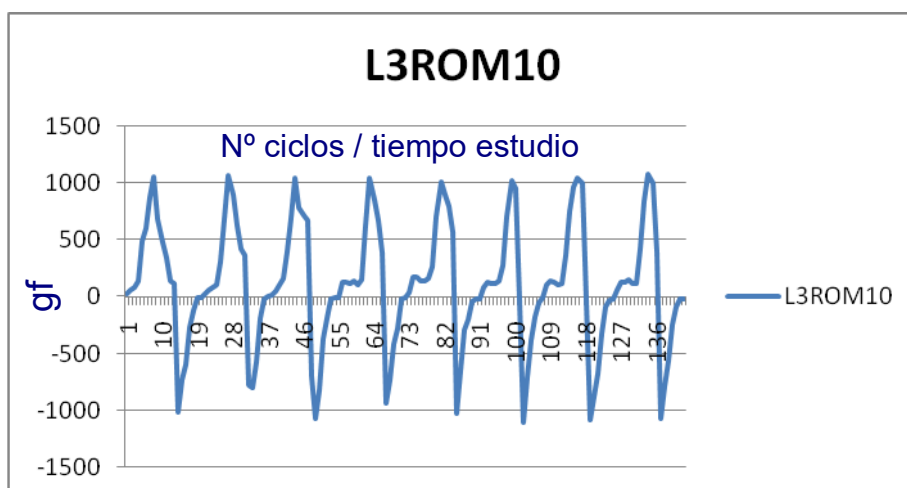
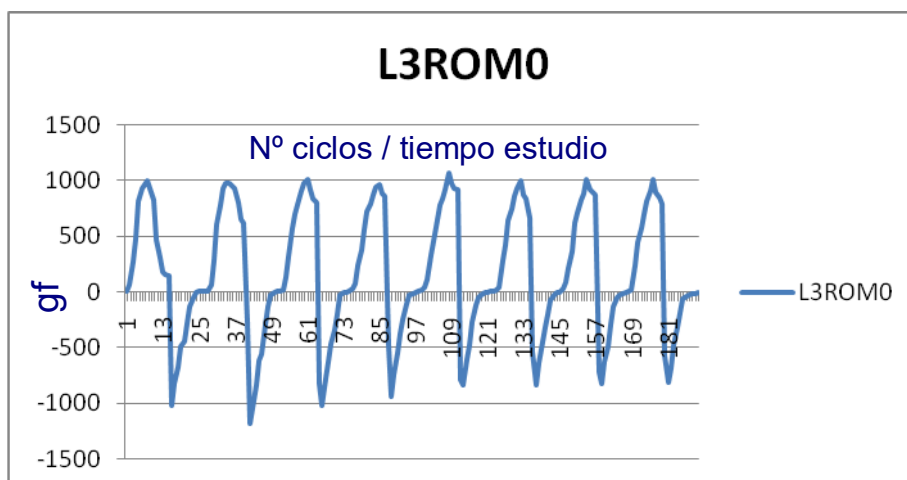




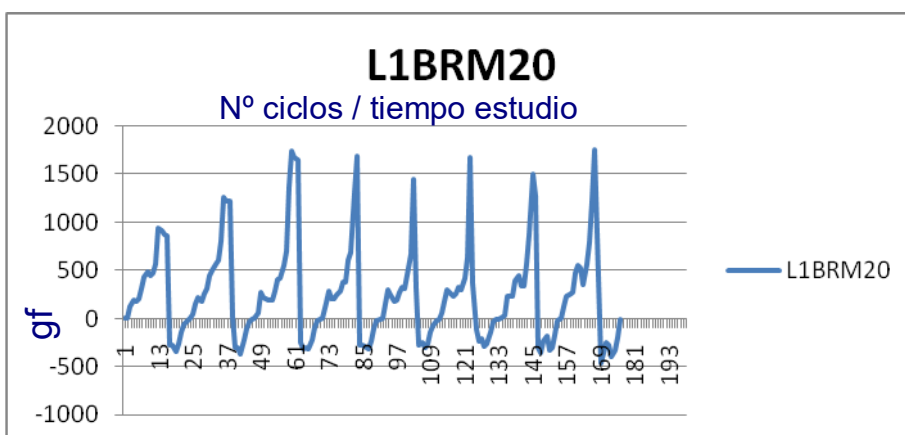
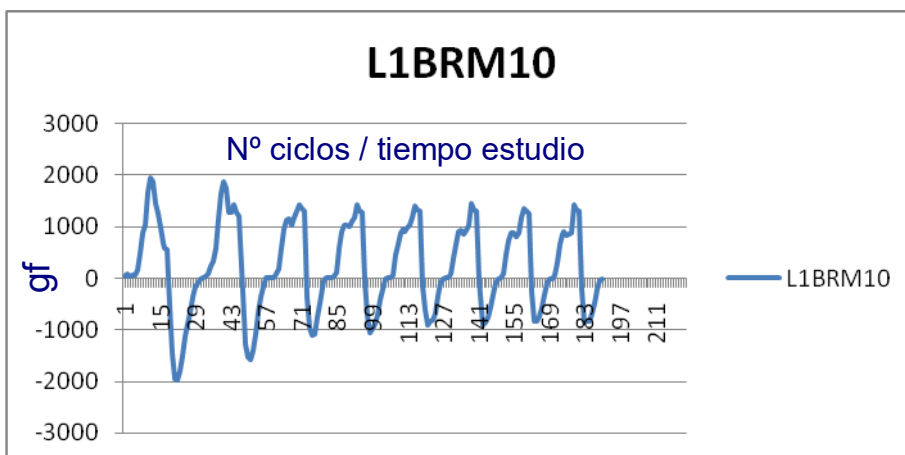
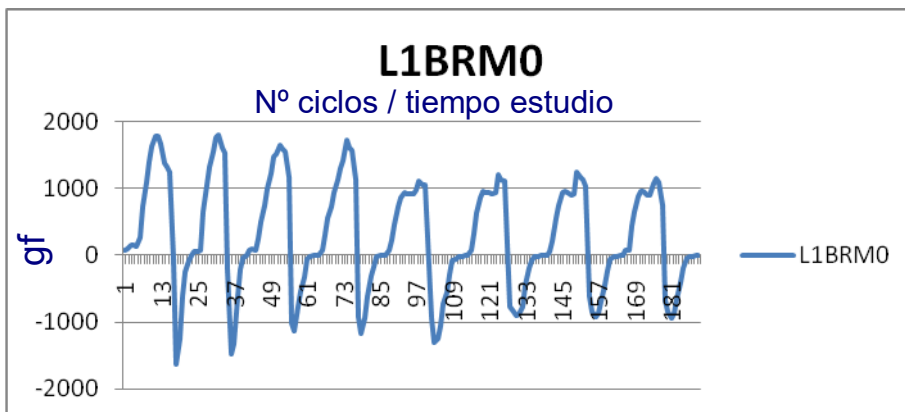
A.2 - Hoja de prueba de los attachments Locator® Rosa

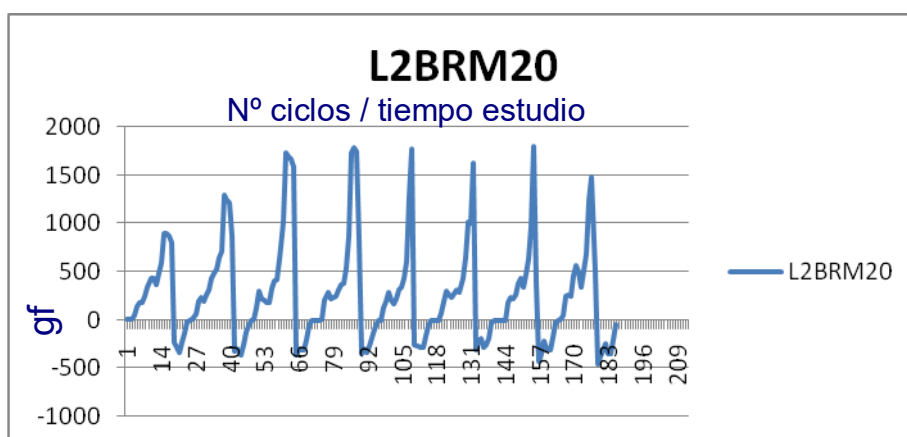
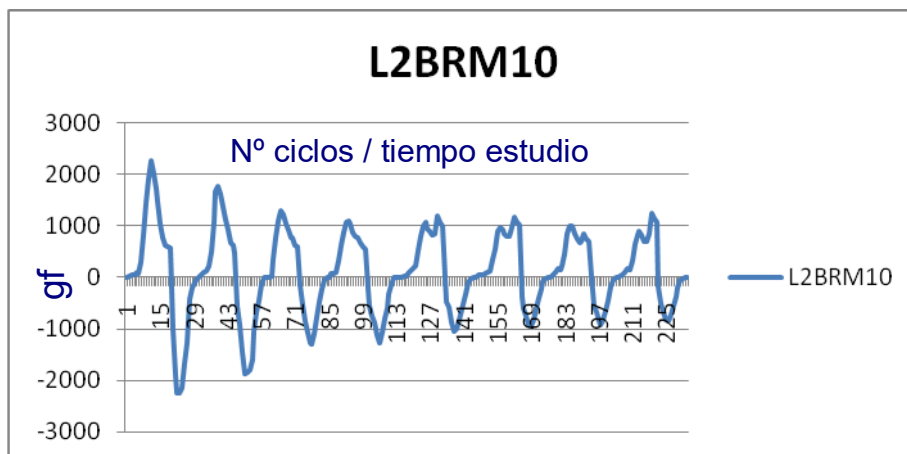
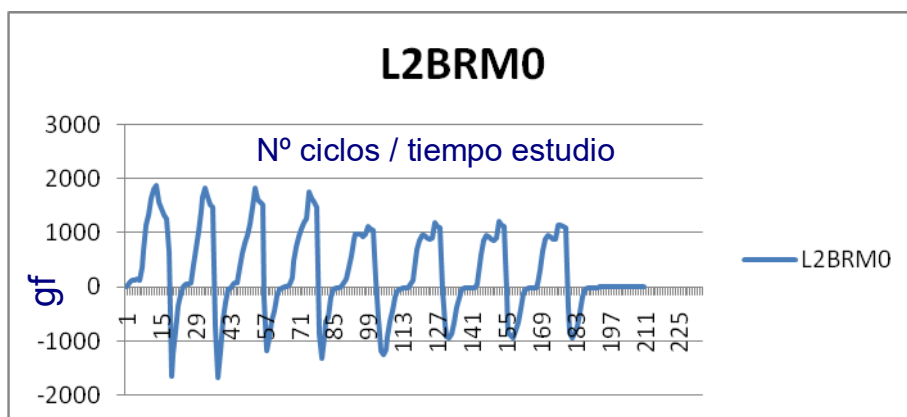


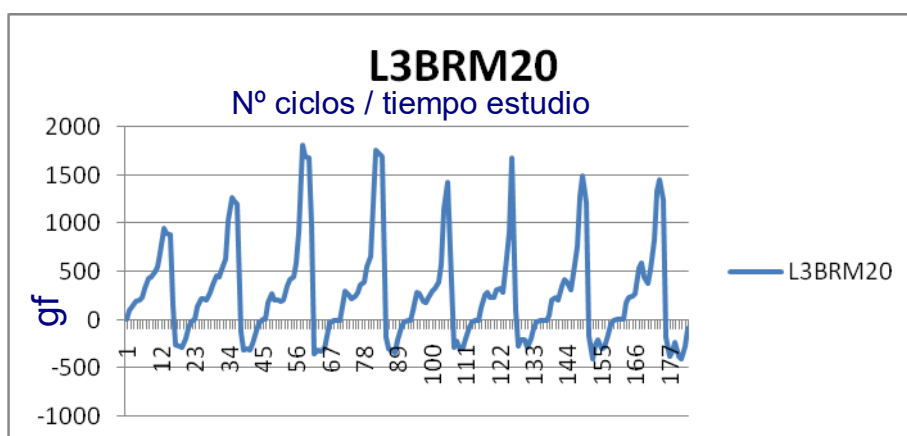
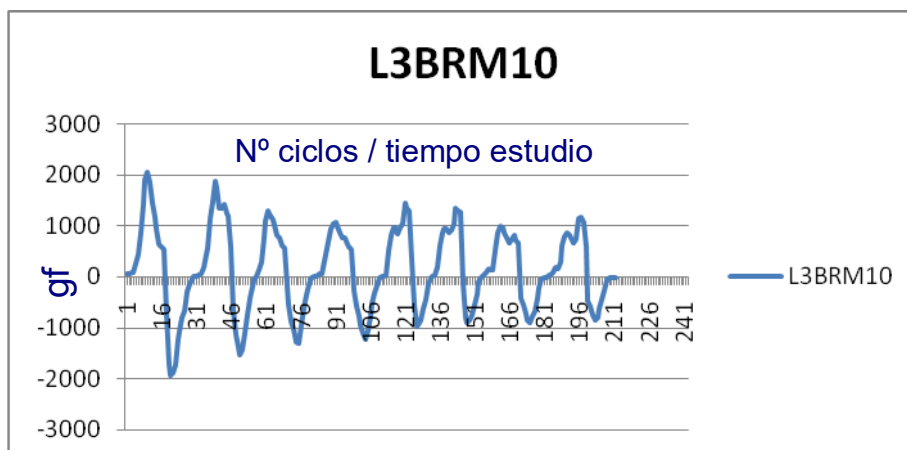
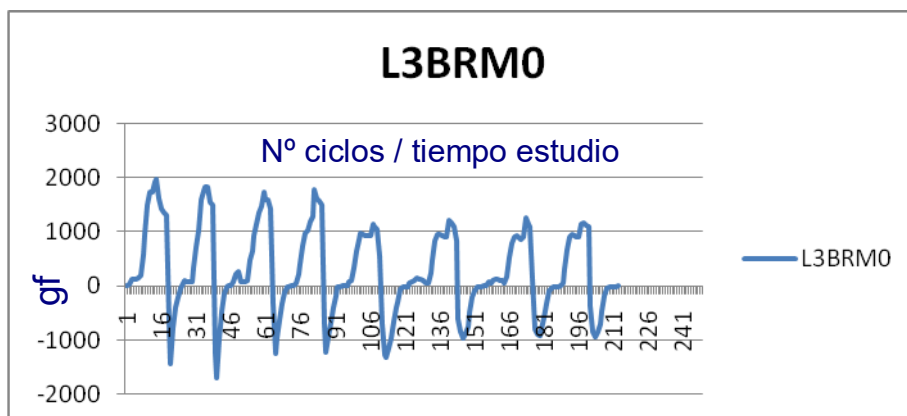




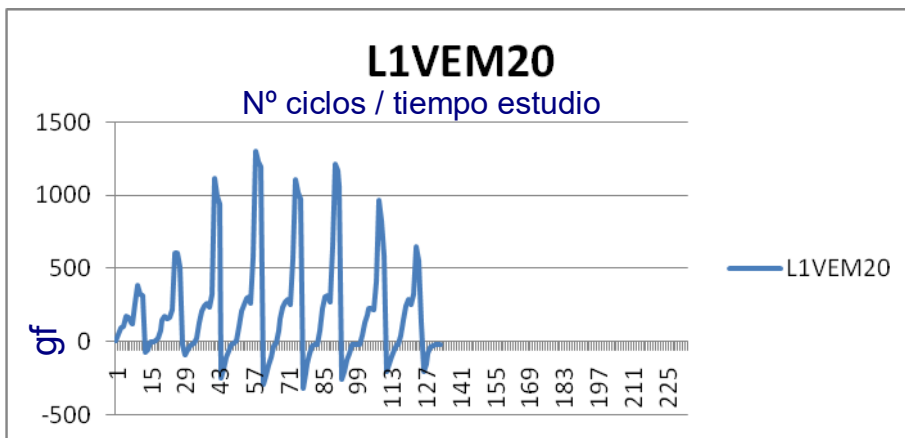
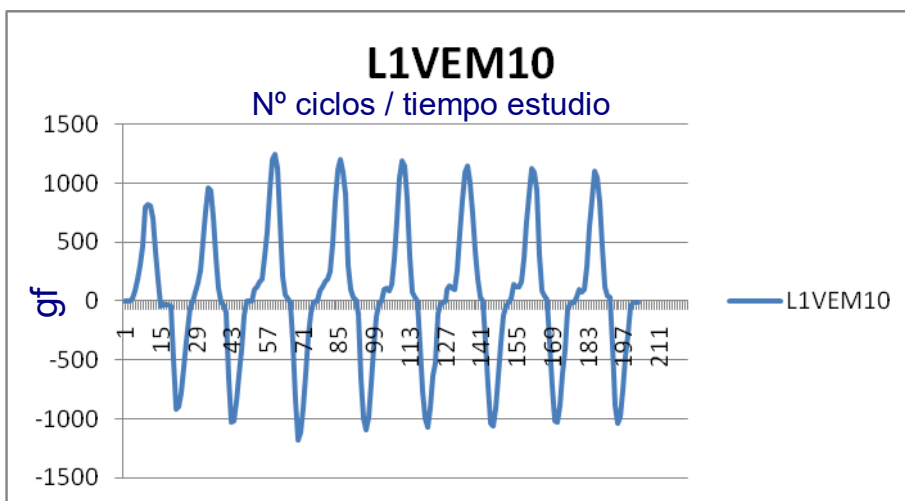
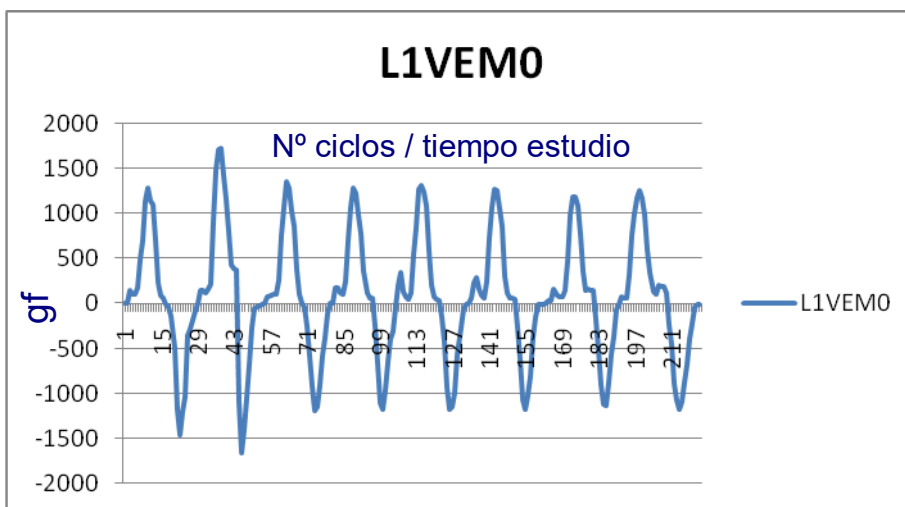
A.3 - Hoja de prueba de los attachments Locator® Blanco

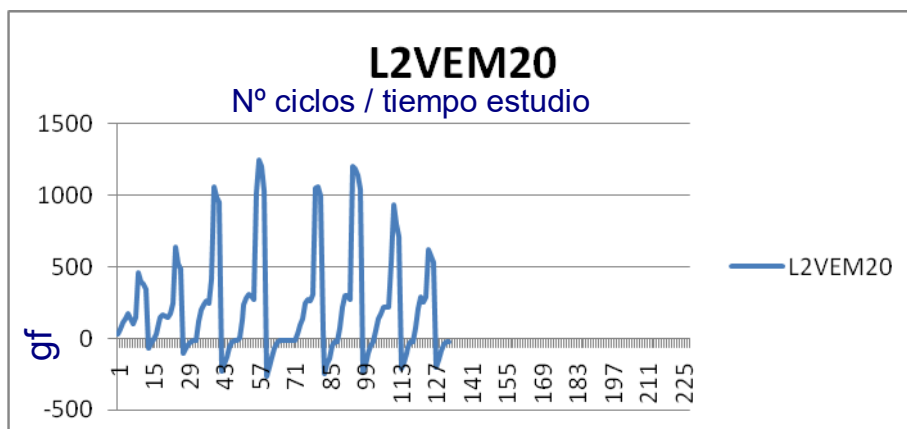
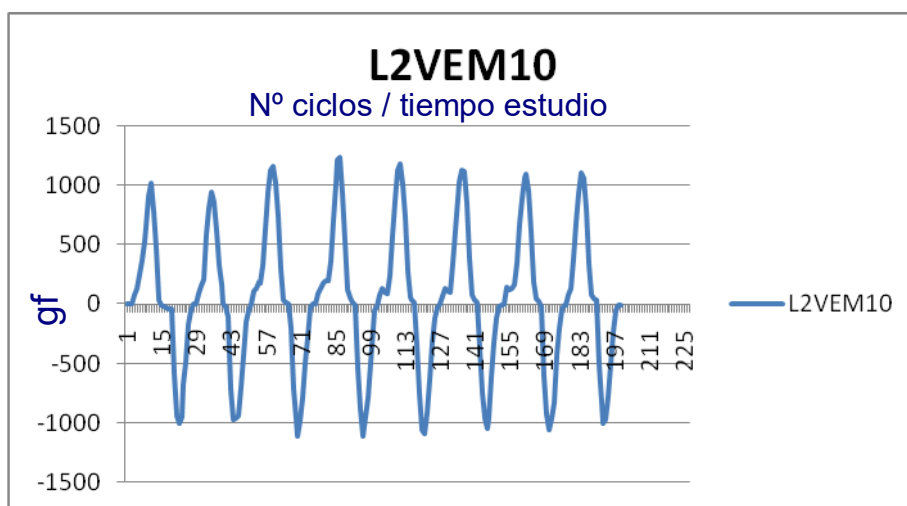
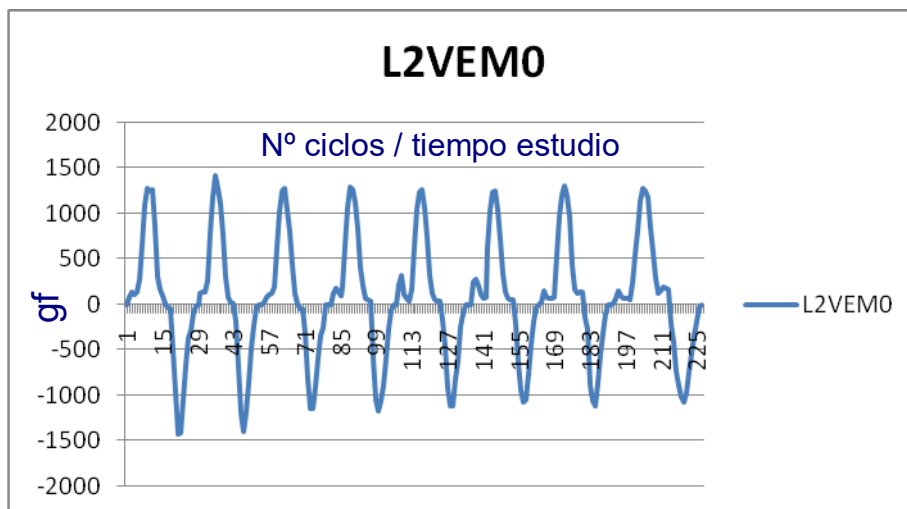


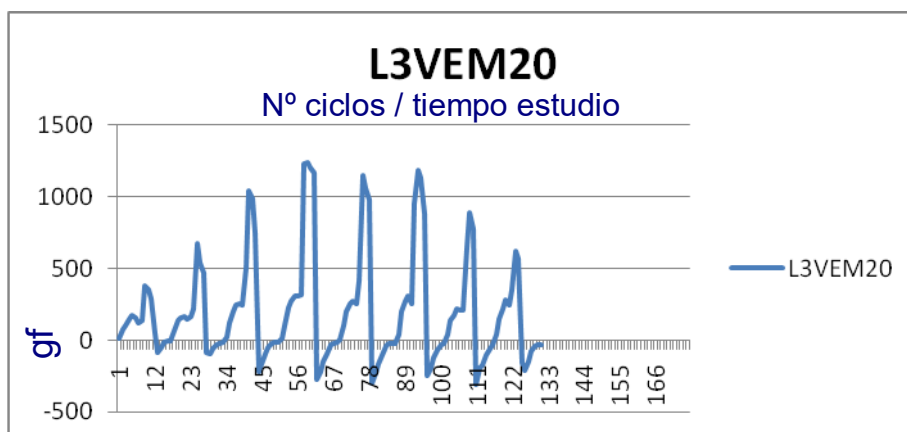
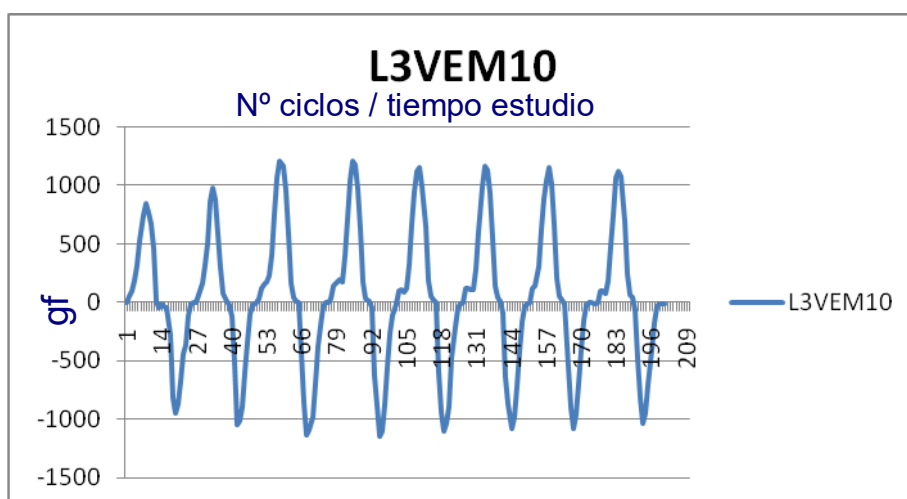
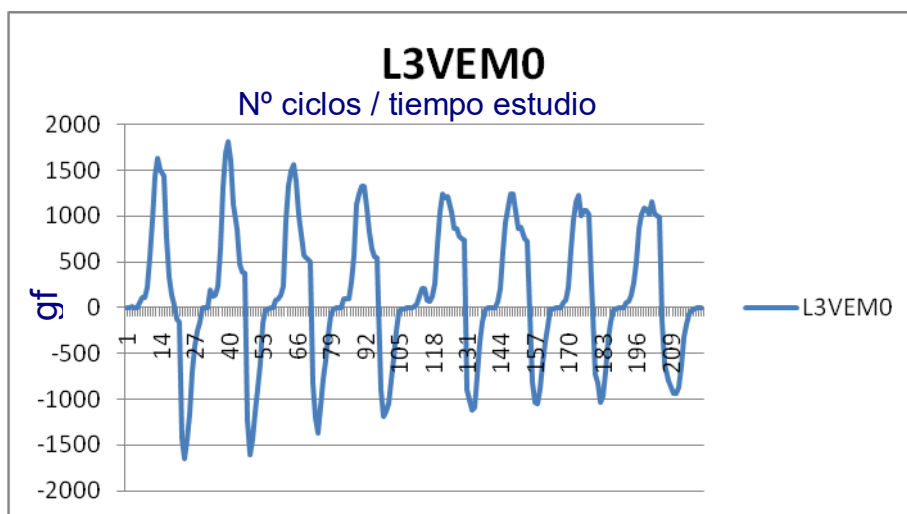




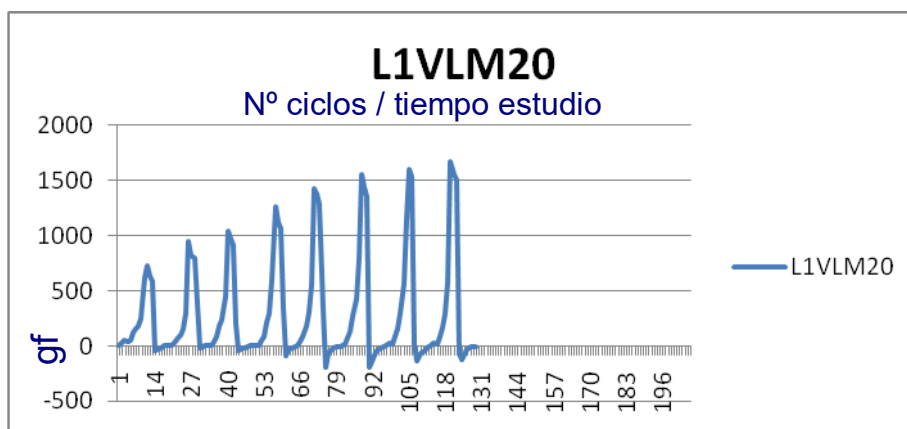
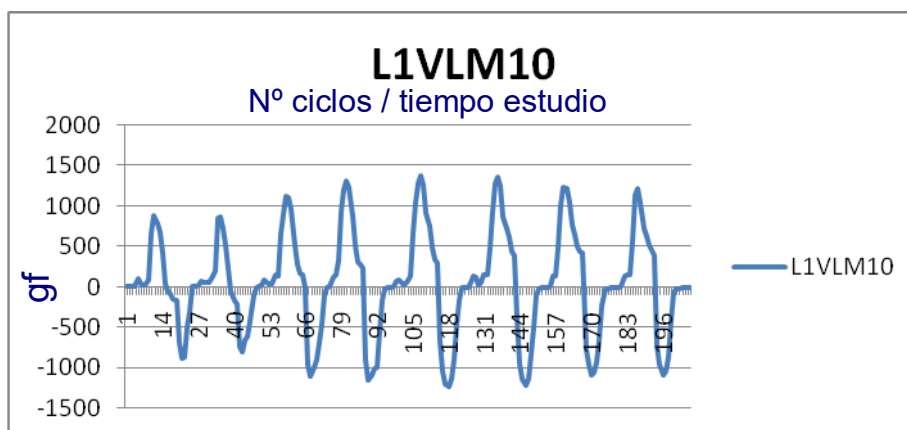
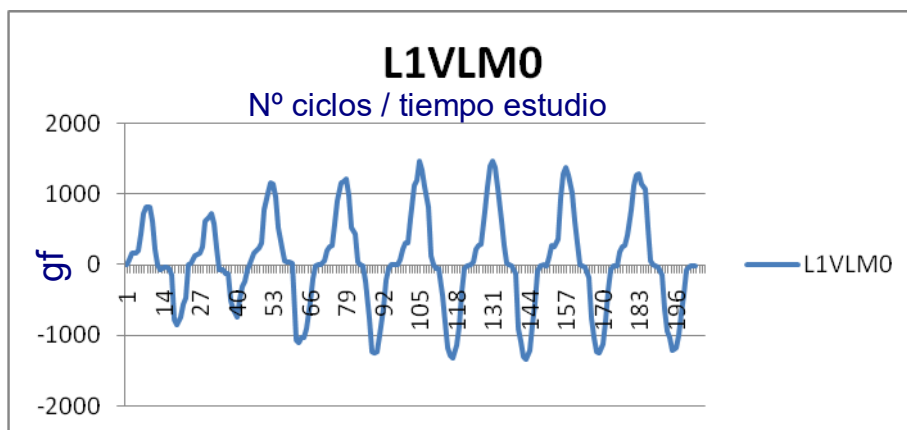
A.4 - Hoja de prueba de los attachments Locator® Verde

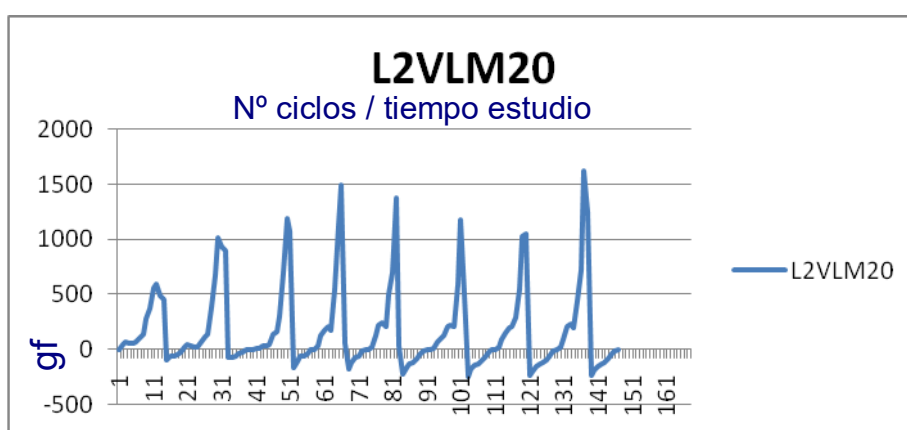
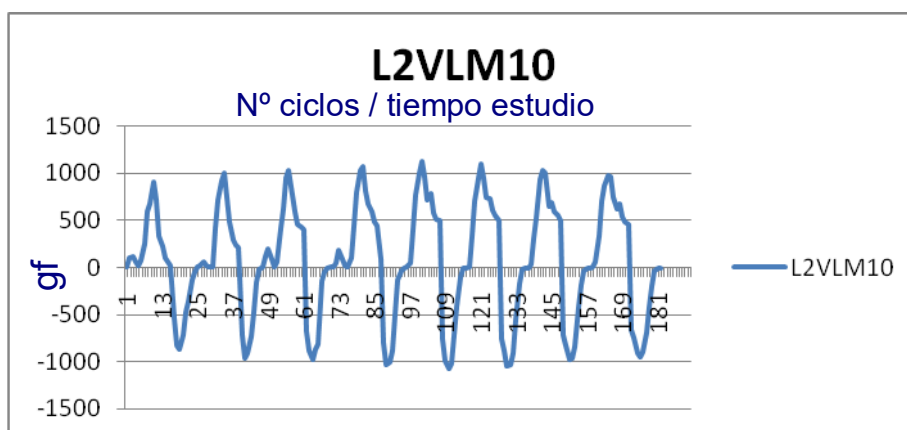
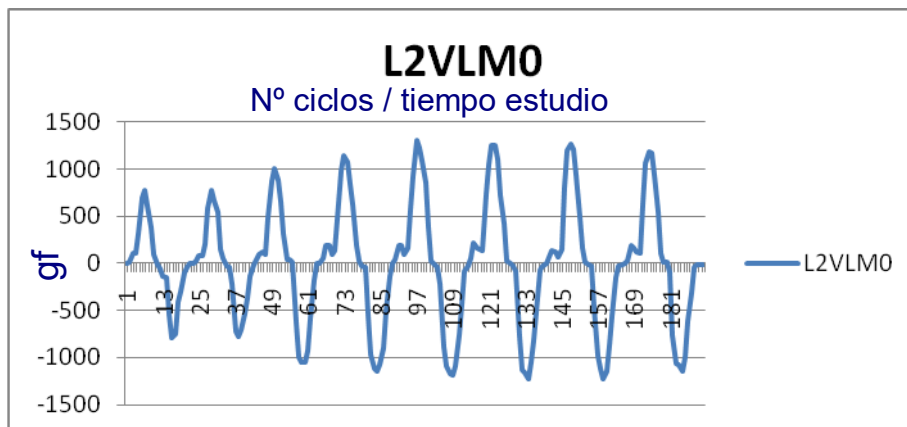


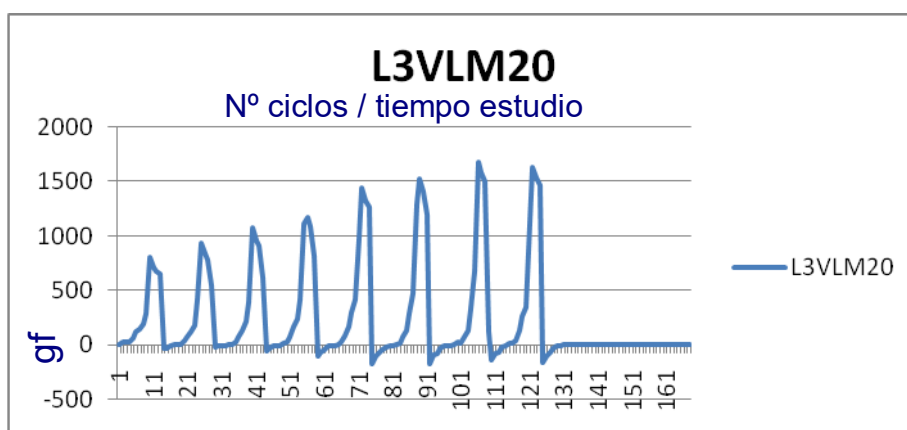
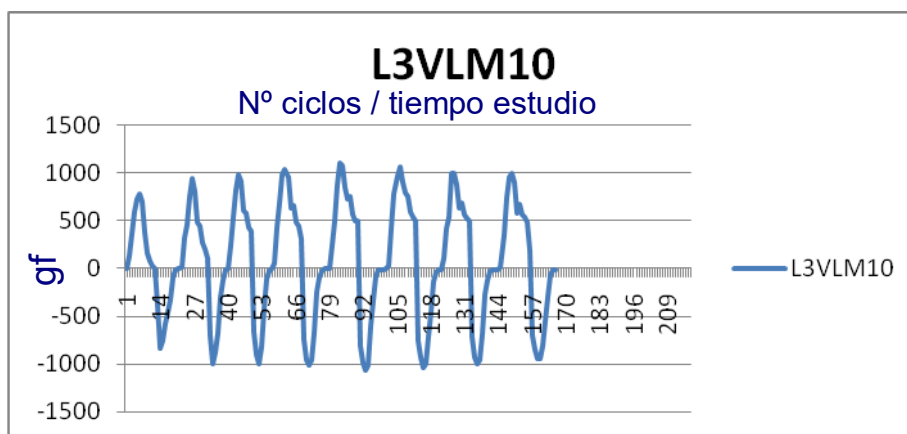
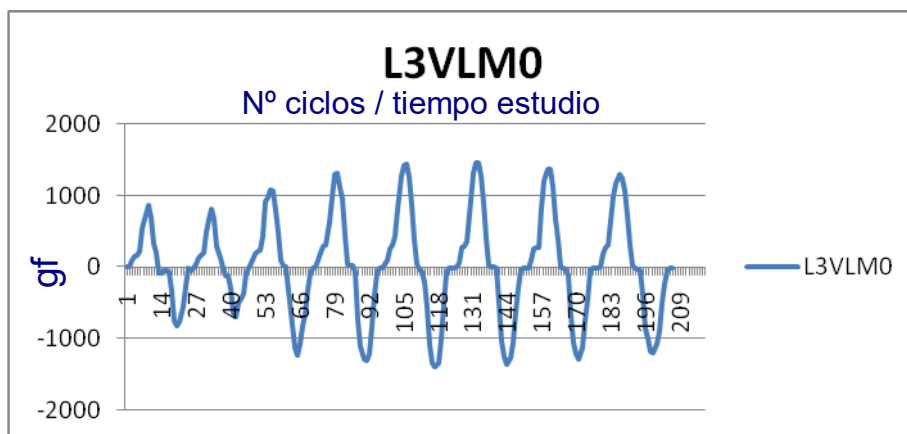




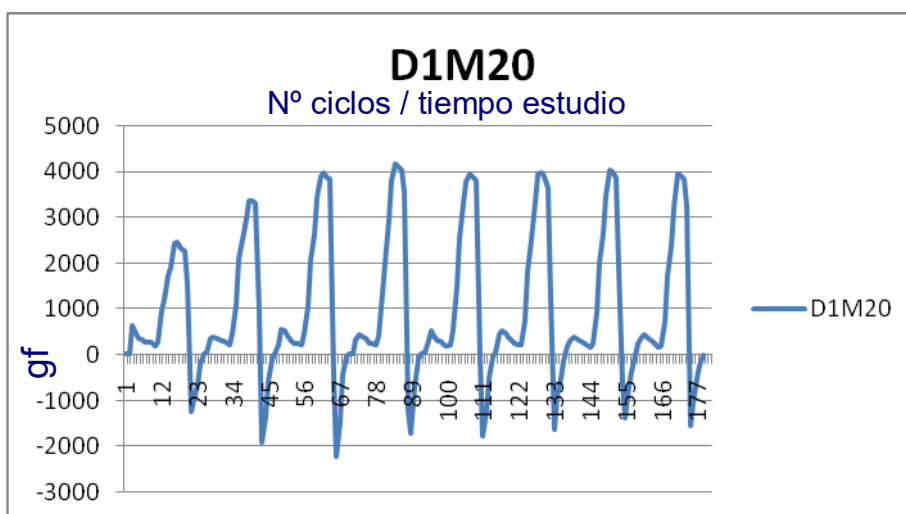
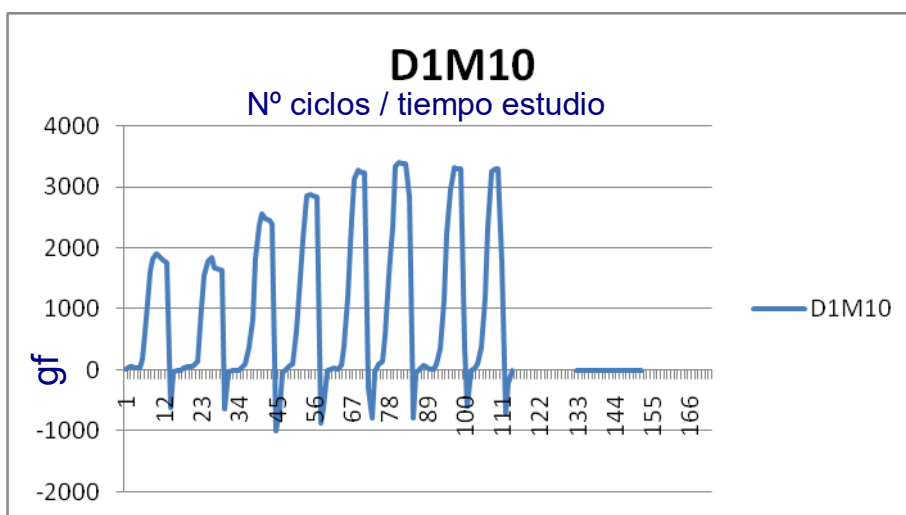
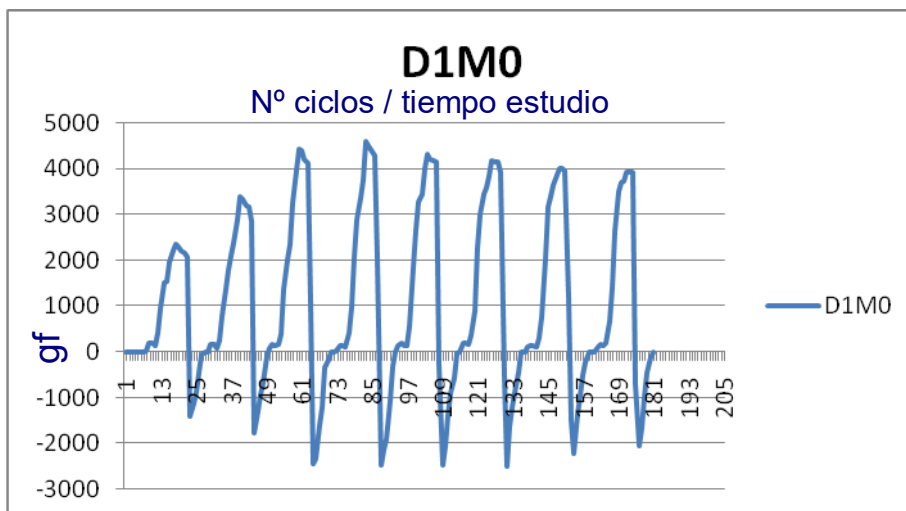
A.5 - Hoja de prueba de los attachments Locator® Rojo

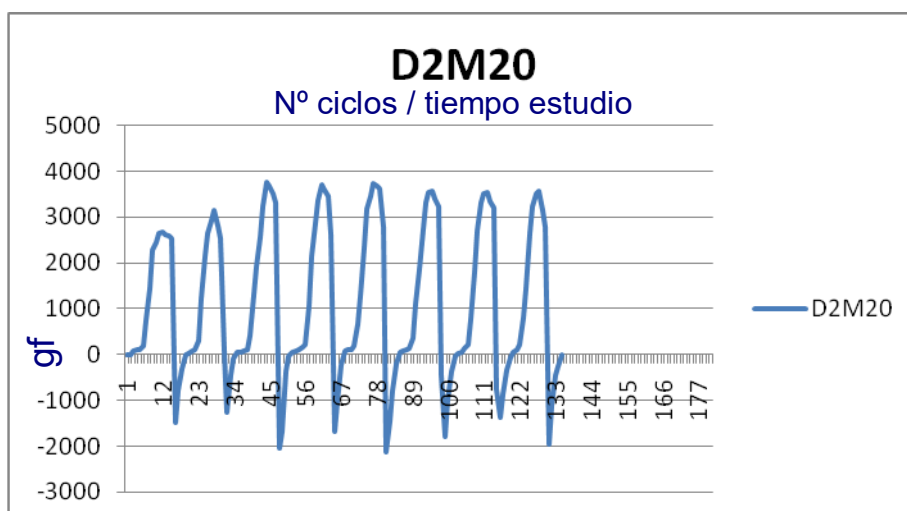
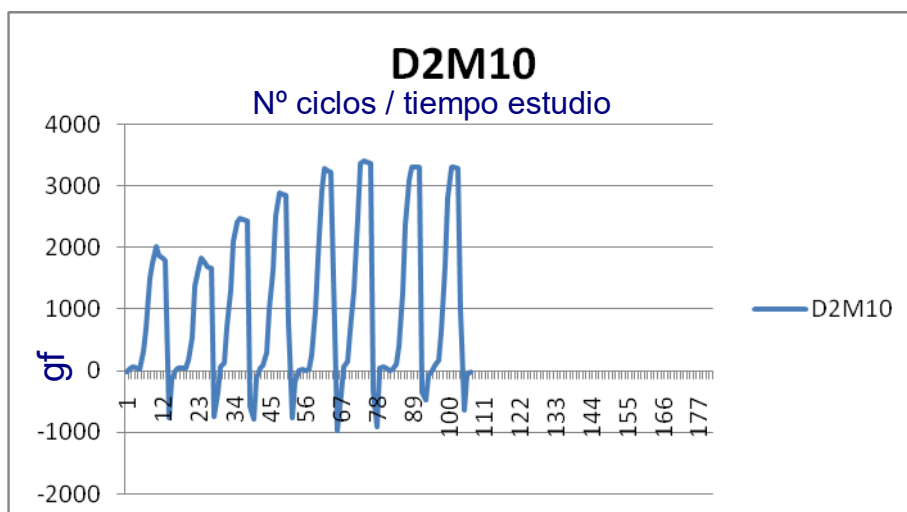
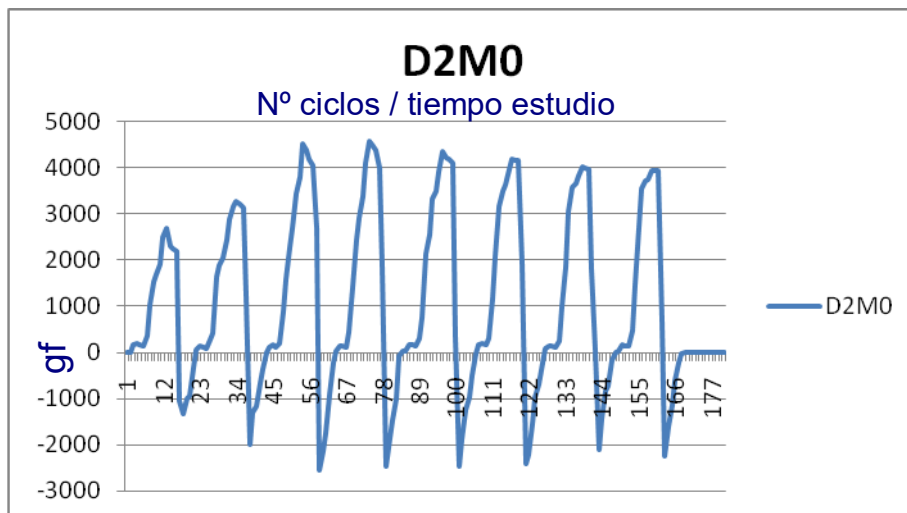


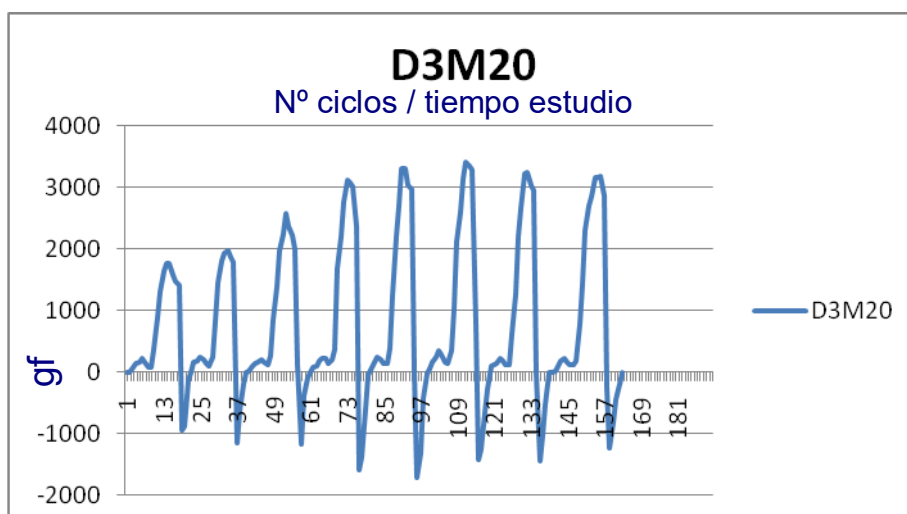
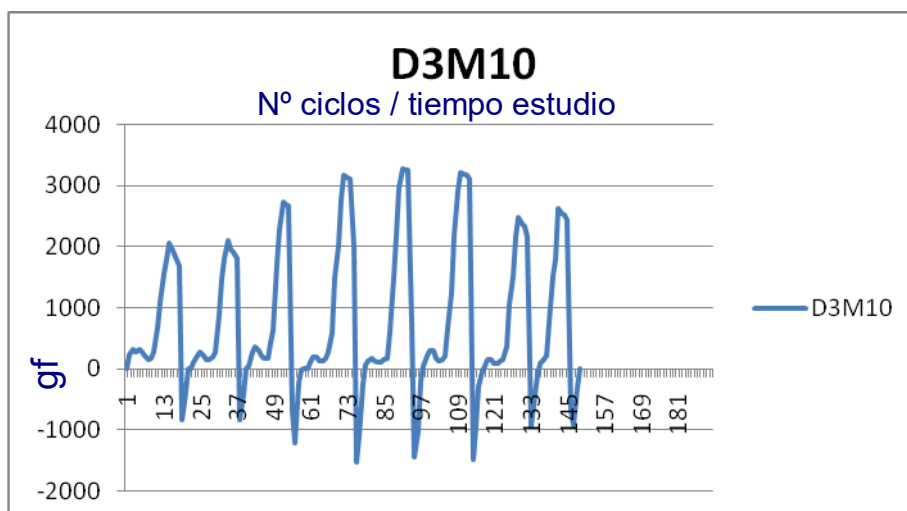
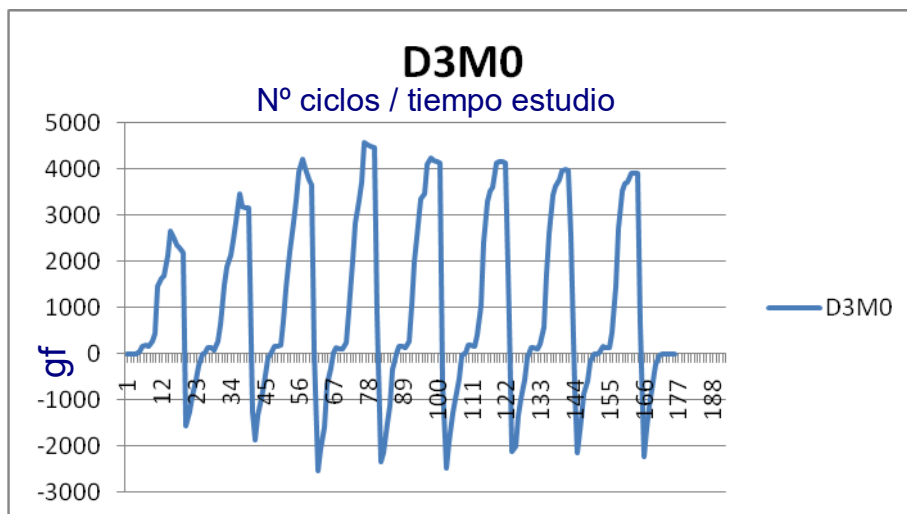




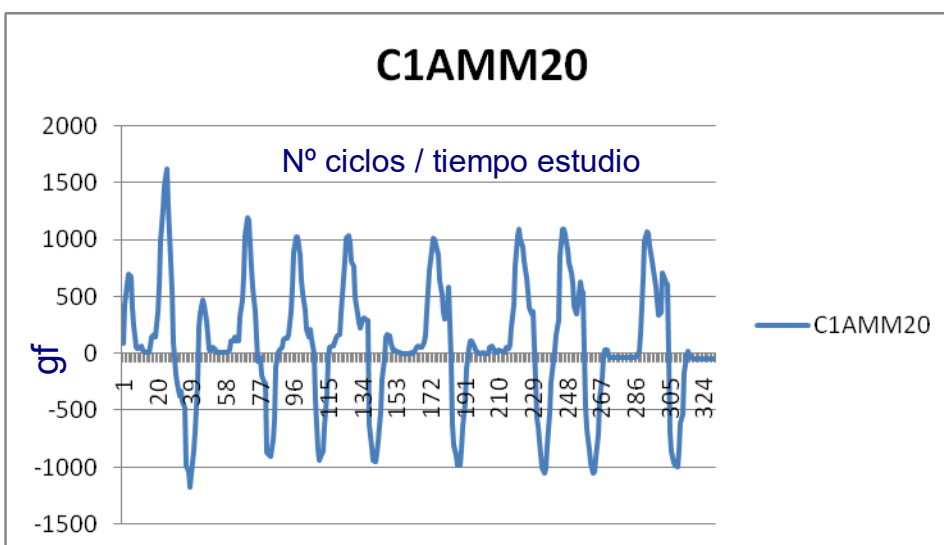
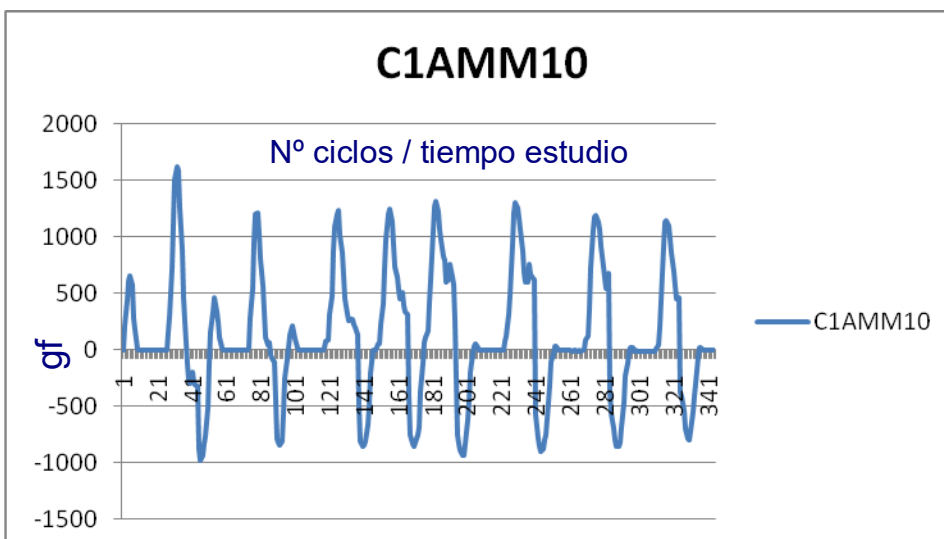
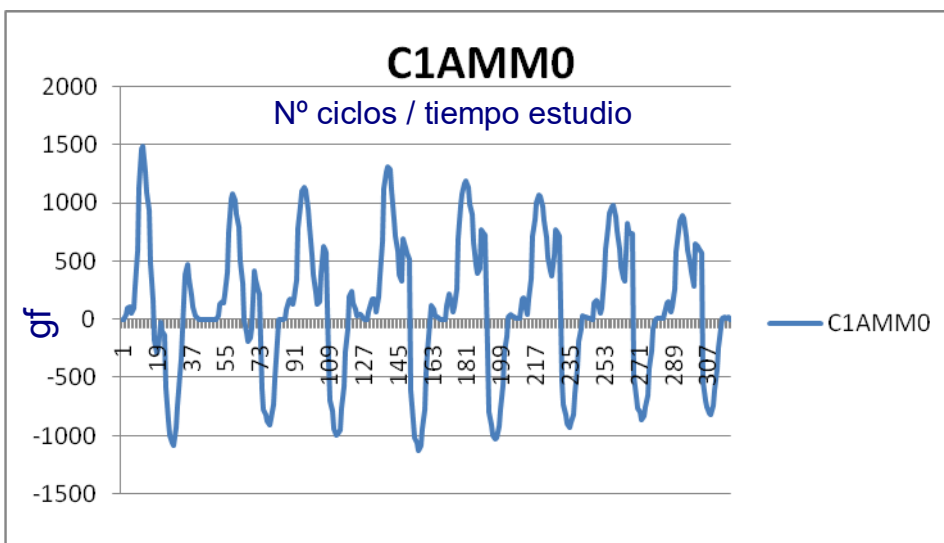
A.6 - Hoja de prueba de los attachments Dalbo - Plus®

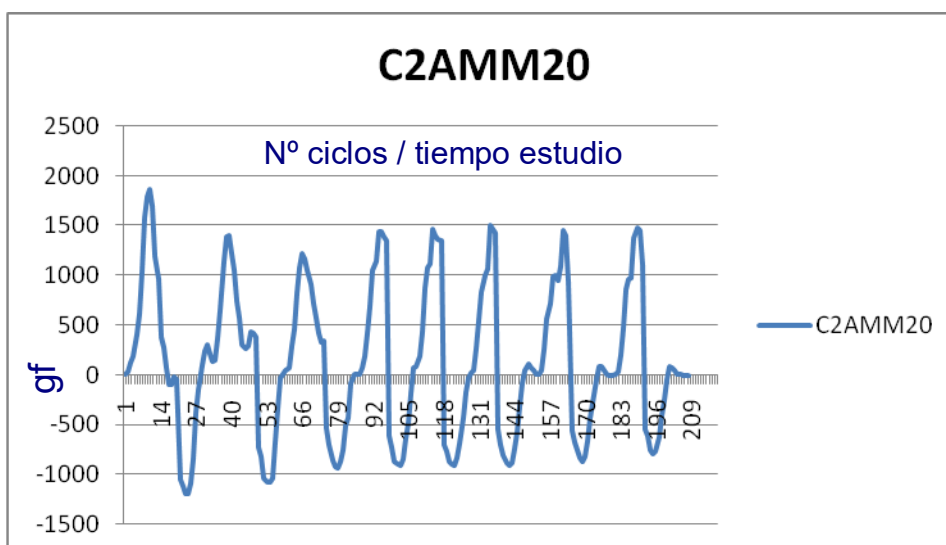
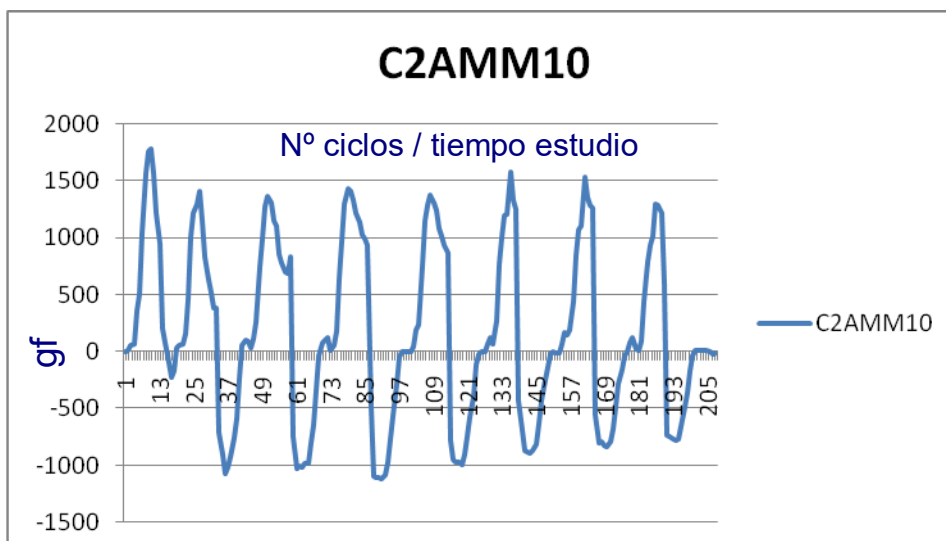
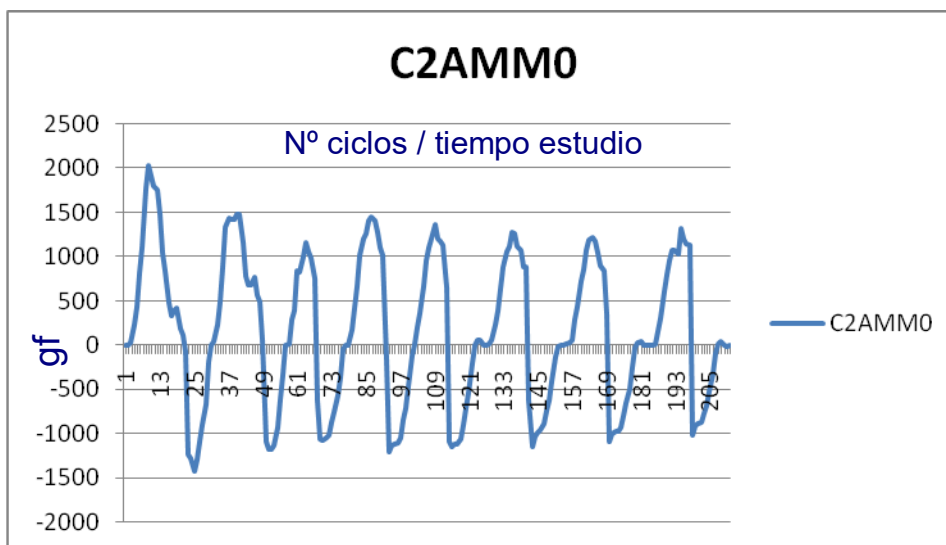


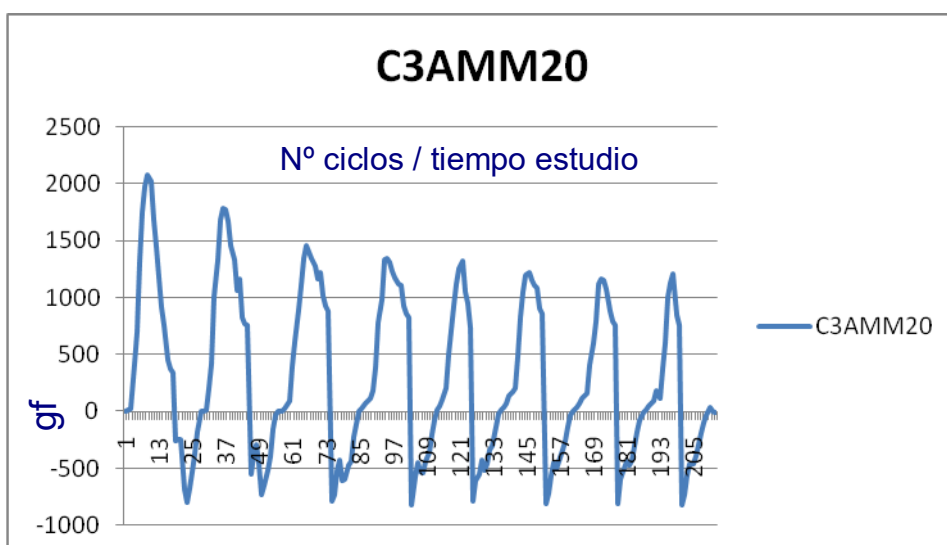
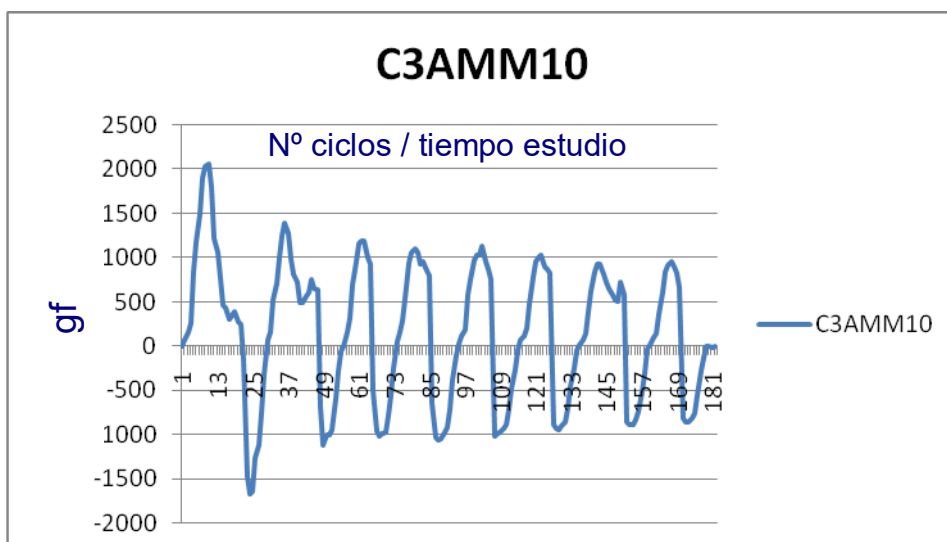
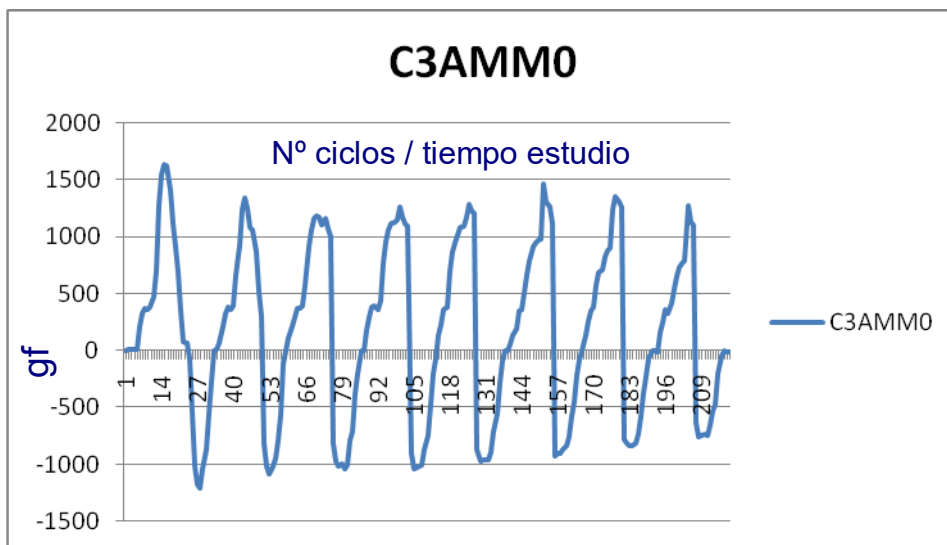




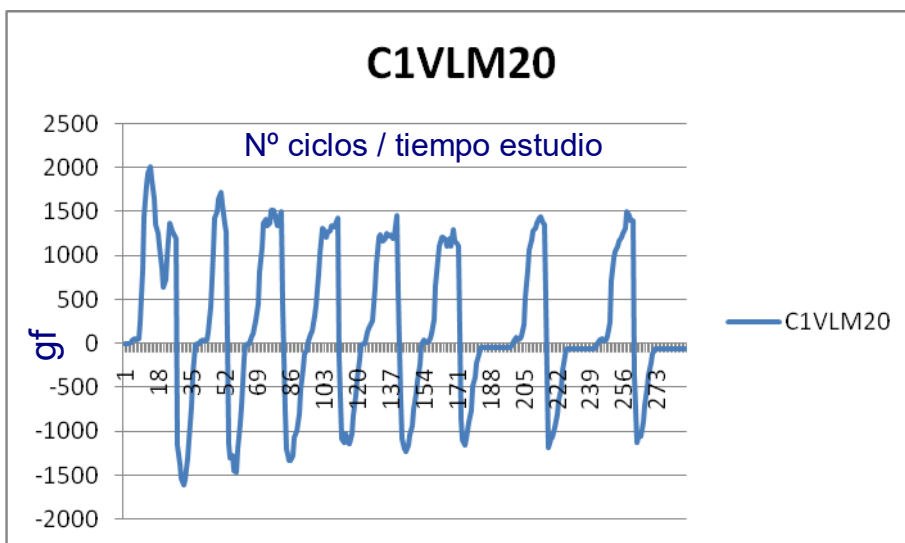
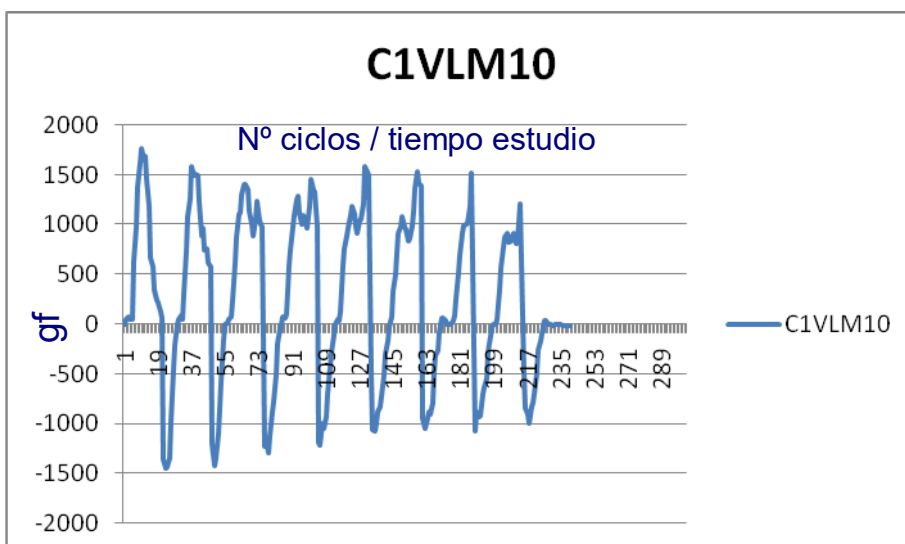
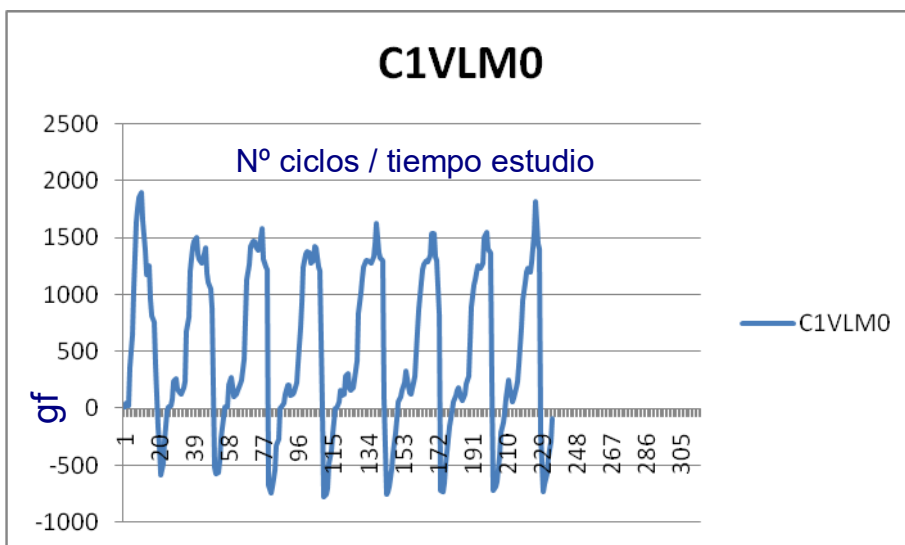
A.7 - Hoja de prueba de los attachments Clix® Amarillo

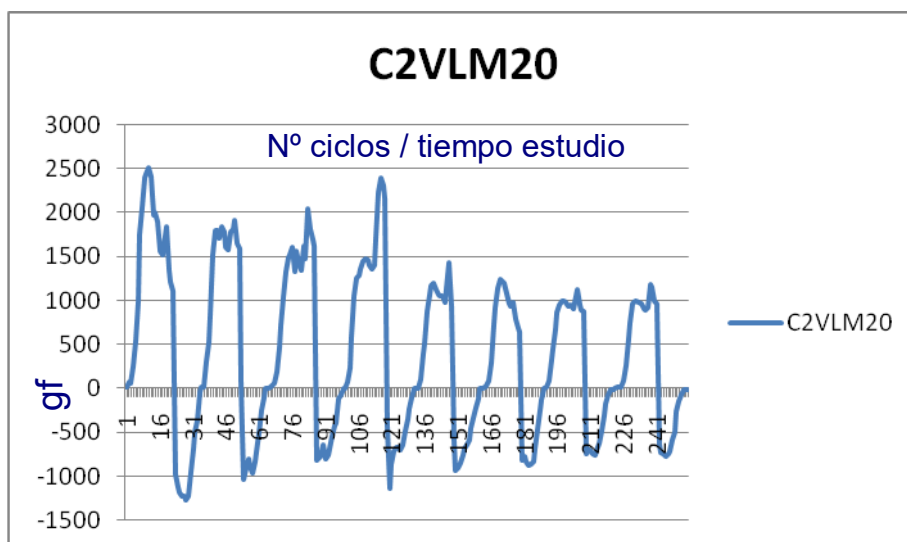
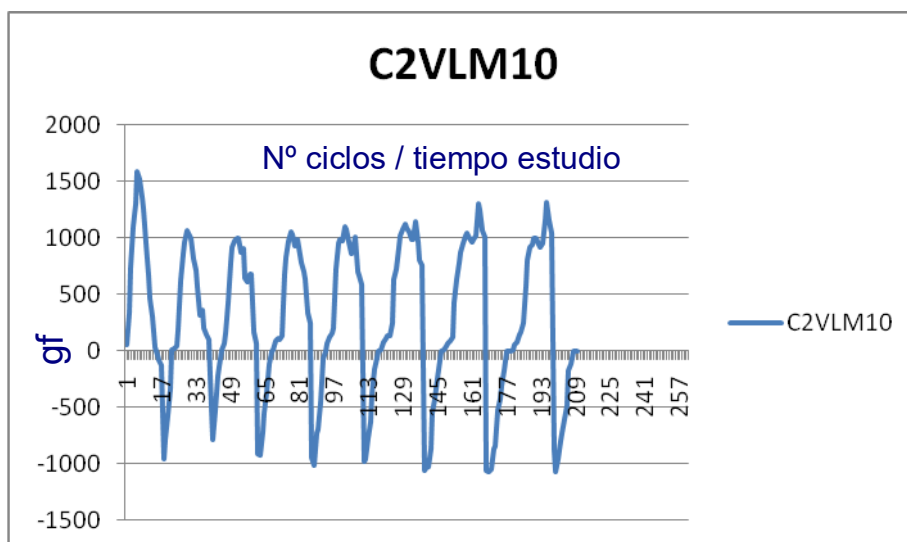
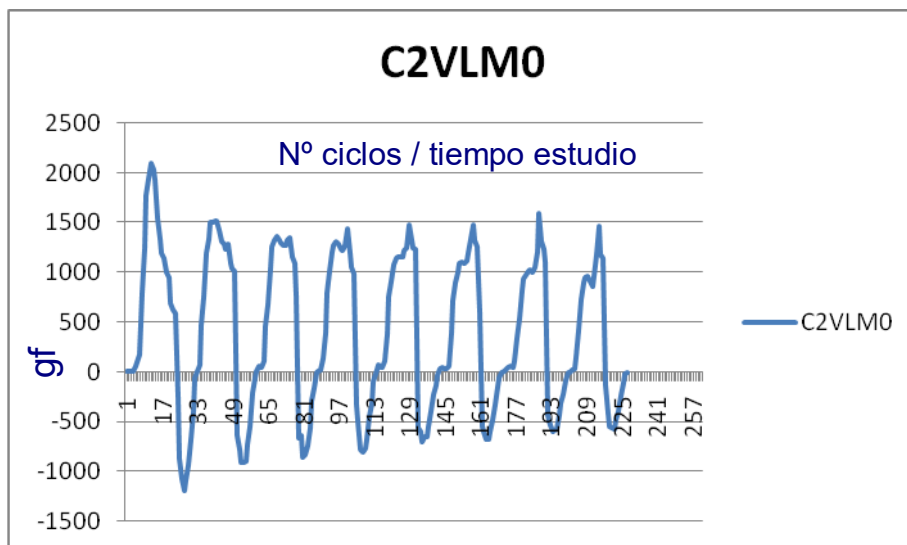


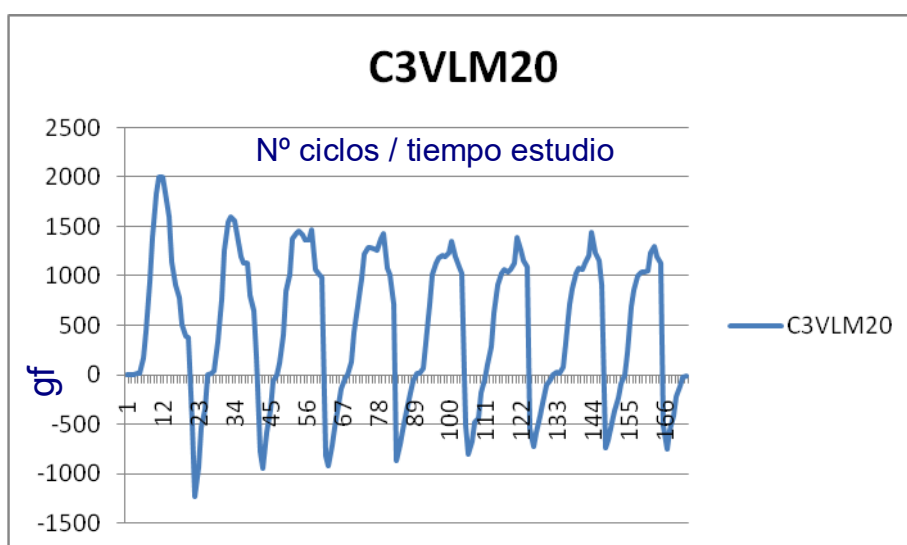
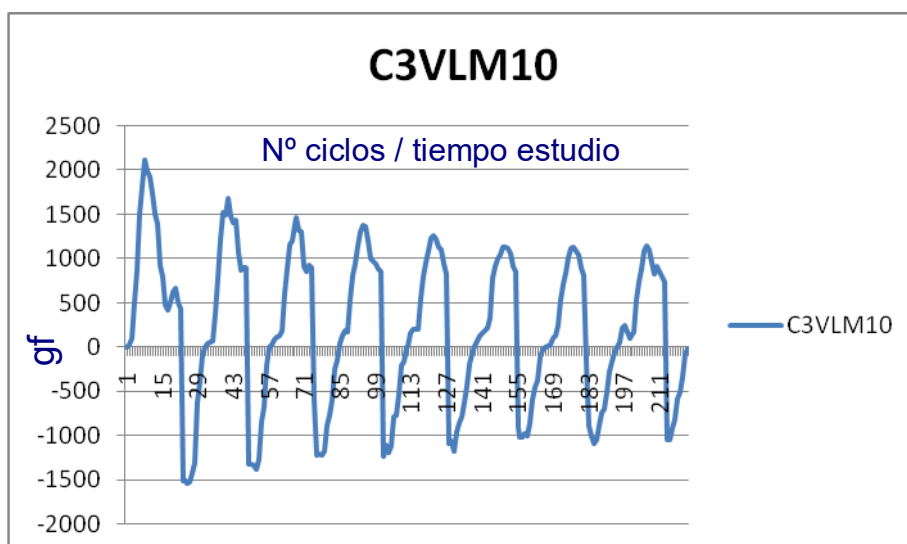
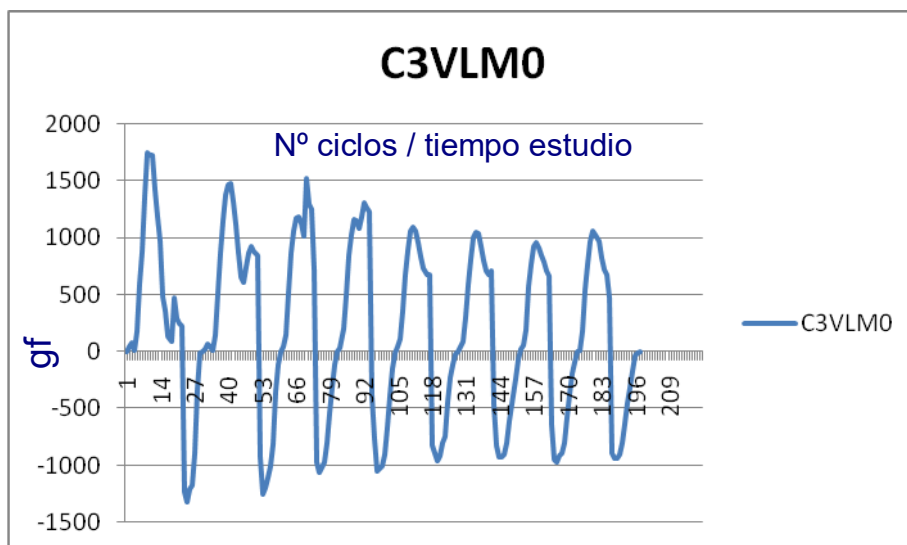




A.8 - Hoja de prueba de los attachments Clix® Rojo







A.9 - Estadísticas descriptivas para la fuerza de inserción segundo angulación y *attachment*

Fuerza de Inserción	Angulación	attachments	Mean	Std. Deviation	N
Inicial	0°	Clix Amarelo	1717,000	276,1105	3
		Clix Vermelho	1914,667	175,0267	3
		Dalbo Plus	2671,000	317,5295	3
		Locator Rosa	983,333	91,6588	3
		Locator Branco	2186,000	673,7396	3
		Locator Azul	691,000	231,1774	3
		Locator Vermelho	644,000	262,9239	3
		Locator Verde	1263,000	379,9355	3
		Total	1508,750	757,1591	24
	10°	Clix Amarelo	1817,667	220,5569	3
		Clix Vermelho	1821,000	266,1184	3
		Dalbo Plus	2284,667	405,0387	3
		Locator Rosa	990,000	416,8105	3
		Locator Branco	2235,000	275,1018	3
		Locator Azul	524,333	72,7072	3
		Locator Vermelho	744,000	264,0303	3
		Locator Verde	851,000	173,2166	3
		Total	1408,458	715,3193	24
	20°	Clix Amarelo	1851,667	227,2121	3
		Clix Vermelho	2175,000	287,6613	3
		Dalbo Plus	2298,333	466,6148	3
		Locator Rosa	1033,000	316,8990	3
		Locator Branco	2678,667	1819,7583	3
		Locator Azul	783,667	362,7097	3
Locator Vermelho		742,333	162,0566	3	
Locator Verde		470,667	150,1410	3	
Total		1504,167	995,6534	24	

	Total	Clix Amarelo	1795,444	218,6436	9
		Clix Vermelho	1970,222	266,9896	9
		Dalbo Plus	2418,000	395,8444	9
		Locator Rosa	1002,111	266,8040	9
		Locator Branco	2366,556	1007,7335	9
		Locator Azul	666,333	246,0168	9
		Locator Vermelho	710,111	209,1288	9
		Locator Verde	861,556	408,6539	9
		Total	1473,792	821,4446	72
	0°	Clix Amarelo	1301,000	200,6514	3
		Clix Vermelho	1498,333	22,0076	3
		Dalbo Plus	3643,667	380,9755	3
		Locator Rosa	886,667	86,9329	3
		Locator Branco	1463,333	319,4641	3
		Locator Azul	697,000	332,1942	3
		Locator Vermelho	622,333	230,2267	3
		Locator Verde	1405,667	410,2747	3
		Total	1439,750	943,5494	24
1 mes	10°	Clix Amarelo	1332,667	107,3608	3
		Clix Vermelho	1443,333	332,6445	3
		Dalbo Plus	2565,000	1035,0164	3
		Locator Rosa	1037,000	524,7752	3
		Locator Branco	1964,000	264,8226	3
		Locator Azul	625,667	171,9486	3
		Locator Vermelho	775,333	283,9020	3
		Locator Verde	880,000	54,6168	3
		Total	1327,875	734,2690	24
	20°	Clix Amarelo	1453,333	301,1218	3
		Clix Vermelho	1749,000	158,1866	3
		Dalbo Plus	2830,333	752,4369	3
		Locator Rosa	1117,000	245,7702	3
		Locator Branco	2954,333	1544,1572	3

		Locator Azul	991,667	218,4544	3	
		Locator Vermelho	1203,000	390,7160	3	
		Locator Verde	705,667	177,8267	3	
		Total	1625,542	968,1688	24	
	Total	Clix Amarelo	1362,333	201,1504	9	
		Clix Vermelho	1563,556	232,2741	9	
		Dalbo Plus	3013,000	826,1779	9	
		Locator Rosa	1013,556	309,9904	9	
		Locator Branco	2127,222	1034,8748	9	
		Locator Azul	771,444	274,1250	9	
		Locator Vermelho	866,889	373,4985	9	
		Locator Verde	997,111	387,7143	9	
		Total	1464,389	884,3015	72	
	6 meses	0°	Clix Amarelo	1162,333	25,1064	3
			Clix Vermelho	1488,000	116,2583	3
			Dalbo Plus	4790,333	817,1819	3
			Locator Rosa	905,667	92,5005	3
			Locator Branco	1433,667	261,1175	3
			Locator Azul	786,667	170,2772	3
Locator Vermelho			871,333	373,5523	3	
Locator Verde			1250,667	327,1274	3	
Total			1586,083	1296,8785	24	
10°		Clix Amarelo	1262,000	87,4300	3	
		Clix Vermelho	1286,333	256,3793	3	
		Dalbo Plus	3278,000	1171,9334	3	
		Locator Rosa	1205,333	252,6941	3	
		Locator Branco	1671,333	538,2354	3	
		Locator Azul	676,667	100,0816	3	
		Locator Vermelho	955,667	212,7025	3	
		Locator Verde	1087,667	225,7107	3	
Total		1427,875	866,2801	24		
20°		Clix Amarelo	1228,667	212,8294	3	

1 año		Clix Vermelho	1676,000	313,5937	3
		Dalbo Plus	3431,333	752,7857	3
		Locator Rosa	1268,333	40,0541	3
		Locator Branco	2846,333	1022,8227	3
		Locator Azul	1078,333	58,4323	3
		Locator Vermelho	1300,333	330,8388	3
		Locator Verde	968,000	198,7888	3
		Total	1724,667	960,3990	24
	Total	Clix Amarelo	1217,667	123,7871	9
		Clix Vermelho	1483,444	269,9602	9
		Dalbo Plus	3833,222	1082,4362	9
		Locator Rosa	1126,444	216,0226	9
		Locator Branco	1983,778	883,2348	9
		Locator Azul	847,222	207,1701	9
		Locator Vermelho	1042,444	335,1164	9
		Locator Verde	1102,111	253,9042	9
		Total	1579,542	1049,5921	72
	0°	Clix Amarelo	1341,333	95,4690	3
		Clix Vermelho	1389,667	74,0023	3
		Dalbo Plus	4801,000	367,2288	3
		Locator Rosa	956,667	14,2945	3
		Locator Branco	1379,333	360,8605	3
		Locator Azul	776,000	93,7870	3
		Locator Vermelho	946,333	397,9502	3
Locator Verde		1170,333	237,9082	3	
Total		1595,083	1274,1520	24	
10°		Clix Amarelo	1256,333	163,2952	3
		Clix Vermelho	1291,000	212,2475	3
		Dalbo Plus	3689,000	1135,9520	3
		Locator Rosa	1147,000	314,0892	3
		Locator Branco	1497,333	458,8053	3
		Locator Azul	777,000	184,9568	3

2 años		Locator Vermelho	1069,000	251,7519	3
		Locator Verde	1082,000	248,9719	3
		Total	1476,083	963,5927	24
	20°	Clix Amarelo	1271,000	212,3605	3
		Clix Vermelho	1756,000	555,1243	3
		Dalbo Plus	3664,667	528,1537	3
		Locator Rosa	1334,667	194,7006	3
		Locator Branco	3064,000	1139,7842	3
		Locator Azul	1109,667	89,4558	3
		Locator Vermelho	1440,333	161,0041	3
		Locator Verde	1090,333	265,1270	3
		Total	1841,333	1024,7691	24
	Total	Clix Amarelo	1289,556	147,5382	9
		Clix Vermelho	1478,889	367,0042	9
		Dalbo Plus	4051,556	861,4501	9
		Locator Rosa	1146,111	246,9461	9
		Locator Branco	1980,222	1035,9857	9
		Locator Azul	887,556	201,2512	9
		Locator Vermelho	1151,889	333,9728	9
		Locator Verde	1114,222	221,3683	9
	Total	1637,500	1091,0297	72	
	0°	Clix Amarelo	1279,000	87,4300	3
		Clix Vermelho	1394,000	276,6568	3
		Dalbo Plus	4498,333	362,7359	3
Locator Rosa		1004,333	65,0410	3	
Locator Branco		1390,333	328,4545	3	
Locator Azul		873,000	54,0278	3	
Locator Vermelho		1100,000	491,6716	3	
Locator Verde		1131,333	210,1555	3	
Total		1583,792	1161,9960	24	
10°	Clix Amarelo	1268,000	124,9000	3	
	Clix Vermelho	1315,667	251,8518	3	

		Dalbo Plus	3849,000	978,6107	3
		Locator Rosa	1143,000	300,6044	3
		Locator Branco	1524,000	422,4263	3
		Locator Azul	853,000	236,0064	3
		Locator Vermelho	1172,667	182,1108	3
		Locator Verde	1062,667	204,1674	3
		Total	1523,500	982,6939	24
	20°	Clix Amarelo	1264,667	230,4134	3
		Clix Vermelho	1414,333	53,5008	3
		Dalbo Plus	3664,333	326,3470	3
		Locator Rosa	1639,000	502,4450	3
		Locator Branco	2556,667	1081,8440	3
		Locator Azul	1142,333	119,2490	3
		Locator Vermelho	1307,000	156,3298	3
		Locator Verde	1164,667	59,5511	3
		Total	1769,125	932,4666	24
	Total	Clix Amarelo	1270,556	138,2960	9
		Clix Vermelho	1374,667	194,2762	9
		Dalbo Plus	4003,889	665,4706	9
		Locator Rosa	1262,111	412,6341	9
		Locator Branco	1823,667	818,3845	9
		Locator Azul	956,111	194,4000	9
		Locator Vermelho	1193,222	288,2845	9
		Locator Verde	1119,556	156,1338	9
Total		1625,472	1021,2605	72	
3 años	0°	Clix Amarelo	1265,667	198,5052	3
		Clix Vermelho	1352,000	270,4884	3
		Dalbo Plus	4335,667	293,8866	3
		Locator Rosa	993,667	25,5016	3
		Locator Branco	1864,333	1103,9100	3
		Locator Azul	939,000	22,1133	3
		Locator Vermelho	1091,000	473,0529	3

		Locator Verde	1122,000	212,3464	3
		Total	1620,417	1150,0961	24
	10°	Clix Amarelo	1299,667	279,0149	3
		Clix Vermelho	1264,333	230,1963	3
		Dalbo Plus	3822,333	868,5720	3
		Locator Rosa	1147,333	174,9638	3
		Locator Branco	1517,667	403,8519	3
		Locator Azul	897,667	389,1816	3
		Locator Vermelho	1165,333	167,9802	3
		Locator Verde	1014,667	195,4644	3
		Total	1516,125	968,1740	24
		20°	Clix Amarelo	1265,667	212,2695
	Clix Vermelho		1304,333	78,4177	3
	Dalbo Plus		3654,333	298,4130	3
	Locator Rosa		2181,000	917,3173	3
	Locator Branco		2416,333	1244,4615	3
	Locator Azul		1034,333	183,0036	3
	Locator Vermelho		1434,333	228,3689	3
	Locator Verde		1180,000	35,3695	3
	Total		1808,792	978,6895	24
	Total	Clix Amarelo	1277,000	202,1559	9
		Clix Vermelho	1306,889	185,7972	9
		Dalbo Plus	3937,444	571,7981	9
		Locator Rosa	1440,667	728,6381	9
Locator Branco		1932,778	941,6262	9	
Locator Azul		957,000	223,7068	9	
Locator Vermelho		1230,222	317,0295	9	
Locator Verde		1105,556	162,5255	9	
Total		1648,444	1028,2501	72	
4 años	0°	Clix Amarelo	1184,000	189,9342	3
		Clix Vermelho	1365,000	358,1997	3
		Dalbo Plus	4196,000	342,1096	3

		Locator Rosa	1014,333	25,7941	3
		Locator Branco	1798,000	925,0535	3
		Locator Azul	931,667	46,9716	3
		Locator Vermelho	1075,333	426,1553	3
		Locator Verde	1134,667	232,2635	3
		Total	1587,375	1095,6808	24
	10°	Clix Amarelo	1217,667	303,3156	3
		Clix Vermelho	1315,667	197,6116	3
		Dalbo Plus	3493,000	1114,8493	3
		Locator Rosa	1147,667	179,4362	3
		Locator Branco	1485,000	574,1333	3
		Locator Azul	899,333	236,8635	3
		Locator Vermelho	1087,667	124,5405	3
		Locator Verde	994,333	188,2268	3
	Total	1455,042	899,9269	24	
	20°	Clix Amarelo	1234,333	192,9516	3
		Clix Vermelho	1336,667	187,6415	3
		Dalbo Plus	3605,667	406,2688	3
		Locator Rosa	2333,667	1126,6438	3
		Locator Branco	2409,000	1225,8234	3
		Locator Azul	1066,000	231,8254	3
		Locator Vermelho	1390,667	300,7746	3
		Locator Verde	1166,000	177,9916	3
	Total	1817,750	1000,8746	24	
Total	Clix Amarelo	1212,000	204,4982	9	
	Clix Vermelho	1339,111	226,0561	9	
	Dalbo Plus	3764,889	698,6917	9	
	Locator Rosa	1498,556	849,2197	9	
	Locator Branco	1897,333	915,2225	9	
	Locator Azul	965,667	184,0435	9	
	Locator Vermelho	1184,556	309,5489	9	
Locator Verde	1098,333	191,1341	9		

5 años		Total	1620,056	999,2690	72
	0°	Clix Amarelo	1164,333	234,0221	3
		Clix Vermelho	1445,000	378,2539	3
		Dalbo Plus	4121,000	336,0238	3
		Locator Rosa	1008,000	2,6458	3
		Locator Branco	1784,667	909,8667	3
		Locator Azul	872,667	60,1858	3
		Locator Vermelho	1018,333	374,4080	3
		Locator Verde	1101,667	210,8182	3
		Total	1564,458	1080,0963	24
	10°	Clix Amarelo	1127,667	172,2334	3
		Clix Vermelho	1228,000	86,6256	3
		Dalbo Plus	3502,333	978,6084	3
		Locator Rosa	1158,333	153,9296	3
		Locator Branco	1550,667	391,9315	3
		Locator Azul	685,333	249,1633	3
		Locator Vermelho	1056,000	135,1333	3
		Locator Verde	994,000	172,1279	3
		Total	1412,792	903,0395	24
	20°	Clix Amarelo	1247,667	203,3822	3
		Clix Vermelho	1326,333	162,5833	3
		Dalbo Plus	3562,333	395,2231	3
		Locator Rosa	2317,000	1117,6994	3
		Locator Branco	2549,667	1145,8422	3
		Locator Azul	1009,000	153,7173	3
		Locator Vermelho	1543,667	174,9352	3
		Locator Verde	1020,667	335,5955	3
		Total	1822,042	1003,9991	24
	Total	Clix Amarelo	1179,889	185,1617	9
		Clix Vermelho	1333,111	230,4525	9
		Dalbo Plus	3728,556	627,6974	9
		Locator Rosa	1494,444	838,4879	9

	Locator Branco	1961,667	882,2433	9
	Locator Azul	855,667	205,2766	9
	Locator Vermelho	1206,000	334,1598	9
	Locator Verde	1038,778	221,4321	9
	Total	1599,764	998,7814	72

A.10 - Estadísticas descriptivas para la fuerza de desinserción segundo angulación y *attachment*

Fuerza desinserción	Angulación	attachments	Mean	Std. Deviation	N
Inicial	0°	Clix Amarelo	-1238	176,6267	3
		Clix Vermelho	-1015	434,4387	3
		Dalbo Plus	-1602,33	209,1562	3
		Locator Rosa	-961,667	91,6752	3
		Locator Branco	-1156	499,7689	3
		Locator Azul	-921,667	516,3103	3
		Locator Vermelho	-658,667	283,5742	3
		Locator Verde	-1311,33	407,5664	3
		Total	-1108,08	405,6503	24
	10°	Clix Amarelo	-957,667	723,6742	3
		Clix Vermelho	-1312,67	308,5714	3
		Dalbo Plus	-1003,67	359,8643	3
		Locator Rosa	-1480,33	632,8423	3
		Locator Branco	-1992	245,5748	3
		Locator Azul	-423	122,4786	3
		Locator Vermelho	-722	278,8763	3
		Locator Verde	-764	247,0546	3
		Total	-1081,92	586,2848	24
	20°	Clix Amarelo	-1060,67	225,0785	3
		Clix Vermelho	-1373	207,0821	3
		Dalbo Plus	-1228	276,6568	3
		Locator Rosa	-288,333	115,2403	3
		Locator Branco	-644,333	314,6273	3
		Locator Azul	-312,667	95,1753	3
		Locator Vermelho	-142	127,0708	3
		Locator Verde	-166,667	155,3362	3
		Total	-651,958	508,5604	24
	Total	Clix Amarelo	-1085,44	408,0083	9
		Clix Vermelho	-1233,56	330,5454	9
		Dalbo Plus	-1278	362,0131	9
		Locator Rosa	-910,111	611,1061	9
		Locator Branco	-1264,11	670,3578	9
		Locator Azul	-552,444	389,3896	9
Locator Vermelho		-507,556	345,6917	9	
Locator Verde		-747,333	555,5621	9	
Total		-947,319	541,0976	72	
1 mes	0°	Clix Amarelo	-1055	143,042	3
		Clix Vermelho	-919,667	342,5352	3
		Dalbo Plus	-1897,33	128,4147	3
		Locator Rosa	-933,333	220,3777	3
		Locator Branco	-1507,67	251,1202	3
		Locator Azul	-857,333	424,3458	3
		Locator Vermelho	-607,333	255,0732	3

6 meses		Locator Verde	-1304	356,4211	3
		Total	-1135,21	460,0964	24
	10°	Clix Amarelo	-1008,67	146,3193	3
		Clix Vermelho	-1192,33	348,2604	3
		Dalbo Plus	-1160	632,2911	3
		Locator Rosa	-1008,33	400,2403	3
		Locator Branco	-1584,33	275,0388	3
		Locator Azul	-443	147,2379	3
		Locator Vermelho	-738	271,166	3
		Locator Verde	-773	180,8425	3
		Total	-988,458	433,0425	24
		20°	Clix Amarelo	-911,333	178,5002
	Clix Vermelho		-1149,33	272,1807	3
	Dalbo Plus		-1442,67	426,2867	3
	Locator Rosa		-226,667	124,1343	3
	Locator Branco		-605,667	367,2184	3
	Locator Azul		-348,333	73,9617	3
	Locator Vermelho		-130,667	151,4078	3
	Locator Verde		-172	88,7637	3
	Total		-623,333	514,1598	24
	Total	Clix Amarelo	-991,667	149,8858	9
		Clix Vermelho	-1087,11	307,0706	9
		Dalbo Plus	-1500	503,2753	9
		Locator Rosa	-722,778	442,2021	9
		Locator Branco	-1232,56	539,0251	9
		Locator Azul	-549,556	326,7553	9
		Locator Vermelho	-492	342,0844	9
		Locator Verde	-749,667	531,4866	9
		Total	-915,667	511,7928	72
	0°	Clix Amarelo	-1037,33	42,6654	3
		Clix Vermelho	-893,667	164,1625	3
		Dalbo Plus	-2657,67	288,5851	3
		Locator Rosa	-903	110,7294	3
		Locator Branco	-1219	107,014	3
		Locator Azul	-1008,67	474,4073	3
		Locator Vermelho	-888,667	319,7817	3
Locator Verde		-1089	308,8317	3	
Total		-1212,13	609,774	24	
10°		Clix Amarelo	-963,333	96,5004	3
	Clix Vermelho	-1144,67	189,1728	3	
	Dalbo Plus	-1322	596,6917	3	
	Locator Rosa	-1071,33	377,4882	3	
	Locator Branco	-1104	213,5697	3	
	Locator Azul	-486,667	223,1464	3	
	Locator Vermelho	-938,333	197,6318	3	
	Locator Verde	-944,667	249,0308	3	
	Total	-996,875	343,6829	24	
20°	Clix Amarelo	-893,333	89,5116	3	

		Clix Vermelho	-1027	268,9665	3	
		Dalbo Plus	-1820	566,6913	3	
		Locator Rosa	-222,333	96,7178	3	
		Locator Branco	-561,333	218,8729	3	
		Locator Azul	-300,667	96,9656	3	
		Locator Vermelho	-170,333	131,0013	3	
		Locator Verde	-261,333	119,6258	3	
		Total	-657,042	581,9979	24	
	Total	Clix Amarelo	-964,667	93,141	9	
		Clix Vermelho	-1021,78	213,5362	9	
		Dalbo Plus	-1933,22	729,2648	9	
		Locator Rosa	-732,222	438,8436	9	
		Locator Branco	-961,444	344,6332	9	
		Locator Azul	-598,667	414,8587	9	
		Locator Vermelho	-665,778	422,0861	9	
		Locator Verde	-765	435,347	9	
	Total	-955,347	566,9136	72		
	1 año	0°	Clix Amarelo	-1124	81,0185	3
			Clix Vermelho	-879,667	149,7676	3
			Dalbo Plus	-2532,67	204,1233	3
			Locator Rosa	-891,667	69,2556	3
			Locator Branco	-1151,33	77,1838	3
			Locator Azul	-943,667	391,2855	3
			Locator Vermelho	-971	389,8961	3
Locator Verde			-1056,33	214,3859	3	
Total		-1193,79	560,5091	24		
10°		Clix Amarelo	-1009,67	144,1955	3	
		Clix Vermelho	-1153,33	116,466	3	
		Dalbo Plus	-1481	706,4368	3	
		Locator Rosa	-997,667	320,6779	3	
		Locator Branco	-1033	261,3063	3	
		Locator Azul	-453	160,7265	3	
		Locator Vermelho	-1017,33	150,5235	3	
		Locator Verde	-933,333	258,4286	3	
Total		-1009,79	379,7792	24		
20°		Clix Amarelo	-894,667	68,3691	3	
		Clix Vermelho	-1050	152,4238	3	
		Dalbo Plus	-1672	70,7672	3	
		Locator Rosa	-261	142,0106	3	
		Locator Branco	-501,333	165,7749	3	
		Locator Azul	-318,667	111,1321	3	
	Locator Vermelho	-184,333	101,3229	3		
	Locator Verde	-337	150,2698	3		
Total	-652,375	503,8323	24			
Total	Clix Amarelo	-1009,44	133,6751	9		
	Clix Vermelho	-1027,67	170,6751	9		
	Dalbo Plus	-1895,22	609,7833	9		
	Locator Rosa	-716,778	388,4665	9		

		Locator Branco	-895,222	339,5975	9
		Locator Azul	-571,778	359,1656	9
		Locator Vermelho	-724,222	458,9071	9
		Locator Verde	-775,556	380,5979	9
		Total	-951,986	531,0052	72
2 años	0°	Clix Amarelo	-1047	89,8666	3
		Clix Vermelho	-812,667	135,312	3
		Dalbo Plus	-2635,33	260,4157	3
		Locator Rosa	-840,333	135,0309	3
		Locator Branco	-1135,67	169,4589	3
		Locator Azul	-1045,33	441,3449	3
		Locator Vermelho	-1027,67	399,0819	3
		Locator Verde	-1003,33	192,5625	3
		Total	-1193,42	605,8329	24
	10°	Clix Amarelo	-980,333	39,8037	3
		Clix Vermelho	-1073,33	92,0453	3
		Dalbo Plus	-1447,67	479,5043	3
		Locator Rosa	-1045,67	248,4539	3
		Locator Branco	-930	111,2969	3
		Locator Azul	-429,333	189,215	3
		Locator Vermelho	-1091,33	137,3511	3
		Locator Verde	-933,333	261,0849	3
		Total	-991,375	331,458	24
	20°	Clix Amarelo	-899,333	105,2489	3
		Clix Vermelho	-990,333	213,3221	3
		Dalbo Plus	-1877	215,0977	3
		Locator Rosa	-252,333	248,7757	3
		Locator Branco	-470,667	142,8157	3
		Locator Azul	-263	44	3
Locator Vermelho		-239,333	52,2717	3	
Locator Verde		-341	219,9932	3	
Total		-666,625	564,6441	24	
Total	Clix Amarelo	-975,556	96,3627	9	
	Clix Vermelho	-958,778	177,122	9	
	Dalbo Plus	-1986,67	597,7002	9	
	Locator Rosa	-712,778	403,266	9	
	Locator Branco	-845,444	319,8652	9	
	Locator Azul	-579,222	430,7284	9	
	Locator Vermelho	-786,111	462,7573	9	
	Locator Verde	-759,222	371,1013	9	
	Total	-950,472	552,7387	72	
3 años	0°	Clix Amarelo	-1000,33	125,285	3
		Clix Vermelho	-784,667	130,0205	3
		Dalbo Plus	-2378	218,3209	3
		Locator Rosa	-888,333	86,3848	3
		Locator Branco	-1017	98,7269	3
		Locator Azul	-1053	440,8707	3
		Locator Vermelho	-1062,67	379,3578	3

4 años		Locator Verde	-991,667	113,9049	3
		Total	-1146,96	522,2687	24
	10°	Clix Amarelo	-911,333	29,1605	3
		Clix Vermelho	-1043	27,0555	3
		Dalbo Plus	-1419	471,3799	3
		Locator Rosa	-1014	144,2117	3
		Locator Branco	-896	79,7747	3
		Locator Azul	-511	71,8401	3
		Locator Vermelho	-1079,67	127,1233	3
		Locator Verde	-885	242,3778	3
		Total	-969,875	295,2648	24
		20°	Clix Amarelo	-925	122,4418
	Clix Vermelho		-922	213,9135	3
	Dalbo Plus		-1613,33	190,4267	3
	Locator Rosa		-506,667	356,2476	3
	Locator Branco		-425,333	119,5422	3
	Locator Azul		-274	48	3
	Locator Vermelho		-230	30,348	3
	Locator Verde		-391,667	244,8271	3
	Total		-661	475,4547	24
	Total	Clix Amarelo	-945,556	98,018	9
		Clix Vermelho	-916,556	168,46	9
		Dalbo Plus	-1803,44	518,9427	9
		Locator Rosa	-803	301,9089	9
		Locator Branco	-779,444	284,3941	9
		Locator Azul	-612,667	412,377	9
		Locator Vermelho	-790,778	466,0396	9
		Locator Verde	-756,111	331,3003	9
		Total	-925,944	480,3375	72
	0°	Clix Amarelo	-930,333	138,8392	3
		Clix Vermelho	-767,333	194,0679	3
		Dalbo Plus	-2356,33	299,8405	3
Locator Rosa		-901	115,3126	3	
Locator Branco		-989	63,5925	3	
Locator Azul		-1046,33	410,3174	3	
Locator Vermelho		-1029,67	350,6242	3	
Locator Verde		-997,333	146,2099	3	
Total		-1127,17	523,3818	24	
10°		Clix Amarelo	-863,333	29,023	3
	Clix Vermelho	-1077,33	5,0332	3	
	Dalbo Plus	-963,333	512,0081	3	
	Locator Rosa	-1072	219,2328	3	
	Locator Branco	-819,667	124,7491	3	
	Locator Azul	-595,667	158,85	3	
	Locator Vermelho	-1012	72,3809	3	
	Locator Verde	-902	257,874	3	
	Total	-913,167	244,6909	24	
20°	Clix Amarelo	-914	125,861	3	

		Clix Vermelho	-894,667	248,1176	3	
		Dalbo Plus	-1397	37,9868	3	
		Locator Rosa	-443,667	342,5935	3	
		Locator Branco	-448,333	84,0853	3	
		Locator Azul	-256,333	37,2066	3	
		Locator Vermelho	-201,667	58,7736	3	
		Locator Verde	-307,667	149,4869	3	
		Total	-607,917	424,7953	24	
	Total	Clix Amarelo	-902,556	99,5253	9	
		Clix Vermelho	-913,111	207,4189	9	
		Dalbo Plus	-1572,22	685,1857	9	
		Locator Rosa	-805,556	351,8981	9	
		Locator Branco	-752,333	253,0405	9	
		Locator Azul	-632,778	408,0906	9	
		Locator Vermelho	-747,778	448,0231	9	
		Locator Verde	-735,667	363,7317	9	
	Total	-882,75	461,1158	72		
	5 años	0°	Clix Amarelo	-861,667	132,8621	3
			Clix Vermelho	-754,333	186,3581	3
			Dalbo Plus	-2236,33	185,0144	3
			Locator Rosa	-899,667	151,2162	3
			Locator Branco	-949	34,2199	3
			Locator Azul	-1032	453,8017	3
			Locator Vermelho	-996,667	306,6094	3
Locator Verde			-942,667	128,5081	3	
Total		-1084,04	491,6565	24		
10°		Clix Amarelo	-814	41,3884	3	
		Clix Vermelho	-1037,67	40,1539	3	
		Dalbo Plus	-1000	415,8125	3	
		Locator Rosa	-1044,33	213,158	3	
		Locator Branco	-825,333	60,4511	3	
		Locator Azul	-448,333	159,4376	3	
		Locator Vermelho	-1001,67	74,0698	3	
		Locator Verde	-852,667	232,1838	3	
Total		-878	250,7946	24		
20°		Clix Amarelo	-875,333	110,351	3	
		Clix Vermelho	-885,333	209,3904	3	
		Dalbo Plus	-1582	354,6096	3	
		Locator Rosa	-401,667	318,6053	3	
		Locator Branco	-484,667	24,0069	3	
		Locator Azul	-273	70,5053	3	
	Locator Vermelho	-200,667	68,391	3		
	Locator Verde	-273	161,6199	3		
Total	-621,958	478,6852	24			
Total	Clix Amarelo	-850,333	93,0766	9		
	Clix Vermelho	-892,444	187,4221	9		
	Dalbo Plus	-1606,11	608,3947	9		
	Locator Rosa	-781,889	357,3473	9		

		Locator Branco	-753	211,4699	9
		Locator Azul	-584,444	421,3289	9
		Locator Vermelho	-733	430,6373	9
		Locator Verde	-689,444	351,0086	9
		Total	-861,333	457,3163	72