

UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

Departamento de Estomatología IV (Profilaxis,
Odontopediatría y Ortodoncia)



TESIS DOCTORAL

Estudio comparativo in vitro de la fricción en tubos y brackets de
autoligado

MEMORIA PARA OPTAR AL GRADO DE DOCTOR

PRESENTADA POR

Julia García Baeza

Directora

María Dolores Oteo Calatayud

Madrid, 2018

Universidad Complutense de Madrid

Facultad de Odontología

Departamento de Estomatología IV

(Profilaxis, Odontopediatría y Ortodoncia)



Estudio comparativo *in vitro* de la fricción en tubos y brackets de autoligado

Memoria presentada por:

Julia García Baeza

para optar al grado de
DOCTOR en Odontología

Directora: Profesora Maria Dolores Oteo Calatayud

Madrid, 2017

A mis hermanos, Davi y Javi,
los pilares de mi vida.

AGRADECIMIENTOS

Dra. Dolores Oteo Calatayud: Por su ayuda incondicional. Por creer en mí. Por su apoyo constante en hacer de esta tesis una realidad.

Dr. Antonino Secchi: Por su amistad, por su apoyo, por compartir todos sus conocimientos. Por ver algo en mí que yo ni siquiera conocía. Por ser un referente para mí no sólo como profesional sino como persona. Gracias por ser parte de mi vida.

Dr. Robert L. Vanarsdall Jr.: A una persona que cuida de sus estudiantes como un padre, que lidera y desafía a la ortodoncia como un presidente y que sostiene los valores y tradiciones de Penn como Benjamin Franklin. Gracias por haberme permitido el regalo de ser tu estudiante.

A Enrique Bejarano: Por hacer que la ortodoncia en mí no sea una mera profesión sino una forma de vida.

A mi familia: Lo mejor de mi vida. Por apoyarme en todas mis decisiones y acompañarme en el camino. Por tener siempre el consejo oportuno en el momento adecuado. Por estar siempre a mi lado.

A Leticia Sasiambarrena: Por compartir la misma definición de “amistad”. Por ser como una hermana para mí.

A Maria: Por su amistad incondicional y su perenne cariño.

A Patri: Por su paciencia, ayuda y, más importante aún, su tiempo.

A Vasco: Por haberme encontrado.

A mis Amigos: A las Mostazas, Estefi, Leto, Eli, Jaime, Hector, Ignacio, Ji Young, Nima, Paul, Tejy... sin vosotros mi vida no tendría sentido.

ÍNDICE

1.	Resumen	9
1.1.	Resumen	11
1.2.	Abstract.....	17
2.	Introducción.....	23
2.1.	Teorías y leyes de la fricción	29
2.2.	Tipos de fricción en Ortodoncia	33
2.3.	Resistencia al deslizamiento	34
2.4.	Efectos del material del arco.....	36
2.5.	Efectos de la dureza del arco	37
2.6.	Efectos de la técnica de ligado.....	38
2.7.	Efectos de angulación de segundo orden.....	39
2.8.	Efectos del estado húmedo y seco	40
2.9.	Revisión bibliográfica.....	40
3.	Justificación	57
4.	Hipótesis	61
5.	Objetivos del estudio	65
5.1.	General.....	67
5.2.	Específicos	67
6.	Material y Método.....	69
6.1.	Tipología del estudio	71
6.2.	VARIABLES INVESTIGADAS	81
6.3.	Limitaciones	81
7.	Resultados	83
7.1.	Resultados de los tubos.....	85
7.2.	Resultados de los brackets	88
7.3.	Resultados comparativos entre brackets y tubos	90
7.4.	Resultados de la microscopía electrónica	92

8.	Discusión	95
8.1.	Elección de los aditamentos testados.....	97
8.2.	Elección de los arcos testados.....	102
8.3.	Elección de los movimientos de segundo orden testados.....	105
8.4.	Elección de un estudio <i>in vitro</i>	108
9.	Conclusiones	111
10.	Investigaciones Futuras	115
11.	Anexo I (Tubos).....	119
12.	Anexo II (Brackets).....	169
13.	Listado de figuras, gráficas y tablas	213
14.	Bibliografía	219

1. RESUMEN

1.RESUMEN

1.1. RESUMEN

La resistencia al deslizamiento de los tubos de los molares no ha sido investigada previamente en comparación con los brackets de un mismo sistema. Aún con el enorme impacto que han contado los brackets de autoligado en la ortodoncia moderna, información sobre lo que está sucediendo en los sectores posteriores necesita ser tomada en consideración. Algunos estudios (Drescher *et al*, Badawi *et al*) investigaron brackets y tubos al mismo tiempo como resistencia al deslizamiento dentro de un mismo sistema pero no se han proporcionado resultados individuales de los tubos a través de un estudio *in vitro*.

El objetivo de este estudio ha sido la comparación, no sólo de la resistencia al deslizamiento entre brackets y tubos, sino también la comprensión de que nuestros sistemas y técnicas están formados por estos dos componentes (brackets y tubos) y tienen características similares y valores comprometidos y equiparables entre los términos de fricción y control.

Gracias a los resultados del presente estudio a nivel de las conclusiones sobre los tubos de los molares y a las investigaciones realizadas sobre la eficacia de transmisión del torque a través del clip de los brackets de autoligado (Nobrega, 2012), se ha podido diseñar la primera prescripción para brackets de autoligado activo.

Hasta ahora, la gran mayoría de los brackets de autoligado han sido y son utilizados junto a prescripciones diseñadas para brackets convencionales. El entendimiento de este tipo de aparatologías y la evidencia científica de las mismas nos llevan a un cambio en la evolución de nuestra especialidad.

Objetivos

1. Evaluar la resistencia friccional de los tres tubos provenientes de tres casas comerciales diferentes, con tres angulaciones de segundo orden distintas y tres dimensiones de arcos.
2. Evaluar la resistencia friccional entre brackets de autoligado de tres casas comerciales diferentes, con tres angulaciones de segundo orden distintas y tres

dimensiones de arcos.

3. Comparar las diferencias entre los tubos y brackets de autoligado de las tres mismas casas comerciales combinados con las mismas dimensiones de arcos y con las tres mismas angulaciones de segundo orden.
4. Comparar de modo visual a través de Microscopía Electrónica (SEM) las ranuras de los tubos y brackets de autoligado.

Material y Método

Para realizar el estudio se utilizaron diferentes arcos en combinación con diferentes brackets y tubos para la obtención de los valores sobre resistencia al deslizamiento de los mismos. Estos fueron: 0.014 pulgadas de níquel-titanio austenítico (ANiTi), 0.019x0.025 pulgadas de acero (SS) y 0.021x0.025 pulgadas de acero (SS).

Los brackets utilizados fueron: In-Ovation R (GAC International, Bohemia, NY) con ranura 0.022" y -7° de torque, 0° de angulación y 0° de rotación; Smart Clip (3M Unitek, Monrovia, Calif) con ranura de 0.022" y -7° de torque, 0° de angulación y 0° de rotación; Damon 3MX (Ormco, Orange County, Calif) con ranura de 0.022" y -7° de torque, 2° de angulación y 0° de rotación (los 2° de angulación fueron compensados con el dial del dispositivo de simulación ortodóncico utilizado durante el proceso de investigación). Todos los brackets pertenecían al primer premolar superior derecho. Los tubos utilizados eran procedentes de: GAC (GAC International, Bohemia, NY), 3M Unitek (3M Unitek, Monrovia, Calif) y Ormco (Ormco, Orange County, Calif). Todos los tubos presentaban una ranura de 0.022 pulgadas, -14° de torque, 0° de angulación y 0° de rotación. Todos los tubos utilizados en el estudio correspondían al primer molar superior derecho.

Los valores friccionales cinéticos se midieron con una Instron Mechanical Testing Machine, modelo #4206. Cada combinación de arco-tubo/arco-bracket fue testada 7 veces a diferentes angulaciones según la dirección de deslizamiento. Las angulaciones propuestas en el siguiente estudio de investigación fueron: 0°, 3° y 5°.

Los tubos fueron cementados en la ranura del aparato de simulación. Todas las combinaciones de arco-tubo/arco-bracket fueron limpiadas con 95% de etanol y aire comprimido antes de su evaluación. El proceso de investigación se llevó a cabo en

estado seco y con una temperatura ambiente de 21°C. Cada test consistía en la evaluación de un tubo/bracket, un arco a 0°, 3° y 5° de angulación. Dos examinadores (J.G.B & P.K.) evaluaron el correcto posicionamiento de los tubos/brackets con la ayuda de una lupa de magnificación 10X.

Cada arco fue desplazado a través de los tubos/brackets una distancia de 20 mm, a una velocidad de 1 cm/min para la determinación de la fricción cinética. La muestra que se obtuvo fue a través de un ratio (o proporción) de 10 scans/min durante 2 min.

El test no paramétrico One Way ANOVA y el test de Kruskal Wallis fueron llevados a cabo a través de un software estadístico (versión 3.5, SigmaStat, Syt Software, Point Richmond, Calif). El nivel de significancia estadística fue establecido para $P < 0.05$.

Se utilizó un Microscopio Electrónico de Barrido (SEM) para las mediciones de los tubos y brackets de autoligado.

Las variables investigadas en el presente estudio fueron:

1. Los valores de la resistencia al deslizamiento entre las siguientes tres variables independientes: tubos, angulaciones de segundo orden y dimensiones de arco.
2. Los valores de la resistencia al deslizamiento entre las siguientes tres variables independientes: brackets de autoligado, angulaciones de segundo orden y dimensiones de arco.
3. Las dimensiones de las ranuras entre tubos y brackets de autoligado. Los hallazgos encontrados en el siguiente estudio sugerirán la diferencia existente en el control de movimientos, como torque, inclinación y angulación entre los sectores posteriores y anteriores de la aparatología existente hoy en día.

Resultados

Cuando estudiamos el grosor del arco como la variable independiente para evaluar los distintos rangos de fricción cinética entre los diferentes brackets y tubos con las tres angulaciones de segundo orden, los resultados observados fueron los siguientes: los arcos de 0.021x0.025” SS muestran los valores de fricción cinética más elevados tanto para brackets como para tubos, pero los valores friccionales obtenidos de todos los brackets superan al de los tubos.

Cuando utilizamos la angulación como variable independiente para evaluar el rango

de resistencia al deslizamiento entre los distintos componentes del estudio se observó que: a medida que aumenta la angulación con los diferentes arcos, tanto tubos como brackets aumentan su resistencia al deslizamiento. A su vez es cierto que, los brackets de las distintas casas comerciales presentan valores friccionales mayores que los obtenidos de los tubos.

Los tubos de las distintas casas comerciales al ser combinados con los diferentes grosores de arcos y las angulaciones de segundo orden presentan unos valores friccionales cinéticos menores que los brackets estudiados bajo las mismas condiciones.

Con respecto a los resultados de la microscopía electrónica de barrido, el bracket de la GAC presenta unas mediciones iguales que las proporcionadas a través de su casa comercial. La pared gingival mide 0.019 pulgadas, la oclusal 0.028 pulgadas y la pared perpendicular a las citadas anteriormente es de 0.022 pulgadas.

El bracket de la Ormco presenta unas mediciones que no se corresponden a los valores nominales citados por su respectiva casa comercial. Así, las paredes gingival y oclusal presentan unas dimensiones de 0.030 pulgadas y la pared bucal y lingual son de 0.023 pulgadas.

El bracket de la casa comercial Unitek presenta unas mediciones iguales que las obtenidas con microscopía electrónica de barrido. La pared gingival y oclusal es de 0.028 pulgadas y la pared vestibular y lingual es de 0.022 pulgadas.

El tubo de la GAC presenta unas dimensiones con microscopía electrónica que no se corresponden con sus valores nominales. Presenta unas medidas de 0.031 pulgadas para las paredes oclusal y gingival y de 0.023 pulgadas para las paredes vestibular y lingual. Los valores nominales que presenta la casa comercial para este aditamento ortodóncico son de 0.022x0.028”.

El tubo de la Ormco presenta las mismas dimensiones bajo microscopía electrónica de barrido que los valores dados por la casa comercial. Estos serían de 0.028 pulgadas para las paredes oclusal y gingival y 0.022 pulgadas para las paredes vestibular y lingual/palatina.

El tubo de la casa comercial 3M Unitek, al igual que el tubo de la GAC, presenta unas dimensiones que no se corresponden a sus valores nominales. Así bajo las mediciones de la microscopía electrónica de barrido, las paredes gingival y oclusal son

de 0.032 pulgadas y las paredes vestibular y lingual son de 0.024 pulgadas. El valor nominal que presenta este tubo es de 0.022x0.028 pulgadas.

Discusión

El objetivo principal del siguiente estudio es la comparativa de los tubos y los brackets dentro de un mismo sistema. Se concluye que ambos aditamentos, aún formando parte de un mismo sistema, no expresan la misma información con ninguno de los arcos testados. Esto se observa en que los valores de fricción son significativamente diferentes para los brackets que para los tubos.

Los valores friccionales encontrados en los brackets eran mayores que los ofrecidos por los tubos en cada uno de los sistemas de manera independiente (GAC, Ormco y 3M Unitek). Así pues, ha sido un dato de gran importancia a la hora de evaluar el sistema que utilizamos y comprender situaciones clínicas a las que nos enfrentamos sin tener de antemano una respuesta científicamente probada.

Los resultados obtenidos en el presente estudio nos desvelan la incompatibilidad de los distintos aditamentos (brackets y tubos) dentro de un mismo sistema ortodóncico. Con estos resultados se llega a la conclusión de que los aditamentos deben de ser modificados.

Es posible la crítica de autores sobre el presente estudio *in vitro* y la no valoración de la repercusión clínica que presenta. Es de gran importancia tener en consideración los factores biológicos ante los que nos encontramos en los pacientes, siempre y cuando los distintos sistemas ortodóncicos funcionen de una manera correcta. Es con este estudio, en el que sin factores biológicos ajenos al experimento se desvela un mal funcionamiento de los aditamentos de los sistemas ortodóncicos más popularizados a día de hoy.

La medicina basada en la evidencia se define como el proceso de sistematización de revisión y uso de los hallazgos de investigaciones para entregar un óptimo cuidado clínico a los pacientes. Es la herramienta gold standard para poner en marcha y brindar servicios de salud alrededor de todo el mundo. La evidencia es presentada de múltiples maneras y es importante la base en la cual se afirma.

Conclusiones

Las conclusiones obtenidas del presente estudio de investigación son las siguientes:

1.Existe un incremento de la resistencia al deslizamiento para tubos y brackets de autoligado cuando se incrementa la angulación entre la ranura del bracket y el arco.

2.Existe un incremento de la resistencia al deslizamiento para tubos y brackets de autoligado cuando se incrementa la sección del arco.

3.Los brackets de autoligado presentan valores de resistencia al deslizamiento más elevados que los tubos procedentes de los mismos fabricantes, ocasionado por una sobredimensión de la luz de los tubos.

4.Existe una diferencia entre las medidas de las ranuras de los tubos y los brackets de autoligado utilizados en el presente estudio y procedentes de los mismos fabricantes.

1.2. ABSTRACT

Friction: A comparison *in vitro* study between self-ligation brackets and tubes.

Resistant to sliding of molar buccal tubes have not been previously investigated. Although the enormous impact that self-ligating bracket have in modern orthodontics, information from the posterior segments of our systems need to be taken into consideration. Some studies tested brackets and tubes as an entire system but not individual data had been provided from tubes through an *in vitro* study.

The goal of this study was to compare not only the frictional resistance between brackets and tubes but also, to realize that our systems and techniques which are formed of these two components (brackets and tubes) had similar characteristics and equal compromising values between friction and control.

Overview

In order for orthodontic movement to occur, resistance due to the bracket-tubes/archwire friction as well as the biological interfaces must be overcome. Some of the biological variables are: structure of the alveolar bone, elasticity of the periodontal ligament, muscle activity and remodeling of bone. These biological activities differ from patient to patient and cannot be easily measured and compared.

Three- dimensional control of the molars as angulation (tipping), inclination (torque) and rotation has been of great interest during the years for different techniques. Control of the posterior segments (molars) in a vertical plane and anchorage preparation by a distal angulation of the posterior segments, have been and still are the keys for some orthodontic philosophies.

Nowadays, it is of great importance in the dental field, the elimination of interferences and prematurities present inside the patient's occlusions (most frequently at the posterior segments) which can create an occlusal trauma and therefore generate symptoms. This can be achievable in two ways:

1. Occlusal Adjustment Equilibration, (selective grinding) is an irreversible media of dental structures subtraction that can be made as a unique type of treatment before the operative dentistry and prosthodontics;

2. Orthodontically, by a three dimensional molar control. This would be achievable if the prescription/information of the devices used in fixed orthodontics (tubes or bands) is totally expressed. When this situation does not take place, the help of extra orthodontic devices might be needed (as miniscrews, transpalatal bars...) increasing treatment time and patient discomfort.

In spite of its importance, resistance to sliding within the tubes has received little importance in *in vitro* studies. Preadjusted appliances are an effective method for orthodontics treatments in modern orthodontics. Furthermore, they are a controlled method of moving teeth, as mentioned above.

Friction and other physical variables can be controlled by appropriate bracket -tube and archwire selection. Research aimed at reducing friction will lead to the development of superior appliances, which facilitate the movement of teeth during treatment in shorter periods of time. Friction, the resistance to motion of one surface in contact with another reduces the efficiency of fixed appliances. Recent studies have shown that the ligation force imposed by the clip or the elastomers to the archwire is a determinant factor for friction during orthodontic treatment. Friction is also influenced by bracket design, surface roughness and material composition of brackets and archwires. An understanding of friction will enable the practitioner to apply proper forces to obtain the desired tooth movement with optimal biological responses.

The mechanical phenomena leading to resistance to sliding are classical friction, binding and notching. An objective understanding of these phenomena is necessary for comparison and selection of different bracket-tube/archwire couples for use in sliding mechanics. The first factor, classical friction (FR), is the product of normal force and coefficient of friction (μ). The coefficient of friction is constant and is related to the inherent characteristics of the material. The normal force acts perpendicular to the two contacting surfaces. Classical friction is present when the bracket and archwire are free to slide this condition is referred as "passive configuration". In this configuration; the angulation (θ) between the archwire and the bracket/tube is less than the critical θ_c (the level where the wire contacts both ends of the bracket slot). Binding (BI) occurs when

the angulations of the wire in the bracket/tube exceeds the critical angle. Binding is due to the force exerted by the archwire directed normal to the edge of the bracket-tube. This condition is referred to as the “active configuration”. Notching (NO) may be defined as the observed mechanical damage or indentation in an archwire that occurs during the later stages of binding. Therefore, the RS due to the archwire/bracket-tube interference can be expressed as $RS=FR+BI+NO$. These parameters can be used to effectively to evaluate the efficiency of bracket-tube/archwire couples.

Several studies have also shown that self-ligating brackets produce significantly lower RS compared with conventional brackets.

Most previous studies of friction in orthodontics have been performed using a linear alignment of brackets. Other configurations had already been tested as models and archforms configurations. Henao & Kusy et al and few others have studied friction-using brackets arranged to simulate the archform during initial stage of treatments. Although, many different variables had been taken into consideration during the years, no attention to the posterior segments of our appliances was made. As mentioned above, Self-ligating bracket are equipped with either a metal clip or a metal gate, depending on which type of self-ligating bracket. At the same time, this device secures the wire inside the slot creating a tube-like structure. Tubes present neither a clip nor a gate and therefore, no ligation method will be necessary. This will prevent or reduce the normal force component acting on the wire. Reznikov in 2010 stated that among all possible ligation modes, “wire-tube” coupling has the least friction resistance to sliding.

Tubes are an important component of modern orthodontics. Knowledge of resistance to sliding in tubes will help the understanding of force control used in orthodontic treatments. Therefore, the aim of this study was to compare the frictional resistance between tubes from different companies and wires with different angulations by using an orthodontic simulation device.

The results of this study will reveal optimal tubes characteristics as well as the difference in RS between the anterior and posterior segments of our orthodontic appliances. Various factors that affect RS such as wire width and second order angulations will be investigated. The experiment will focus on studying frictional characteristics in a linear configuration. The proposed experiment will lead to a better

understanding of friction at the posterior part of the stomatognathic system. Resistance to sliding in tubes is as important as in brackets and deserves equal attention.

Rationale of the proposed study

Previous studies have evaluated factors that influence frictional resistance to sliding between self-ligating brackets and archwires using different experimental set up and configurations. Nothing has been done for the tubes, which are a component of great importance in our treatments.

Badawi et al in their study with the OSIM (orthodontic simulator) add the tubes of the first molars to the experimental setup and get an outstanding information of the entire system working at the same time. In spite of this study, information about the tubes isolated is needed. Improvements need to be done in order to have a better control of the molar region with orthodontic fixed appliances.

The proposed study will evaluate and compare the frictional forces generated by various combinations of SLBs and tubes from the same companies and techniques used in combination in our day by day practice.

The results of the study will reveal optimal Tube/SLB characteristics. With this knowledge, the efficiency of treatment can be improved.

Objectives

1. Evaluation of the frictional resistance between tubes from three different companies at three different angulations and with three different wire widths.
2. Evaluation of the frictional resistance between self-ligation brackets from three different companies at three different angulations and with three different wire widths.
3. Comparison of the difference between tubes and self-ligation brackets from the same three companies coupled with the same three wires at the same three angulations.
4. Visual comparison through Scanning Electron Microscope (SEM) between the slot of tubes and self-ligation brackets.

Findings will suggest the difference in movement control such as inclination, angulation and rotation, between the anterior versus the posterior segments of orthodontic appliances. Each experiment will be conducted 7 times so that the collected data and the efficiency and reproducibility of the tubes and self-ligated brackets can be evaluated. Understanding the frictional characteristics of tubes and self-ligating brackets that are closely relevant to clinical settings in modern orthodontics will allow the clinician to apply our findings in a day-to-day practice.

Materials and Methods

Different wires were used in combination with different self-ligation brackets and tubes. The wires used: 0.014" ANiTi, 0.019x0.025" SS and 0.021x0.025 SS". The self-ligation brackets used were: In-Ovation R (GAC International, Bohemia, NY) with a 0.022" slot; Smart Clip (3M Unitek, Monrovia, Calif) with a 0.022" slot; Damon 3MX (Ormco, Orange County, Calif) with a 0.022" slot. All the self-ligation brackets were from an upper right first premolar. The tubes used in this study were: GAC (GAC International, Bohemia, NY), 3M Unitek (3M Unitek, Monrovia, Calif) y Ormco (Ormco, Orange County, Calif). The tubes had an 0.022" slot and they were from an upper right first molar.

The frictional values were measured with an orthodontic simulation device installed in an Instron Mechanical Testing Machine, Model #4206. Each combination of bracket/tube-wire was tested seven times with different angulations. The angulations tested in the present study were: 0°, 3° and 5°.

The brackets/tubes were cemented at the slot of the orthodontic simulating device. All combinations were cleaned with 95% ethanol and compressed air before evaluation. The entire study was done in a dry state with a 21°C temperature. Every combination was evaluated by two examiners (J.G.B. & P.K.) who confirmed the position of the bracket/tube with a 10X magnification device.

Every wire was displaced through the bracket/tube a distance of 20 mm, with a velocity of 1 cm/min for the determination of the kinetic friction. The obtained data was through a ratio of 10 scans/min during 2 min.

One Way AANOVA test and Kruskal Wallis test were used. The statistic

significance was established for $P < 0.05$.

An Scanning Electron Microscope (SEM) was used to measure the slots of the self-ligation brackets and tubes proposed in the study and compare them with the nominal values.

Conclusions

1. There is an increment of resistance to sliding for the tubes and self-ligating brackets when there is an increment of the angulation between the slot and the wire.
2. There is an increment of resistance to sliding for the tubes and self-ligating brackets when the wire section increases.
3. Self-ligating brackets present higher resistance to sliding values than the tubes fabricated from the same manufacturers.
4. There is a difference in the slots sizes of the tubes and the self-ligating brackets used in the present investigation.

2. INTRODUCCIÓN

2.INTRODUCCIÓN

A comienzos del siglo XX, Edward Angle presentó una nueva aparatología ortodóncica fija: el aparato de arco de canto. Este novedoso dispositivo permitía el control dentario en las tres dimensiones del espacio: controlaba la angulación, inclinación y rotación de los dientes. Este logro fue posible gracias a las nuevas características de esta aparatología, brackets cuadrados, una ranura horizontal y brackets soldados a la cara vestibular de las bandas metálicas. Esta aparatología fue evolucionando, llegando a convertirse en un bracket gemelar, gracias a Brainerd Swain quién presentó su diseño en la reunión Tweed Foundation, Chicago 1952 (Fig 2.1), y que permitió un mejor acoplamiento de los arcos en la ranura de los brackets, mejorando así el control tridimensional del movimiento dentario.

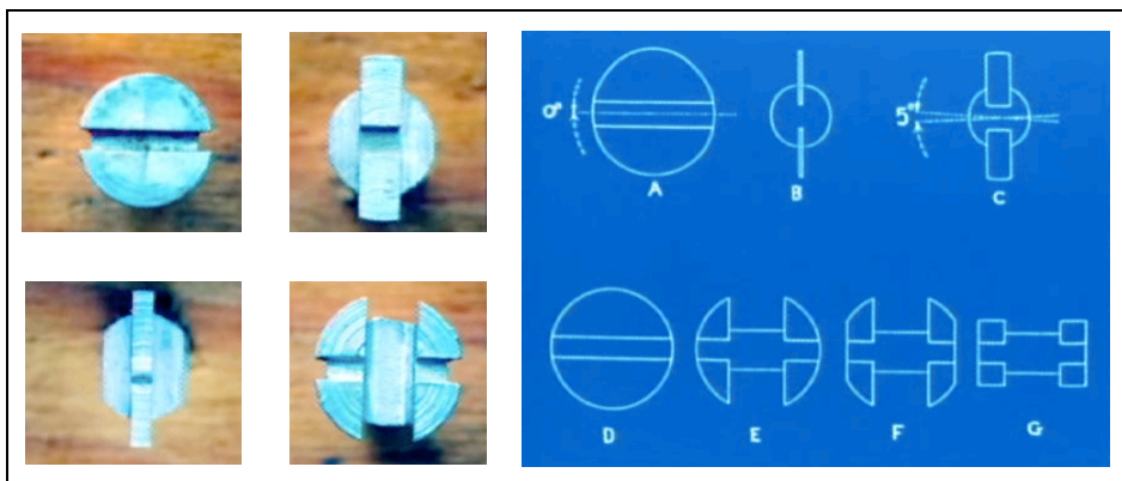


Fig. 2.1. Desarrollo del bracket gemelar. Brainerd Swain. Tweed Foundation, 1952.

Durante 1930, 1940 y 1950, el aparato de arco de canto fue abrumadoramente exitoso debido al resultado dimensional del control dentario, aunque la posición ideal de los dientes solamente era posible de obtener mediante dobleces de primer, segundo y tercer orden realizados en los arcos ortodóncicos. En 1960, nuevos estudios fueron realizados para la posición dentaria utilizando diferentes tipos de aparatología fija. El objetivo era conseguir que los brackets controlaran los movimientos de las piezas dentarias tridimensionalmente.

En 1970, Lawrence F. Andrews introdujo una nueva generación de aparatos ortodóncicos con el diseño del aparato de Arco Recto (Straight-Wire™ Appliance)³⁵. El

diseño y desarrollo de este aparato se hizo a partir del análisis de 120 casos normales, no ortodóncicos. El aparato de arco recto tiene las mismas características que el aparato de arco de canto, como la forma de los brackets cuadrada (y rectangular) y una ranura de tamaño 0.022/0.028. No obstante, se introdujeron nuevas características, como la angulación introducida en las alas mesiales y distales de los brackets, torque en la base, rotaciones en los caninos y premolares en la base de la ranura, y rotación molar a través de un añadido de metal (en forma de cuña) en el extremo distal de los tubos.

De nuevo, en 1990, tuvo lugar un novedoso avance en la ortodoncia con el desarrollo de la forma romboidal de los brackets gemelares preajustados. En estos brackets, la angulación que se transfería a las piezas dentarias estaba incluida en el diseño de los mismos.

Para entonces, a pesar de que la aparatología fija había estado siendo utilizada para los tratamientos ortodóncicos durante casi un siglo presentaba una probada fiabilidad, pero los aparatos ortodóncicos seguían siendo aparatos convencionales de ligado externo, lo que suponía una desventaja por la fricción causada por ligaduras elásticas o metálicas que mantienen el arco en la ranura del bracket a lo largo de las diferentes fases del tratamiento ortodóncico: fase de nivelado y alineado, fase de trabajo y fase de acabado y detallado del caso.

Es en el año 1980 cuando aparecen los primeros brackets de autoligado para minimizar el efecto de la fricción producida por las ligaduras, pero no es hasta finales de 1990 cuando comienzan a popularizarse.

Para que tenga lugar el movimiento dentario, la resistencia debido a la fricción del complejo bracket/arco, así como las interrelaciones biológicas deben ser vencidas. Algunas de las variables biológicas a las que nos enfrentamos durante el proceso ortodóncico son: el hueso alveolar, la elasticidad del ligamento periodontal, la actividad muscular y la remodelación ósea¹. Estas actividades biológicas difieren de paciente a paciente y no son fácilmente medibles ni comparables².

La fricción y otras variables físicas pueden ser controladas con una selección apropiada de los brackets y arcos. Los estudios de investigación con el objetivo de reducir la fricción nos llevaron al desarrollo de aparatologías superiores que facilitarán el movimiento dentario durante el tratamiento.

Fricción es la resistencia al movimiento de una superficie en contacto con otra que reduce la eficacia de la aparatología fija. Estudios recientes muestran que la fuerza de ligado que ofrece el clip o elastómero a los arcos es un factor determinante para la fricción durante el tratamiento ortodóncico³. La fricción también se encuentra influenciada por el diseño del bracket, asperezas de las distintas superficies y la composición de los materiales con los que brackets y arcos han sido fabricados. Un entendimiento del concepto de fricción capacitará al clínico a proporcionar las fuerzas adecuadas y así obtener el movimiento dentario deseado unido a una respuesta biológica óptima⁴.

Los componentes mecánicos del fenómeno de la fricción que intervienen en la resistencia al deslizamiento son la fricción clásica (FR), deformación elástica o binding (BI) y deformación plástica o notching (NO)^{5,6}. Es de gran importancia el conocimiento de los componentes de este fenómeno ya que su comprensión objetiva será necesaria para una mejor selección y comparación de las diferentes combinaciones bracket/arco y tubo/arco utilizados en la mecánica de deslizamiento de los tratamientos ortodóncicos⁷.

El primer componente, Fricción Clásica (FR), es el producto de la fuerza normal y el coeficiente de fricción (μ). El coeficiente de fricción es una constante que a su vez está relacionada con las características inherentes del propio material⁸. La fuerza normal actúa de forma perpendicular a las dos superficies de contacto. La fricción clásica (FR) está presente cuando la combinación bracket/arco o tubo/arco se encuentran en una configuración pasiva y el arco desliza libremente a través del bracket-tubo^{2,9,10,11}. En esta situación, la angulación (Θ) entre el arco y el bracket-tubo es menor que el ángulo crítico (Θ_c , el ángulo que se forma donde el arco contacta en ambos extremos de la ranura del bracket-tubo). La deformación elástica o binding (BI) tiene lugar cuando la angulación del arco con el bracket-tubo superan el ángulo crítico. El binding es un componente de la resistencia al deslizamiento que tiene lugar debido a la fuerza ejercida por el arco dirigida de un modo normal hacia el borde del bracket-tubo. A esta situación del sistema se le denomina configuración activa. La deformación plástica o notching (NO) podría ser definida como una indentación o daño mecánico en un arco que tiene lugar en los estadios finales de la deformación elástica o binding. Por todo ello, la Resistencia al Deslizamiento (RS) debido a las interferencias que tienen lugar entre las combinaciones bracket/arco y tubo/arco se podría expresar de la siguiente manera:

$$[RS = FR + BI + NO].^{2,5}$$

Estos parámetros pueden ser utilizados para evaluar de un modo eficaz, la eficiencia de las combinaciones entre bracket/arco y tubo/arco.

En ortodoncia, los esfuerzos hechos en investigación para la comprensión de los factores que influyen en la resistencia al deslizamiento (RS) cuando nos referimos a la mecánica de deslizamiento han sido enfocados a la anchura del bracket, a los materiales de los arcos^{10,13,14}, al tamaño de los arcos, a las angulaciones tanto de segundo como de tercer orden^{15,16,17,18,19}, al tipo de ligado, a la técnica utilizada^{20,21,22,23,24}, al efecto de la saliva^{17,18} y a la distancia interbracket. Schumacher *et al*³, afirmaron que la fricción estaba determinada en gran medida por el tipo de ligado y no por las diferentes dimensiones de los arcos. Como resultado de estas afirmaciones se reanudó el interés por el desarrollo de los aparatos de autoligado^{25,26}. Por ello, diferentes sistemas de ligado han sido introducidos en los brackets convencionales para asegurar el arco a través de los brackets sin ayuda de ningún otro aditamento. Algunos de los brackets de autoligado presentan un clip con cierta elasticidad que presiona el arco hacia el interior de la ranura del bracket, como por ejemplo: In-ovation R y In-Ovation C (GAC International, Bohemia, NY), SPEED (Strite Industries, Cambridge, Ontario, Canada) y Quick 2.0 (Forstaden, Bern Hard Forster, Germany). Este tipo de brackets han sido descritos como “brackets de autoligado activo” debido a que una fuerza de ligado podría estar presente durante la mecánica de deslizamiento²⁷. Otro tipo de brackets de autoligado como: Damon 3mx (Ormco, Orange, Calif.) y Clarity^{22,28} (3M Unitek, Monrovia, Calif.) presentan una puerta/clip que no ejerce ningún tipo de presión al arco. Esta puerta/clip no tiene ningún tipo de elasticidad y actúa como un “cuarta pared” del bracket como si de un tubo perteneciente a los molares se tratase²⁹. Es probable que esta puerta/clip entre en contacto con el arco durante la mecánica de deslizamiento²¹. Este tipo de brackets han sido descritos como “brackets de autoligado pasivo”.

Estudios sobre los aparatos de autoligado han concluido que dichos dispositivos ortodóncicos presentan valores menores de las fuerzas friccionales durante la mecánica de deslizamiento y que el tiempo de sillón es menor que el de los brackets convencionales^{23,27}. Generalmente las superficies de los mismos son más pulidas y suaves y más confortables para el paciente además de facilitar la higiene³⁰. También existe una variación considerable dentro de los brackets de autoligado como el tipo de autoligado (activo/pasivo), las dimensiones de la ranura, la forma geométrica, las asperezas de la superficie del bracket y el diseño del mismo^{4,31}. Estas variables nos

llevarán a la obtención de valores friccionales diferentes. De acuerdo con Kusy^{19,32}, la menor fricción de los brackets de autoligado puede ser explicada, parcialmente, por un mayor ángulo “crítico” de contacto con el arco. Existen controversias entre distintas afirmaciones con respecto a un funcionamiento superior entre los diferentes tipos de autoligado activos y pasivos^{23,24,33}. Estos conflictos pueden ser debidos a la amplia variabilidad de resultados existentes y al material y métodos de los diferentes estudios. Algunos estudios muestran valores friccionales máximos y mínimos con un gran rango de disparidad^{7,20,33}. Otros trabajos muestran valores medios de fuerzas friccionales con grandes desviaciones estándar dificultando así, determinar diferencias significativas entre brackets^{9,30,34}. Diversos estudios muestran que los brackets de autoligado presentan una resistencia al deslizamiento significativamente inferior a los brackets convencionales^{7,9,20,21}.

Muchos de los análisis existentes sobre fricción en el campo de la ortodoncia han sido realizados utilizando configuraciones lineales de brackets. Normalmente, los valores friccionales han sido determinados a través de un set-up experimental menor de 10 brackets y con una disposición lineal en lugar de una disposición en forma de arcada. La información obtenida en estos estudios *in vitro* es muy relevante, pero el conocimiento de las limitaciones existentes al aplicarlo sobre situaciones clínicas es indispensable.

Hasta el día de hoy, estos artículos que estudian *in vitro* la resistencia al deslizamiento están realizados con brackets. Debido a que los tratamientos ortodóncicos no sólo constan de brackets sino que además constan de tubos en los sectores posteriores, consideramos que es necesario evaluar y comparar la RS de los mismos entre sí y con los brackets para valorar así las diferencias de RS existentes en un mismo sistema.

Esta investigación surge con el interés de conocer la RS de los tubos debido a la gran importancia que presenta en los tratamientos ortodóncicos.

2.1. Teorías y leyes de la fricción

La ciencia de la fricción (Tribología, Greek Tribos: rubbing) envuelve el estudio de mecánica de contacto, desgaste, adhesión y lubricación. La primera persona que estudió

la fricción fue Leonardao Da Vinci (1452-1519)⁴⁷. Otros pioneros en el campo de la fricción, además de Leonardo Da Vinci, fueron Guillaume Amontons (1663-1705), John Theophilus Desaguliers (1683-1806)⁴⁷. Estos pioneros convirtieron la tribología en un estandar, y sus leyes todavía son aplicables a muchos problemas mecánicos tratados hoy en día. Sus descubrimientos han sido resumidos en tres leyes, que serán descritas a continuación (Fig. 2.2).

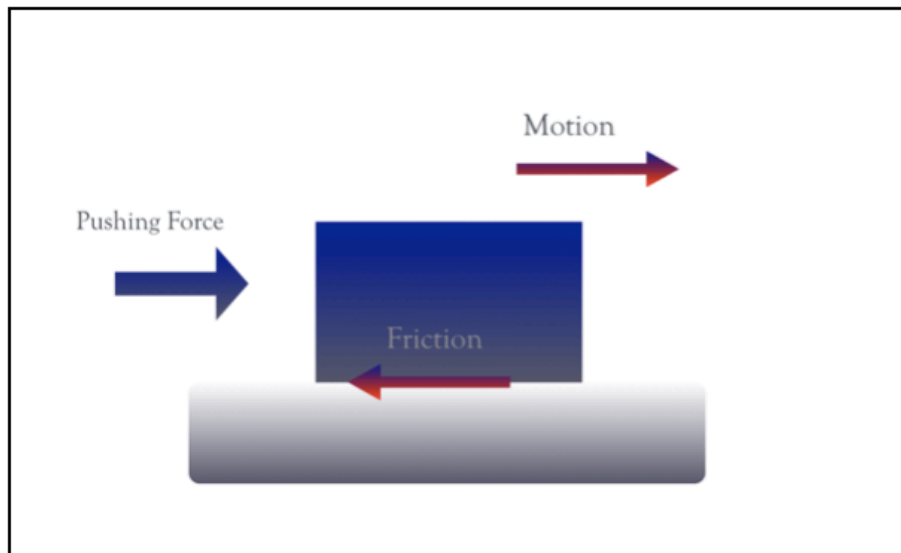


Fig. 2.2. Fricción: Es la resistencia al movimiento cuando un objeto se mueve de modo tangencial con respecto a otro.

2.1.1. Primera Ley de la fricción

La primera Ley de la Fricción establece que la fuerza friccional es proporcional a la carga aplicada (N) a través de una constante de proporcionalidad llamada coeficiente de fricción (μ). Esta ley fue descrita por Amontons.

Generalmente la mayoría de los materiales obedecen la primera ley (algunas excepciones como el Teflón, bajo presiones elevadas, que son utilizadas en las torres de cableado de los programas espaciales) y todos los materiales y aparatos ortodóncicos siguen la primera Ley sin excepción.

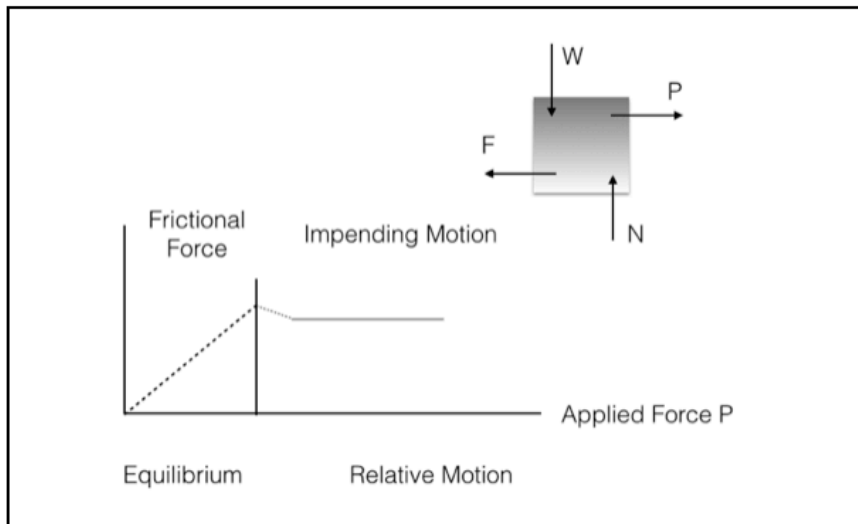


Fig. 2.3. Gráfica Fuerza vs Desplazamiento.

Si situamos un bloque de peso W en una superficie horizontal y aplicamos una fuerza horizontal P , la fuerza friccional se incrementa hasta que llega a un valor límite conocido como el máximo de la fricción estática (Fig. 2.3). Cuando la fuerza friccional se encuentra en su valor máximo el bloque está en un estado de movimiento latente, donde un ligero incremento de P tendrá como resultado el movimiento del bloque y las fuerzas friccionales decrecen hasta los valores cinéticos.

2.1.2. Segunda Ley de la fricción

La segunda Ley de la Fricción dice que la fuerza de la fricción es independiente del área de contacto (Amontons). En otras palabras, el coeficiente de fricción es independiente del área de contacto aparente (Fig. 2.5).

El área de contacto real, por definición, está formada por un gran número de pequeñas regiones de contacto, que en la literatura se denominan “asperezas” o uniones de contacto, donde átomo por átomo tiene lugar el contacto (Fig. 2.4). Esta Ley es obedecida por los materiales de ciencias en general y los materiales de ortodoncia en particular⁴⁸.

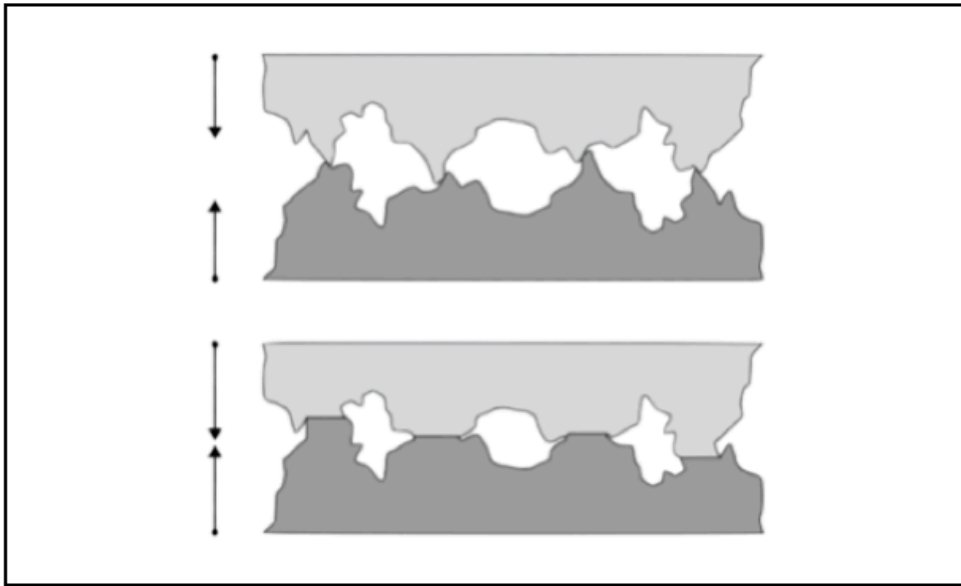


Fig. 2.4. Asperidades o zonas de contacto. Zonas de contacto de átomo a átomo.

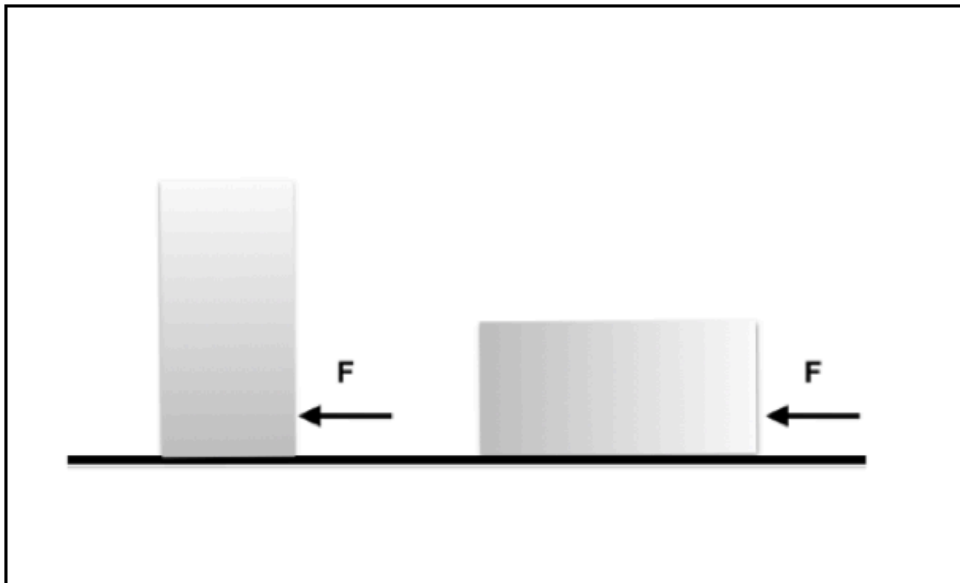


Fig. 2.5. La Fuerza de la fricción es independiente de la superficie de contacto.

2.1.3. Tercera Ley de la Fricción

La tercera Ley de la Fricción dice que la fricción cinética es independiente de la velocidad de deslizamiento. Esta Ley fue descrita por Coulomb. Mientras que esto sería aproximadamente verdad para un amplio rango de velocidades bajas, según incrementa la velocidad y nos encontramos con la fricción del aire, nos encontramos con que la

fricción no solo depende de la velocidad sino también del cuadrado y de otros parámetros de la velocidad. Si a su vez entran en juego fluidos lubricantes, nos encontraríamos con el parámetro de la resistencia ante materiales viscosos y el sistema se convertiría en dependiente de la velocidad⁴⁹. Kusy *et al*⁵⁰, investigaron la influencia de la velocidad en los aparatos ortodóncicos con cinco parámetros diferentes de magnitud. Los resultados de su investigación concluyeron que no existía dependencia de la velocidad⁵⁰.

2.2. Tipos de fricción en Ortodoncia

La fricción es la resistencia al movimiento cuando un objeto se desliza o mueve tangencialmente contra otro⁵¹, la fricción no es una fuerza fundamental (proceso mediante el cual las partículas elementales interactúan unas con otras) por lo que la fricción sólo puede encontrarse de un modo empírico. Existe dos tipos de fricción basados en el estado de movimiento relativo (Fig. 2.6).

- Fricción Estática: es la fricción existente entre dos objetos cuando ambos están en reposo, uno respecto al otro. Para que un objeto entre en movimiento, este debe superar la fricción estática. Por ello, la mayor cantidad de fuerza friccional que se necesita antes de que ocurra el deslizamiento es igual a la fuerza normal y al coeficiente de la fricción estática (el cual es la propiedad intrínseca del material).
- Fricción Cinética: es la fuerza friccional que tiene lugar cuando los objetos están en movimiento, uno respecto al otro. Es la cantidad de fuerza que se necesita para poner en movimiento un cuerpo o un objeto. El coeficiente de fricción asociado con la fuerza cinética es μ_k el cual es la propiedad intrínseca de los objetos cuando se encuentran en movimiento⁵².

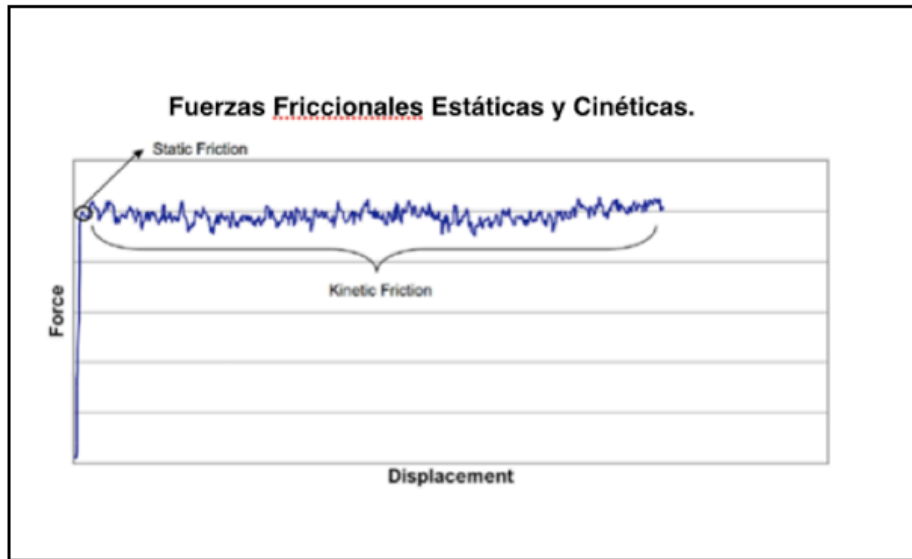


Fig. 2.6. Gráfica de fuerzas friccionales estáticas y dinámicas.

2.3. Resistencia al deslizamiento

La mecánica de deslizamiento es un método muy utilizado en la ortodoncia contemporánea para el movimiento de los dientes a través de la arcada dentaria¹⁶. La evaluación de los distintos componentes de la resistencia al deslizamiento (RS) es de gran importancia a la hora de considerar las aplicaciones clínicas de la mecánica de deslizamiento. El conocimiento de este parámetro nos ayudará a minimizar las fuerzas que se pierden en el proceso de superar la fricción existente en lugar de concentrarnos en el movimiento dentario. Los ortodoncistas deben entender y enfrentarse a los fenómenos mecánicos que impiden o se resisten a cualquier procedimiento que implique movimiento dentario.

Existen tres factores dentro de la Resistencia al Deslizamiento (RS)¹¹. El primer factor, es la Fricción Clásica (FR), esta puede ser definida como una fuerza tangencial al límite común de dos cuerpos u objetos que se encuentran en contacto y se resisten al movimiento⁵³. La fuerza friccional es directamente proporcional a la fuerza normal (N) con la constante de proporción μ (ejemplo: coeficiente de fricción). El coeficiente de fricción está influenciado por las propiedades mecánicas inherentes en los materiales. Los componentes como el plowing (fraccionarse), las asperezas en el cierre y el cizallamiento pueden afectar a las características del material⁵⁴. Se puede definir plowing (roturarse, fraccionarse) o éste puede ocurrir cuando un material es

substancialmente más duro que otro o si los materiales más duros tienen esquinas o filos, el estrés sobrepasa el campo de solidez del material más blando y avanza forzosamente⁵⁵. El interlocking (IN) sólo pueden ocurrir en un número limitado de pequeños puntos, llamados asperezas. Éstas representan los picos de las irregularidades presentes en las superficies de los materiales. Todas las superficies, sin importar lo lisas y pulidas que sean, tienen irregularidades que son de gran tamaño en una escala molecular, por lo que tendrán lugar contactos reales entre las asperezas de ambos objetos. Por lo tanto, las asperezas acarrearán toda la carga existente entre las dos superficies de contacto⁵⁶. Como resultado de este interlocking los objetos se mueven con una mayor lentitud y aumenta la fricción. Cuando aplicamos una fuerza tangencial para realizar un movimiento de deslizamiento entre dos materiales, su unión comienza a cizallar. El cizallamiento (SH) puede ser definido como estrés, el cual es aplicado de un modo paralelo o tangencial a una de las caras de dicho material, y de un modo opuesto al estrés normal, el cual es aplicado perpendicularmente⁵⁶. Por lo tanto, el cizallamiento puede dominar hasta que se comiencen a vencer las asperezas. Como consecuencia de este proceso, el coeficiente de fricción incrementa proporcionalmente a la fuerza de cizallamiento en las áreas de unión. Por todo esto, la Fricción Clásica sería la suma de los tres componentes⁵⁶.

-La fuerza necesaria para sobrepasar la resistencia al cizallamiento (SH).

-La resistencia causada por el interlocking (IN).

- El plowing (roturarse, fraccionarse) del componente de fricción (PL).

Matemáticamente, la resistencia al deslizamiento (RS) será de un modo aproximado el efecto aditivo de todas las variables discutidas anteriormente.

$$RS = (PL + IN + SH) + BI + NO$$

Los tres primeros componentes de la ecuación son el total de la Fricción Clásica, que tendrían lugar en una configuración pasiva². En ortodoncia la Fricción Clásica existe únicamente como un componente de la resistencia al deslizamiento (RS) cuando el arco y el bracket se encuentran en una configuración pasiva². Bajo estas condiciones, las angulaciones² entre los arcos y los brackets son menores que las angulaciones críticas

θ_c (al nivel en el que el arco contacta ambos extremos de la ranura del bracket)¹¹. En angulaciones muy bajas, por ejemplo, angulaciones menores a las angulaciones críticas, la resistencia al deslizamiento se puede representar con la siguiente ecuación:

$$RS=PL+IN+SH=FR^{11}$$

Una vez que el estado de configuración pasiva cesa y una interferencia tiene lugar ($\theta=\theta_c$), aparece lo que se denomina deformación elástica (BI). En términos de resistencia al deslizamiento, con angulaciones elevadas la deformación elástica puede ser mucho mayor que la Fricción Clásica¹¹. En general, durante una configuración activa, por ejemplo, angulaciones elevadas (mayores que los ángulos críticos) la influencia de la deformación elástica incrementa según incrementa la angulación (Fig. 2.7).

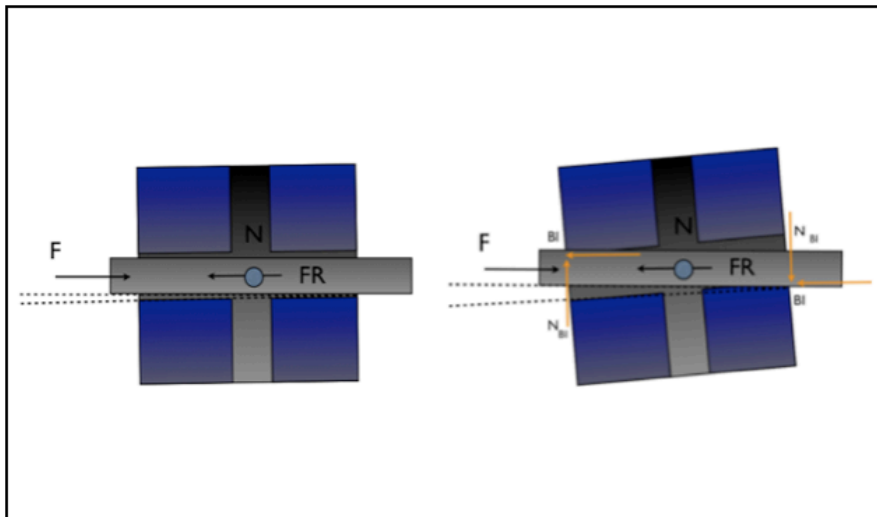


Fig. 2.7. Configuración activa y pasiva del complejo bracket/arco.

2.4.Efectos del material del arco

En el campo de la ortodoncia, el acero, el cromo-cobalto, TMA y el níquel-titanio son los materiales más utilizados en la fabricación de los arcos.

El acero de tipo 300 ha sido utilizado en gran medida para los arcos y los brackets debido a su buena fuerza y elasticidad con una excelente resistencia a la corrosión². Los principales componentes del acero (aleaciones ferrosas) son el cromo y el níquel para la resistencia a la corrosión, el níquel para la estabilización y bajo contenido en carbono

para prevenir la disminución de cromo a través de la formación de carburo^{2,56}. Una formulación típica dentro del uso ortodóncico sería 18% cromo y 8% níquel (aunque el material sea referido como acero 18-8)⁵⁶.

Otro tipo de arco que también es utilizado en ortodoncia es el cromo-cobalto (elgilloy-Rocky Mountain Co.). Esta aleación tiene la ventaja de poder ser suministrada de una manera más suave por lo que presenta un estado de mayor maleabilidad que se puede endurecer con un tratamiento de temperatura una vez dada la forma deseada. El tratamiento por temperatura incrementa la solidez de manera significativa. Después del tratamiento de temperatura, la suavidad del elgilloy se transforma en un equivalente al acero regular^{2,48,56}.

El primer material de níquel-titanio fue desarrollado en el laboratorio de Ordenanza Naval de los Estados Unidos de América para el programa espacial. Posteriormente fue introducido en el campo de la ortodoncia como una aleación de níquel-titanio (Nitinol) a través de la corporación 3M Unitek. Estas aleaciones tienen dos propiedades de gran importancia que son únicas y primordiales en este campo, presentan superelasticidad y memoria de forma. Ambas propiedades están relacionadas a la fase de transición de dicha aleación. El níquel-titanio puede existir de diversas formas, inclusive en estructura cristalina^{54,55}. Su forma martensítica tiene lugar a bajas temperaturas mientras que la austenítica se presenta a temperaturas elevadas^{54,55,57}.

2.5. Efectos de la dureza del arco

En ortodoncia existen tres grandes propiedades dentro de los arcos que son críticas a la hora de expresar su uso clínico: fuerza, dureza y alcance (Fig. 2.8). Estos parámetros pueden ser definidos fácilmente utilizando la curva de fuerza-deflexión o la curva de presión-tensión⁵⁶.

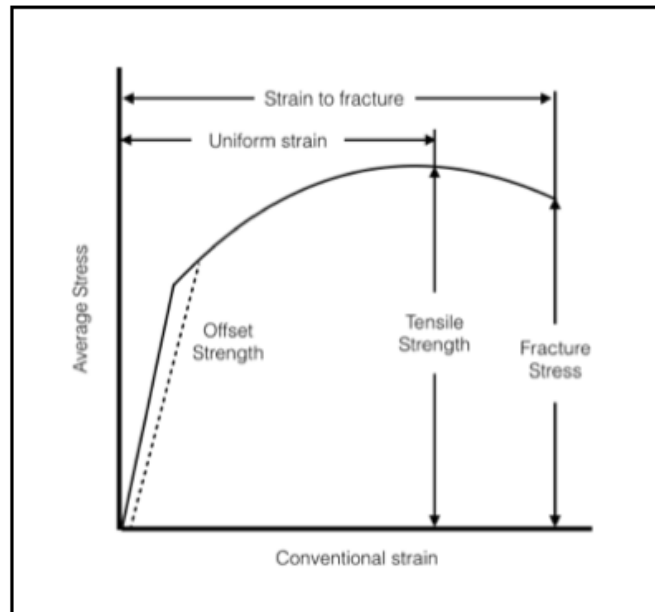


Fig. 2.8. Gráfica de presión – tensión.

Cuando un arco se acopla a un bracket depende en gran medida en la dureza del arco⁵⁷.

Muchos estudios, en general, han encontrado que los arcos de acero están asociados con una menor cantidad de fricción que los arcos de beta-titanio^{11,12,13,27}. Frank y Nikolai^{10,12} reportaron que en angulaciones en las que no existe deformación elástica (BI), los arcos de acero tienen valores friccionales menores que el nitinol, a pesar de que al incrementar las angulaciones se confirma la respuesta contraria. Muchos estudios han encontrado una asociación entre el tamaño del arco y la fricción implicando un incremento de los valores friccionales a medida que incrementan las dimensiones del arco^{4,19,20}.

2.6.Efectos de la técnica de ligado

En ortodoncia el ligado se define como la fuerza normal que se aplica para sujetar o asegurar el arco dentro del sistema de brackets dado. La fuerza normal ejercida por la ligadura tiene una influencia significativa a la hora de determinar la fricción¹³. Se han utilizado varios métodos para reducir la fricción dentro de las técnicas de ligado, como la utilización de ligaduras de acero, elastómeros, Ligaduras cubiertas de teflón y los

brackets de autoligado. Se ha estimado que esta fuerza se encuentra entre los 50 y 300 g^{10,13}. La fuerza normal que ejerce un módulo elástico produce una fuerza de ligado de 50 a 150 g⁵⁶. Edwards *et al*⁵⁸ condujeron un estudio en el que se compara el efecto de cuatro técnicas de ligado (ligaduras elastoméricas colocadas de modo convencional, ligaduras elastoméricas colocadas con un patrón de figura en ocho, ligaduras de acero y ligaduras cubiertas de teflón) en una configuración de resistencia friccional estática entre brackets y arcos de acero. Las ligaduras elastoméricas colocadas con un patrón de figura en ocho fueron las responsables de los valores más elevados de fricción de un modo significativo con respecto al resto de las técnicas. Durante los últimos años, los brackets de autoligado han sido promocionados de un modo llamativo, debido a sus propiedades en la reducción de fricción.

Muchos estudios muestran que los brackets de autoligado producen valores de resistencia al deslizamiento significativamente menores que los brackets convencionales^{7,9,20,21}.

2.7.Efectos de angulación de segundo orden

Las angulaciones de segundo orden o tipping generan fricción entre el arco y el elemento con el que se une al arco a través del contacto entre ambos. El elemento que sujeta el arco puede ser desde un tubo a un par de aletas y una ranura. El contacto entre el elemento que sujeta el arco y el propio arco genera deformación elástica (BI). Con la introducción de las angulaciones de segundo orden en el sistema compuesto por arco-bracket, la resistencia al deslizamiento estará compuesta al menos de dos variables en la ecuación, las cuales son Fricción Clásica y las fuerzas de deformación elástica (BI). En general se encontró que, según incrementaban las angulaciones de segundo orden, la resistencia friccional se incrementaba para cada sistema de bracket-arco estudiado^{4,10,11,15}. Se observó, además, que la resistencia al deslizamiento aparecía en dos fases. A bajas angulaciones, la fricción se incrementaba de un modo lineal. A medida que las angulaciones se incrementaban, surgía la deformación elástica y la fricción se incrementaba en mayor medida⁴. Artículo y Kusy¹¹ describieron que en los materiales que testaron, el componente de la deformación elástica (BI) fue evidente una vez comenzada la configuración activa del sistema a $\Theta = 3$ que ésta asumía inclusive una mayor importancia con incrementos mayores en la angulación.

2.8. Efectos del estado húmedo y seco

Existe una gran controversia en los efectos de la saliva con respecto a la resistencia al deslizamiento. Algunos de los estudios existentes sugieren que la saliva puede llegar a reducir la resistencia al deslizamiento actuando como un lubricante dentro del sistema⁵⁹, mientras que otros estudios han descrito que la saliva produce un incremento de la fricción⁶⁰. Inclusive se pueden encontrar estudios en los no se refiere una diferencia significativa entre un estado seco y mojado⁶¹. Otros concluyen que la presencia de la saliva humana tienen un efecto inconsistente en la mecánica de deslizamiento⁶². Thorestenson y Kusy³² encontraron que en el estado mojado la resistencia al deslizamiento era ligeramente mayor que en el estado seco. Downing *et al*⁶³ estudiaron el efecto de la saliva artificial existente en las fuerzas friccionales estáticas y dinámicas entre los brackets de acero (Dentaurum) y los brackets de cerámica policristalinos (Transcend) en combinación con arcos de 0.018 pulgadas y 0.019x0.025 pulgadas de acero, níquel-titanio y beta-titanio, bajo una fuerza de ligado constante. En todos los casos, la saliva artificial presentaba un efecto de incremento de los valores friccionales al ser comparadas con un estado seco.

2.9. Revisión bibliográfica

Existen numerosos estudios *in vitro* sobre fricción en ortodoncia de los cuales la gran mayoría investiga los sistemas de autoligado. Nanda realizó una revisión no sistemática al respecto de la fricción generada en ortodoncia, mientras que Burrow condujo otra revisión no sistemática pero haciendo hincapié en los sistemas de baja fricción.

La relevancia científica de este tipo de investigaciones no es ideal, pero contamos con una revisión sistemática con un diseño adecuado en la que se analiza las diferencias de fricción entre brackets convencionales y de baja fricción en las diferentes etapas de tratamiento^{64,65,66}.

Ehsani *et al* analizan la diferencia en diseños *in vitro* de la resistencia friccional producida por los sistemas de autoligado sobre los sistemas de ligado convencional. De 73 trabajos referidos en la revisión, solo 19 cumplían los criterios de inclusión. Existe una gran variabilidad de los métodos experimentales entre los diferentes estudios seleccionados, lo que puede explicar parcialmente la inconsistencia entre los resultados.

Varios estudios no diferencian entre resistencia al deslizamiento y fricción^{64,65}. La diferenciación de estos dos conceptos es de gran importancia ya que cuando nos referimos a resistencia al deslizamiento en estudios *in vitro* la relevancia clínica será mayor que cuando el estudio sobre los sistemas ortodóncicos simplemente sean sobre el concepto de fricción.

Una serie de estudios realizados por Robert Kusy en la universidad de North Carolina y posteriormente en la universidad de Pennsylvania establecieron las bases de la deformación elástica (BI) y la deformación plástica (NO) como los principales componentes de la resistencia al deslizamiento. Aticolo y Kusy¹¹ estudiaron la resistencia al deslizamiento para cinco angulaciones (0°, 3°, 7°, 11° y 13°) combinando arcos de 0.021x0.025" SS, níquel-titanio y Beta-titanio con brackets ligados de manera convencional. Observaron que la influencia de la deformación elástica (BI) era mayor cuando la angulación de la combinación arco-bracket aumentaba. Con una angulación de 7° la deformación elástica ocupaba un 80% de la resistencia al deslizamiento; al incrementar la angulación a 13°, la deformación elástica producía el 99% de la resistencia al deslizamiento. Concluyeron que la fricción no tenía ningún tipo de influencia para estas angulaciones.

Thorstenson y Kusy^{19,32} compararon diferentes series de brackets de autoligado con brackets de ligado convencional de una manera similar al estudio de Articulo y Kusy¹¹ pero de un modo más extenso. Estudiaron el efecto de la fricción para la deformación elástica (BI) en la resistencia al deslizamiento bajo condiciones de sequedad y humedad (saliva). Reportaron que para ambos tipos de brackets, la deformación elástica (BI) aumentaba cuando el complejo bracket-arco incrementaba la angulación. Cuando no existía ningún tipo de angulación confirmaron que la resistencia al deslizamiento, fricción en este caso, era menor para los brackets de atoligado que para los convencionales. E inclusive añadiero que los valores friccionales eran menores para los brackets de autoigado pasivo que activo. Según explica Burrow en su artículo del 2009⁶⁴ este tipo de condición en el que no existen angulaciones entre el bracket y el arco jamás ocurren clínicamente. Tan pronto como el arco contacta con el bracket, aparece la deformación elástica, y esto implica la aparición de la resistencia la deslizamiento¹¹⁶.

Existen investigaciones en los que haciendo referencia al estudio de la resistencia al deslizamiento de manera *in vitro*no introducen ningún tipo de angulaciones en sus

experimentos, estudiando así la fricción clásica y promoviendo la relevancia clínica¹⁰⁴.

Sims *et al*¹⁰⁴ especificó en su estudio que medían la resistencia al deslizamiento de arcos rectangulares sobre brackets convencionales y de autoligado (Speed y Activa) concluyendo que la resistencia al deslizamiento de los brackets de autoligado era inferior a la de los convencionales. Sus resultados eran correctos pero el concepto de resistencia al deslizamiento se encuentra mal utilizado ya que se trata de fricción clásica. Este tipo de estudios son engañosos a la hora de revisiones sistemáticas y decisiones clínicas.

Braun *et al*¹⁰⁹ estudiaron la resistencia al deslizamiento utilizando distintas combinaciones de tamaños de arcos, distintos tipos de brackets y diferentes angulaciones (BI). Concluyeron que el grado de angulación dentaria así como el método de ligado no tenían un efecto medible en la resistencia al deslizamiento en una simulación dinámica de un ambiente oral.

Rinchuse y Miles en el 2007²⁹ discutían sobre el tiempo de tratamiento con los aparatos de autoligado versus aparatos convencionales. Estudios anteriores no muestran ninguna diferencia significativa en el tiempo de tratamiento²².

Burrow concluye su revisión diciendo que todos los estudios *in vitro* en los que la resistencia al deslizamiento es debida a la deformación plástica (BI) y a la deformación elástica (NO) tienen relevancia clínicamente. Afirma también que no existe evidencia en la reducción del tiempo de tratamiento con los diferentes tipos de brackets.

Al tratarse de estudios en los que se evalúan distintos sistemas de autoligado, es de importancia resaltar evidencias comunes a los diferentes artículos dentro de los sistemas de autoligado activo, ya que estos presentan valores friccionales mayores que los sistemas de autoligado pasivo.

En los estudios que simulan la angulación mesio-distal o tipping, (BI) fenómeno que siempre se produce durante el movimiento dentario, los brackets de autoligado activo por la presión que ejerce el clip sobre el arco, aumentan los valores friccionales. En los estudios donde los brackets se colocan en configuración pasiva ambos sistemas de autoligado: pasivo y activo, se comportan de manera similar⁶⁵.

Investigadores han utilizado diferentes métodos para estudiar las fuerzas friccionales y la resistencia al deslizamiento entre diferentes combinaciones de brackets/arcos. Es

por ello que para ser capaces de realizar una comparación apropiada y objetiva de los resultados obtenidos en estudios previos, la metodología de los distintos estudios debe ser discutida.

2.9.1. Estudios que relacionan la RS con el material de los arcos

Krishnan *et al*⁶⁷ evaluaron las características friccionales de los aparatos de autoligado contemporáneos con diferentes aleaciones de arcos. En este estudio *in vitro* se realizó una comparativa de los efectos producidos por arcos de acero, níquel-titanio y beta-titanio combinados con brackets de autoligado activo y pasivo. Todos los arcos presentaban unas dimensiones de 0.019x0.025 pulgadas y los brackets utilizados presentaban una ranura de 0.022 pulgadas. Sus resultados mostraban que los valores de la resistencia al deslizamiento eran mayores cuando los brackets de autoligado se combinaban con arcos de beta-titanio. No mostraban una diferencia significativa entre los brackets de autoligado pasivo y activo al combinarse con arcos de acero. Se encontraron diferencias significativas entre los arcos de níquel-titanio y los arcos de acero. Cacciafesta *et al*²⁰ después de realizar un estudio *in vitro* con diferentes tipos de brackets y distintos tipos de aleaciones de arcos, concluyeron que los arcos de beta-titanio presentaban valores friccionales (RS) más elevados, confirmando así los descubrimientos presentados por Krishnan, para los arcos de acero y níquel-titanio no concluyeron diferencias significativas entre ambos. Posteriormente, los mismos autores²⁰, confirmaron sus propios hallazgos al realizar otro estudio con brackets de acero y brackets estéticos combinados con diferentes aleaciones de arcos.

Tecco *et al*⁹ realizaron un estudio *in vitro* utilizando un aparato especialmente diseñado para el mismo. Este aparato incluía diez brackets alineados para poder comparar la resistencia friccional generada por: brackets convencionales de acero, brackets SL Damon II, brackets Time Plus, combinados a su vez con arcos de acero, NiTi y TMA. Sus descubrimientos mostraron que los arcos de TMA producían los valores friccionales más elevados.

Estudios *in vitro* sobre la mecánica de deslizamiento han demostrado que el material del arco afecta de manera importante a la resistencia friccional. Sin embargo, diseños de tracciones en línea recta estáticas sin deformaciones elásticas (BI) durante la interfase del deslizamiento demuestran diferentes valores friccionales al comparar el material con

angulaciones de segundo orden.

Una tracción en línea recta del arco con respecto al bracket sin una angulación y un torque de cero permitirá que no exista una interacción de deformación elástica (BI) entre la interfase arco/bracket. Este tipo de diseños sin deformación plástica han permitido demostrar que la resistencia friccional generalmente incrementa con la elección del material del arco así como, acero, cromo-cobalto, níquel-titanio y beta-titanio (Angolkar *et al*, 1990; Kusy *et al*, 1991)^{68,69}.

Otros autores como Garner *et al* (1986)⁷⁰, Drescher *et al* (1989)¹³, Kapila *et al* (1990)⁷¹, Prosoki *et al* (1991)⁷², Downing *et al* (1994)⁷³, Ho and West (1995)⁷⁴, and Vaughn *et al* (1995)¹⁴ también confirman los resultados anteriores con sus investigaciones. Las aleaciones de los arcos de acero, cromo-cobalto, níquel-titanio y beta-titanio presentan características de asperezas en sus superficies que se creía que incrementaban los valores friccionales (Garner *et al*, 1986)⁷⁰. Sin embargo, Prosoki *et al* (1991)⁷² determinaron que no existía correlación entre las asperezas de superficie de los arcos y los valores de resistencia friccionales. Kusy y Whitley (1990)⁷⁵ añaden que no sentían que las asperezas de superficie no estaban relacionadas necesariamente con el coeficiente de fricción. Lo que fue sugerido es que otras variables, como la superficie y afinidad química jugaban un papel de mayor importancia el los valores friccionases finales (Kusy y Whitley, 1990). Ambos en 1990 concluyeron que los arcos de beta-titanio presentaban superficies más lisas que los arcos de níquel-titanio pero que a su vez presentaban coeficientes de fricción más elevados. Los valores friccionales mayores fueron atribuidos a un fenómeno de “soldadura en frío” que presentan los arcos de beta-titanio combinados con brackets de acero, este complejo de bracket/arco, presentaba un movimiento “stick-slip” del arco con relación al bracket (Kusy y Whitley, 1990)⁷⁵. Ho y West (1995) sugirieron que la rigidez de los arcos era un mayor factor de control para los valores friccionales que las asperezas de superficie que presentan los arcos. Artículo y Kusy (1999)¹¹ concluyeron que en una configuración pasiva, la eficiencia del deslizamiento de los arcos parecía ser mayor en complejos bracket/arco que presentaban arcos rígidos y brackets de menor rigidez. Así, los valores friccionases más bajos los presentan arcos de acero, que son más rígidos y de mayor dureza que el resto, y brackets de acero, que son los brackets de menor dureza.

Cuando los diseños de estudios *in vitro* presentan angulaciones de segundo orden, los

valores friccionales incrementan. Existen estudios que presentan cambios en los rangos de fricción entre arcos de acero y de níquel-titanio a determinadas angulaciones de segundo orden (Frank y Nikolai, 1980¹⁰; Kemp, 1992¹²; Weiss, 1993⁷⁶; Kusy y Whitley, 1999⁷⁷). Esto significa que en configuraciones pasivas el acero tiene valores friccionales menores que el níquel-titanio, pero que en configuraciones activas (angulaciones de segundo orden) el acero presenta valores mayores que el níquel-titanio. Ha sido sugerido que este cambio en el rango de valores friccionales es debido a que el níquel-titanio presenta un módulo de elasticidad inferior. Rose y Zernik (1996)⁷⁸ también atribuyeron a la flexibilidad del níquel – titanio la disminución de valores friccionales en diseños con angulaciones de segundo orden. Dickson *et al* (1994)⁷⁹ concluyeron que arcos con mayor flexibilidad, como arcos coaxiales o arcos de fibra de vidrio, tenían valores significativamente menores que arcos menos flexibles en disposiciones activas. La eficiencia de deslizamiento en arcos más flexibles parecía ser mejor que en arcos más rígidos.

Estudios que han permitido una libre angulación de los brackets con respecto a los arcos no han demostrado que los arcos con un módulo de elasticidad menor tengan menos fricción. Tidy (1989)⁸⁰ utilizó un modelo que permitía libertad de angulación de los brackets a través de un centro de resistencia aproximado por un brazo de fuerza. Los resultados mostraron que los arcos de acero presentaban los valores friccionales menores, los arcos de níquel-titanio aproximadamente el doble y los arcos de beta-titanio cinco veces más. Omana *et al* (1992)⁸¹ reportaron que no existía una diferencia significativa entre los valores de fuerza friccional del acero del níquel-titanio cuando los brackets permitían angulaciones de segundo orden al moverse alrededor de un centro de resistencia. Loftus *et al* (1999)⁸² concluyeron que el beta-titanio producía los valores friccionales más elevados seguido del acero y del níquel-titanio. Estos mismos resultados fueron establecidos por O'Reilly *et al* (1999)⁸³. Mientras que el beta-titanio presenta el 42% de rigidez con respecto al acero, O'Reilly vio que otras contribuciones como las asperezas de las superficies, el coeficiente de fricción y aleaciones diferentes podrían definir la resistencia al deslizamiento. Reportaron que el desplazamiento de los brackets para simular fuerzas intraorales como las de masticación reducen la fricción solamente en un 27% para los arcos de beta-titanio y en un 80% para los arcos de acero con las mismas dimensiones.

Se han utilizado coberturas en los arcos para mejorar la estética de los mismos así

como su funcionamiento. En numerosas ocasiones este recubrimiento desaparece creando situaciones de deformación elástica (BI) que repercuten en una mayor fricción, Dickson *et al* (1994)⁷⁹ y Mendes (1995)⁸⁴. Una mejor aproximación que ha sido utilizada para cambiar la apariencia de los arcos así como las características del material es la implantación iónica. La implantación iónica es un tratamiento de modificación de la superficie que puede alterar las propiedades del material sin una alteración significativa de la tolerancia dimensional del material (Sioshansi, 1987)⁸⁵. La implantación iónica de los arcos de ortodoncia puede alterar la rigidez, la fricción, la resistencia de desgaste y el color de la superficie (Burstone y Franzin-Nia, 1995)⁸⁶. Estudios de Kusy *et al* (1992)⁸⁷, Burstone⁸⁶ y Farzin-Nia (1995)⁸⁶ y Mendes (1995)⁸⁴ han mostrado que la implantación iónica por nitrógeno en arcos de beta-titanio reduce significativamente sus valores friccionales. Las fuerzas friccionales se transforman aproximadamente en los mismos valores cuando los comparamos a arcos de acero de las mismas dimensiones. Walker (1997) reportaron que la implantación iónica por nitrógeno en arcos de níquel-titanio y beta-titanio producían movimientos dentarios significativamente mayores que los mismos arcos sin cobertura, esto significa que la implantación iónica produce valores friccionales menores durante el movimiento dentario *in vivo*.

2.9.2. Estudios que relacionan la Resistencia al Deslizamiento con el tipo de ligado

Tecco *et al*³⁴ evaluaron la resistencia al deslizamiento de distintas formas de arco (redondo y rectangular) en conjunto con ligaduras de baja fricción y ligaduras convencionales (elastómeros). Sus conclusiones mostraron que las ligaduras de baja fricción presentaban valores más bajos al ser comparadas con las ligaduras convencionales cuando se trataba de arcos redondos. Los mismos resultados no tenían lugar cuando se trataba de arcos rectangulares.

De Franco DJ *et al*⁸⁸ compararon resistencias friccionales estáticas entre ligaduras de acero con una cubierta de Teflón y ligaduras elastoméricas combinadas con diferentes tipos de brackets y arcos. Sus conclusiones nos revelan la utilidad de utilizar ligaduras con una cubierta de Teflón cuando la colocación de una aparatología estética es imperativa.

Jones y Ben Bihi⁸⁹ realizaron un estudio *in vitro* para comparar la resistencia friccional

estática entre un sistema de ligado de baja fricción y otro sistema convencional con módulos elásticos y estudiaron, además, el efecto de almacenamiento en un medio oral simulado para ambos sistemas de ligado. Ochenta brackets de acero fueron utilizados a través de los cuales se deslizaron arcos de acero (en disposición linear) de 0.018 pulgadas y 0.019x0.025 pulgadas ligados con elastómeros o con el sistema Slyde (módulos elastoméricos de autoligado Leone, Florencia, Italia). Durante los diferentes tests los brackets y arcos fueron lubricados con saliva artificial. Las fuerzas estáticas friccionales de las distintas combinaciones bracket/arco a 0° de angulación de segundo orden fueron medidas con los dos sistemas. Todos los aditamentos fueron sumergidos durante 24 horas en saliva artificial a una temperatura de 24° C. Concluyeron que las afirmaciones propuestas por el fabricante del sistema Slyde (ligaduras de más baja fricción con respecto a las convencionales) eran ratificadas.

Kahlon *et al*⁹⁰ evaluaron la resistencia friccional durante la mecánica de deslizamiento con arcos de acero del tipo Gianelly, ligaduras Leone de deslizamiento (baja fricción), ligaduras convencionales elastoméricas y ligaduras de acero con brackets convencionales y de autoligado activo y pasivo. Dos arcos rectangulares de acero (0.016x0.022 pulgadas y 0.018x0.022 pulgadas) fueron comparados en el mismo estudio. Sus resultados mostraron que las ligaduras Leone de deslizamiento presentaban menores valores de fricción para ambas dimensiones de arco que los elásticos convencionales. Sin embargo, mostraron valores significativamente mayores que los brackets de autoligado pasivo y las ligaduras de acero.

Tecco *et al*³⁴ realizaron un estudio en el cual utilizaron un aparato con un diseño especial para dicho estudio. Este aparato incluía diez brackets alineados. Evaluaron la resistencia al deslizamiento generada por brackets de acero, Damon SL II, Time Plus brackets, y ligaduras de baja fricción (Slide) combinados con arcos de acero, níquel-titanio y TMA. Sus resultados muestran que cuando combinamos los distintos tipos de brackets con un arco de 0.016 pulgadas de NiTi, los brackets Victory (convencionales) generaban los valores de fricción más altos, y los brackets Damon SL II los valores más bajos; con el arco de 0.016x0.022 pulgadas de NiTi los brackets de autoligado generaban unos valores friccionales significativamente menores que el sistema Victory Series y las ligaduras Slide de baja fricción; para el arco de 0.019x0.025 pulgadas de acero o de NiTi, las ligaduras Slide producían, de manera significativa, menor fricción que el resto de las combinaciones. Este estudio sugiere que el uso de un modelo de

fricción experimental *in vitro* proporciona información sobre los valores de la resistencia al deslizamiento de las diferentes combinaciones bracket/arco.

El ligado del arco al bracket supone una fuerza normal actuando perpendicularmente sobre la superficie de deslizamiento. Por lo tanto, la importancia del tipo de ligado sobre la resistencia al deslizamiento depende de la fuerza de ligado, del material y del método del mismo.

La fuerza de ligado puede variar desde 50 a 300 gr (Nanda, 1997)⁸. Los módulos elastoméricos generan aproximadamente 225 gr de fuerza con la consecuente decaída debido a la relajación elástica, mientras que las ligaduras metálicas presentan un rango de fuerza de 0 a 300 gr. Ha sido reportado que los brackets de autoligado producen la menor cantidad de fricción pero dependiendo si el tipo de mecanismo utilizado es pasivo o activo.

Siendo consistentes con la primera ley de la fricción, la resistencia friccional incrementará con un incremento de la fuerza normal producida por el ligado (Frank y Nikolai, 1980). Este incremento en la fuerza normal repercute de modo proporcional y lineal en el incremento de fuerza resistencial (valores friccionales) encontrada. Con la aparición de deformaciones elásticas (angulaciones, BI) la fuerza de ligado puede presentarse como un factor secundario a otros como el material del arco, la rigidez del mismo y la distancia interbracket. Estudios realizados por Stannard *et al* (1986)⁹¹ y Keith *et al* (1993)⁹² también cualifican la fuerza del ligado y se unen a la confirmación de que según aumenta la fuerza de ligado también aumentan los valores friccionales.

Bednar *et al* (1991)¹⁶ concluyen que las ligaduras metálicas atadas ligeramente producen valores friccionales menores a las ligaduras elastoméricas convencionales. Taylor y Ison (1996)⁹³ encontraron resultados similares cuando daban de sí los módulos elastoméricos.

Taylor and Ison (1996)⁹³ presentaron que las fuerzas friccionales disminuían lentamente durante un periodo de tres semanas a partir del posicionamiento inicial del módulo elástico. Después de tres semanas, La mayor fricción que se encontraba en un inicio con arcos rectangulares se aproximaba a los niveles bajos de fricción de los arcos redondos. Tselepis *et al* (1994)⁹⁴ también encontraron que después de estirar los módulos elásticos durante seis días, las fuerzas friccionales eran significativamente menores que al compararlas con módulos elastoméricos nuevos. Estudios previos sobre

la degradación de los elastómeros presentan reducciones de fuerza del 50% (Rock and Wilson, 1986)⁹⁵ al 73% (Wong, 1976)⁹⁶ durante el periodo de una semana.

Riley *et al* (1979)⁹⁷ presentaron que las ligaduras metálicas generaban fuerzas friccionales mayores que los módulos elastoméricos.

Bazakidou *et al* (1997)⁹⁸, al contrario, no encontraron una tendencia significativa de los valores friccionales entre los elastómeros y las ligaduras metálicas. Aún encontrando una variabilidad en valores de fricción tres veces mayor en ligaduras metálicas que elásticas, trataron de estandarizar ambos métodos de ligado. Inclusive entre diferentes tipos de módulos elastoméricos Dowling *et al* (1998)⁹⁹ encontraron diferencias significativas en términos de fricción.

La técnica de ligado puede tener un gran efecto sobre la resistencia al deslizamiento. Sims *et al* (1993), demostraron que ligar los módulos elastoméricos en una figura en ocho alrededor de brackets idénticos aumentaba la resistencia friccional un 70-220% dependiendo de las dimensiones de los arcos. Alambre de mayores tamaños presentaban incrementos mayores de fricción comparados con alambres de dimensiones menores.

El bracket en sí, puede alterar la fuerza impuesta por la ligadura. Kapila *et al* (1990)⁷¹ sintieron que existían fuerzas mayores de ligado con brackets más anchos debido a un mayor estiramiento de las ligaduras elásticas dando lugar a un incremento de las fuerzas normales de fricción. Ogata *et al* (1996)¹⁵ y Kuroe *et al* (1994)¹⁰⁰ presentaron que el diseño del bracket, como el bracket Synergy (RMO, Denver, CO) o el bracket libre de fricción (American Orthodontics, Sheboygan, WI), que restringen la cantidad de fuerza en el arco a través de la ligadura presentan menores valores friccionales. Los brackets de autoligado también conllevan implícito valores friccionales menores que los brackets convencionales (Berger, 1990¹⁰¹; Berdnar *et al*, 1991¹⁶; Sims *et al*, 1993¹⁰⁴; Shivapuja and Berger, 1994¹⁰²; y Kapur *et al*, 1998¹⁰³). Sims *et al* (1993)¹⁰⁴ también presentaron un estudio en el que los brackets de autoligado que poseían un clip pasivo, como el bracket Activa (“A” Company, San Diego, USA), presentaban menores valores de fricción que los brackets de autoligado con un clip activo, como el bracket Speed (Strite Industries, Cambridge, ON).

Defranco *et al* (1995)⁸⁸ concluyeron resistencias friccionales menores con ligaduras metálicas recubiertas de Teflón que con ligaduras elastoméricas. La pregunta que se hicieron en este estudio fue si las ligaduras metálicas recubiertas de Teflón presentaban

valores menores que las ligaduras metálicas sin cobertura, ya que estas no fueron utilizadas como grupo control en este estudio. Las diferencias friccionales en este estudio se pueden atribuir a una menor fuerza de ligado, debido a que no fueron cualificadas en este estudio.

2.9.3. Estudios que relacionan la resistencia al deslizamiento con las dimensiones de los arcos y su forma

Generalmente se asume que cuando las dimensiones del arco incrementan también incrementa la resistencia al deslizamiento. Lo mismo ocurre cuando la geometría del alambre aumenta de redondo a cuadrado a rectangular. Estos sentimientos son fuertemente soportados por numerosos estudios (Andreasen y Quevedo¹⁰⁵, 1970; Riley *et al*⁹⁷, 1979, Drescher *et al*¹³, 1989; Angolkar *et al*⁶⁹, 1990; Kapila *et al*⁷¹, 1990; Tanne *et al*¹⁰⁶, 1991; Sims *et al*¹⁰⁴, 1993; Downing *et al*⁷³, 1994; Ogata *et al*¹⁵, 1996).

Peterson *et al*¹⁰⁷(1982) y Vaughn *et al*¹⁴(1995) sintieron, que el níquel-titanio no seguía esta regla. Ambos reportaron que un incremento en el tamaño del níquel-titanio no incrementaba necesariamente la resistencia al deslizamiento, posiblemente debido a la flexibilidad del níquel-titanio.

Tidy⁸⁰(1989) encontró que no había diferencias en fricción con respecto al tamaño del arco para todos los tipos de alambres. Irland *et al*¹⁰⁸(1991) llegó a las mismas conclusiones. Estos modelos de fricción no permitían angulaciones de segundo orden donde la deformación elástica juega un papel de gran importancia. Por consiguiente, sin deformación elástica ni plástica solamente la fricción clásica será el principal determinante de la resistencia al deslizamiento. Esto apoya que la fricción es independiente de la superficie, y por lo tanto independiente del tamaño del arco. Tidy⁸⁰(1989) presentó que los alambres redondos producían menor fricción que los rectangulares en un sistema arco/bracket, esta situación fue explicada debido a la mayor flexibilidad de los arcos redondos.

O'Reily's *et al*⁸³(1999) realizó un modelo de fricción en el se permitía tipping (angulaciones de segundo orden) alrededor de un aproximado centro de resistencia mostrando que la resistencia al deslizamiento incrementaba significativamente según se incrementaba el tamaño del arco. En este modelo de fricción, el bracket se desplazaba para representar el movimiento dentario fisiológico *in vivo*. Si el desplazamiento del

bracket aumentaba, el nivel de fricción disminuía para todos los arcos. En general, alambres de tamaños pequeños presentan menor reducción en los valores de fricción que alambres de dimensiones mayores debido a que los más pequeños presentan una mayor libertad de juego en el sistema arco/bracket. Desde que la resistencia al deslizamiento es un fenómeno de deformación elástica y liberación del alambre, los factores *in vivo*, como la movilidad dentaria pueden afectar al nivel de fricción. Independientemente, estos factores actúan de manera intermitente y no de manera continua en el tiempo (Braun *et al*¹⁰⁹, 1999). Por lo tanto, esta reducción en términos de fricción puede no ser del todo real cuando se encuentra en el contexto de un modelo clínico para mecánica de deslizamiento.

Drescher *et al*¹³(1989) mostraron que los arcos rectangulares no presentaban mayor fricción que los arcos redondos de dimensiones verticales similares. Sugirieron que la dimensión vertical del arco determina la resistencia friccional, debido a que es en este plano en el que el bracket se angula con respecto al alambre.

Contrariamente a otros investigadores, Frank y Nikolai¹⁰(1980) mostraron que en disposiciones con angulaciones que permitían deformación elástica, los arcos rectangulares de acero presentaban menor fricción que los redondos. La explicación que dieron a esto fue que se genera una mayor presión en el punto de contacto de un arco redondo que en un arco rectangular.

Cacciafesta *et al*, en su estudio sobre la evaluación de la fricción en brackets de autoligado de acero y estéticos en diversas combinaciones con arcos, concluyeron que todos los brackets mostraban valores más elevados de fricción, tanto estática como cinética, según incrementaban las dimensiones de los arcos utilizados. Los arcos utilizados en este estudio fueron: 0.016 pulgadas, 0.017x0.025 pulgadas y 0.019x0.025 pulgadas.

Kahlon *et al*⁹⁰evaluaron la resistencia friccional durante la mecánica de deslizamiento con arcos de acero del tipo Gianelly, combinándolos con distintos métodos de ligado. Evaluaron arcos de acero de 0.016x0.022 pulgadas y 0.018x0.022 pulgadas con diferentes tipos de brackets, concluyendo que un incremento en la dimensión del arco provocaba un incremento de los valores friccionales en los sistemas bracket/arco. Matarese *et al*³⁶, estudió las fuerzas friccionales generadas por varias combinaciones de brackets y arcos utilizando un modelo de fricción experimental para

tres brackets no alineados para, así, obtener una mejor información de la resistencia al deslizamiento durante las primeras fases del tratamiento ortodóncico, nivelado y alineado. Para este estudio se utilizaron dos tipos de brackets: brackets de autoligado pasivo y brackets convencionales, los cuales se combinaron con los siguientes arcos: 0.014 pulgadas, 0.016 pulgadas, 0.016x0.022 pulgadas de níquel-titanio; dos arcos de acero (multistranded): 0.015 y 0.016 pulgadas y un arco con aleación de beta-titanio: 0.016 pulgadas. Sus resultados muestran que el deslizamiento del arco a través del sistema experimental de tres brackets no alineados fue significativamente influenciado por la dimensión y material del arco. Los resultados obtenidos les llevaron a concluir que las fuerzas friccionales pueden ser reducidas durante las primeras fases de tratamiento con la utilización de brackets de autoligado, dimensiones de arco menores y baja rigidez.

2.9.4. Estudios que relacionan la resistencia al deslizamiento con el efecto de las angulaciones de segundo orden

Angulación de segundo orden en ortodoncia se refiere a la orientación del diente rotado en sentido mesio-distal. El ángulo entre la ranura del bracket y el arco en un plano paralelo a la ranura del bracket con el eje longitudinal de la ranura del bracket en sentido mesio-distal representa el ángulo de contacto (Proffit⁵⁶, 1994). Cuando este ángulo aumenta lo suficiente como para permitir que el arco se enganche a los bordes de la ranura del bracket dando lugar a una deformación elástica, nos encontramos con lo que se denomina el ángulo crítico (Articolo y Kusy⁵, 1999).

Cuando se incrementan las angulaciones de segundo orden entre el bracket y el arco, la resistencia friccional al deslizamiento, aumenta (Kemp¹², 1992; Weiss⁷⁶, 1993; Ogata¹⁵ *et al*, 1996; Kusy y Whitley⁷⁷, 1999). Estos valores son atribuibles a la deformación elástica más que a la fricción clásica (Articolo y Kussy⁵, 1999; Kussy y Whitley⁷⁷, 1999; Zufall y Kusy¹¹¹, 2000). La deformación elástica ocurre cuando el ángulo de contacto (Proffit 1993) entre el arco y el bracket excede parte del ángulo de contacto crítico (Articolo y Kussy⁵, 1999). Si la angulación de segundo orden incrementa de un modo dramático, por encima del ángulo crítico, la mecánica de deslizamiento se puede convertir en la mitad al convertirse a una deformación plástica del arco debido al contacto excesivo del arco con la ranura del bracket en sus últimas fases de deformación elástica (Kussy y Whitley⁷⁷ 1999, 1997). La relación entre

resistencia al deslizamiento y angulaciones de segundo orden no tienen por que ser lineales y resulta más pronunciada al aumentar la angulación. (Kusy y Whitley⁷⁷, 1999).

Basado en estudios de fricción *in vitro*, Articulo y Kussy⁵(1999) concluyeron que a tres grados de angulación, la resistencia al deslizamiento aumentaba dramáticamente. A estos resultados, le añadieron que una configuración activa por deformación elástica ocurre entre tres y siete grados (Articulo y Kusy⁵, 1999).

En ocasiones en las que tienen lugar angulaciones de segundo orden, la resistencia al deslizamiento del níquel-titanio es menor que la del acero (Frank y Nikolai¹⁰, 1980; Peterson *et al*¹⁰⁷, 1982; Ho y West⁷¹, 1991; Kemp¹², 1992; Weiss⁷⁶, 1993; Dickson *et al*⁷⁹, 1994; DeFranco *et al*⁸⁸, 1995; Articulo y Kusy⁵, 1999).

Sims *et al*¹¹²(1993) también concluyeron que al incrementar tanto la angulación como el torque, se obtenían casi incrementos lineales de resistencia al deslizamiento, independientemente que el aumento de la angulación, es el factor más influyente. Sims *et al*¹¹²(1994) y Articulo y Kusy⁵(1999) concluyeron que al incrementar las angulaciones de segundo orden, la reproducibilidad de la resistencia al deslizamiento era menor.

Al aumentar la angulación de segundo orden el componente de deformación elástica hace que la resistencia al deslizamiento incremente, esto implica que el componente de deformación elástica se suma a la fricción clásica, la cual es invariable (Articulo y Kussy⁵, 1999). Bajo esta premisa, Articulo y Kusy⁵(1999) observaron que la importancia de que variara la deformación elástica (BI) se debía en gran medida a la aleación del alambre mientras el ángulo existente entre el alambre y el bracket incrementaba. Normalmente, la aparición dominante de la deformación elástica (BI) ante la fricción clásica sucedía cuando las angulaciones de segundo orden entre el bracket y el alambre eran mayor de tres grados (existe evidencia de que es mayor que el ángulo crítico). Por encima de tres grados, la resistencia al deslizamiento se vuelve dependiente del componente de deformación elástica (Articulo y Kusy⁵, 1999; Kusy y Whitley, 1999). La deformación elástica (BI) es un componente que se ha visto que ocurre de modo más temprano y de manera más severa cuando la ranura del bracket se rellena más con un arco de mayores dimensiones (Kusy y Whitley, 1999). Dentro los arcos de ortodoncia, se ha visto que es de menor importancia los que presentan aleaciones de níquel-titanio que los de acero (Articulo y Kusy⁷⁷, 1999). Dentro de los

brackets, la deformación elástica es de menor importancia en los brackets cerámicos que en los de acero (Articolo y Kusy⁵, 1999).

Zufall y Kusy¹¹¹(2000) observaron que la magnitud del componente de la fuerza normal del fenómeno de deformación elástica (BI) es controlada por la rigidez del alambre, la distancia interbracket, la anchura del bracket y las angulaciones de segundo orden. Se desarrolló un modelo matemático para comparar el componente de deformación elástica (BI) basándose en la magnitud del sistema arco/bracket durante un aumento de la angulación en lugar de únicamente en la magnitud de la anulación (Zufall y Kusy¹¹¹, 2000). Con este modelo se observó que la deformación elástica para la aleación de acero presentaba los valores friccionales más bajos cuando se compraba con aleaciones de níquel-titanio, beta-titanio y alambres recubiertos de composites.

Thorstenson y Kusy¹⁹ evaluaron las propiedades friccionales de los brackets de acero convencionales que fueron combinados con arcos de acero rectangulares y ligados con ligaduras metálicas de acero. Además, evaluaron las propiedades friccionales de brackets de autoligado en combinación con los mismos arcos. Ambos tipos de brackets fueron comparados en base a las angulaciones de segundo orden. Como resultado de este estudio, concluyeron que en una configuración activa (con la existencia de angulaciones de segundo orden), todos los brackets exhibían un incremento en los valores de la resistencia al deslizamiento según incrementaba la angulación. En el 2003¹⁹ los mismos autores, publicaron otro artículo en el que investigaban la resistencia al deslizamiento entre diferentes brackets de autoligado con angulaciones de segundo orden en un medio seco y en otro medio húmedo. Sus resultados le condujeron a la siguiente conclusión: para cada ángulo crítico, todos los brackets presentan una deformación elástica que aumenta de modo similar a los incrementos de la angulación. Estas variables eran independientes del diseño del bracket. Yeh Cl *et al*¹¹⁰, evaluaron la resistencia al deslizamiento de brackets de autoligado pasivo y realizaron una comparación de estos valores con el correspondiente grupo control. Para este estudio se utilizaron dos brackets de autoligado pasivo (Damon SL II, Ormco; Smatclip, 3M Unitek) y un bracket convencional con una ligadura elastomérica pasiva (Synergy, Rocky Mountain, Denver, Colorado). Los brackets fueron combinados con tres arcos de níquel-titanio en un simulacro de arcada ideal, introduciendo angulaciones de primer y segundo orden de 0.5° y 1.0 mm respectivamente. Sus resultados no mostraron diferencias significativas en ninguno de los brackets utilizados en este estudio para las

intrusiones de segundo orden.

Articolo y Kusy⁵ evaluaron la resistencia al deslizamiento como función de cinco angulaciones (0 grados, 3 grados, 7 grados, 11 grados y 13 grados) utilizando nueve combinaciones diferentes de brackets/arcos. Brackets de acero, de cristal de zafiro y alúmina policristalina en conjunto con arcos de acero, níquel-titanio y beta-titanio. Sus resultados muestran que cuando las combinaciones se encuentran en una configuración pasiva a bajas angulaciones, todas las combinaciones de acero presentaban los valores más bajos de resistencia al deslizamiento. Cuando las angulaciones excedían de 3 grados se conformaba una configuración activa dando lugar a una deformación elástica o binding (BI), la cual, producía grandes incrementos en los valores de la resistencia al deslizamiento. Bajo estas condiciones de deformación elástica, los rankings relativos de los distintos materiales se transpusieron; combinaciones de bracket/arco aparecían con los mayores valores de resistencia al deslizamiento, mientras que combinaciones de otras aleaciones, como arcos de níquel titanio, presentan los valores más bajos. Los resultados sugirieron que las configuraciones activas y sus consecuentes deformaciones elásticas surgieron cuando no existía espacio en el interior del bracket. El componente de deformación elástica o binding (BI) incrementa su importancia con la angulación y es un elemento adicional al componente friccional, esto es, siguen el principio de superposición.

Clínicamente, Braun *et al* (1999) observaron que las angulaciones de segundo orden no tenían un efecto medible en la resistencia al deslizamiento dentro de una simulación dinámica como la cavidad oral, lo cual se contradice con la gran mayoría de los investigadores. Sentían que las angulaciones de segundo orden junto con las angulaciones dentarias y el enderezamiento asociadas a la mecánica de deslizamiento eran perturbaciones mínimas entre el arco y el bracket que eran introducidas por fusiones orales como la masticación, el habla, la deglución, la lengua y la fuerza de las mejillas. Braun *et al*¹⁰⁹(1999) concluyeron que después de una perturbación era inducida en el sistema arco-bracket, la resistencia al deslizamiento disminuía en un 98-100%. Independientemente, los autores confirman que debido a la complicada dinámica intraoral estos factores no significan la total reducción de la mecánica de deslizamiento.

También ha sido discutido que estas perturbaciones y cargas en los dientes que generan movilidad dentaria podrían reducir la fricción *in vivo* (Jost-Brinkmann y Miethke, 1991). Un estudio *in vitro* que permitía desplazamientos de brackets para

simular una situación *in vivo* con movilidad dentaría y angulaciones de segundo orden alrededor de un centro de resistencia aproximado demostró que los efectos de la deformación elástica (BI) entre los brackets y los arcos era reducida significativamente (O'Reily *et al*⁸³, 1999). Independientemente de estos estudios, no hay gran conocimiento sobre la magnitud del movimiento dentario necesario para liberar la deformación elástica del bracket y el arco una vez ha ocurrido con angulaciones de segundo orden (O'Reilly *et al*⁸³, 1999).

3. JUSTIFICACIÓN

3. JUSTIFICACIÓN

En la actualidad, es muy extenso el número de estudios de investigación relacionados con la resistencia al deslizamiento ligados con las nuevas aparatologías ortodóncicas. No obstante, todos los estudios *in vitro* existentes registran los valores friccionales de los brackets olvidando los aditamentos (tubos) de los sectores posteriores que forman parte de un mismo sistema de tratamiento y que presentan una gran importancia a la hora del resultado final de los tratamientos ortodóncicos. El propósito de este trabajo de investigación, de acuerdo a lo anterior, es el estudio de la resistencia al deslizamiento entre diferentes combinaciones de brackets de autoligado y tubos con distintas dimensiones, materiales de arcos y distintas dobleces o angulaciones en el arco, para este último fin se han seleccionado las dobleces de segundo orden (0° , 3° , 5°). De este modo no solamente obtendremos resultados comparativos entre los distintos tipos de brackets y tubos, sino que a su vez se hará posible una comparación entre los sectores anteriores (brackets) y los sectores posteriores (tubos) de un mismo sistema bajo las mismas condiciones. Con los resultados obtenidos se realizará un estudio comparativo relevante y empírico entre los tres diferentes sistemas ortodóncicos escogidos en la presente investigación. Para completar y razonar los valores obtenidos, se tomarán imágenes de los distintos aditamentos con microscopía electrónica para un mejor entendimiento de los mismos. El conocimiento de las conclusiones del siguiente experimento ayudará a mejorar la eficiencia y predictibilidad de los tratamientos ortodóncicos.

4. HIPÓTESIS

4. HIPÓTESIS

Las hipótesis nulas formuladas en el presente estudio fueron:

1. No hay una diferencia significativa en la resistencia al deslizamiento entre las distintas angulaciones de segundo orden combinadas con los tubos y los brackets de autoligado utilizados en el presente estudio.
2. No hay una diferencia significativa en la resistencia al deslizamiento entre las distintas dimensiones de arcos combinadas con los tubos y los brackets de autoligado utilizados en el presente estudio.
3. No hay una diferencia significativa en la resistencia al deslizamiento entre los tubos y brackets de autoligado utilizados en este estudio a diferentes angulaciones y con diferentes dimensiones de arcos.
4. No hay una diferencia significativa entre las dimensiones de las ranuras de los tubos y brackets de autoligado utilizados en el presente estudio.

5. OBJETIVOS

5.OBJETIVOS

5.1. General

El objetivo de este estudio es la obtención de la resistencia al deslizamiento de los distintos aditamentos ortodóncicos, así como valorar la repercusión clínica que presentan los distintos aditamentos (brackets y tubos) dentro de un mismo sistema,

5.2. Específicos

1. Evaluar la resistencia friccional de los tres tubos provenientes de tres casas comerciales diferentes, con tres angulaciones de segundo orden distintas y tres dimensiones de arcos.
2. Evaluar la resistencia friccional entre brackets de autoligado de tres casas comerciales diferentes, con tres angulaciones de segundo orden distintas y tres dimensiones de arcos.
3. Comparar las diferencias entre los tubos y brackets de autoligado de las tres mismas casas comerciales combinados con las mismas dimensiones de arcos y con las tres mismas angulaciones de segundo orden.
4. Comparar de modo visual a través de Microscopía Electrónica (SEM) las ranuras de los tubos y brackets de autoligado.

6. MATERIAL Y MÉTODO

6. MATERIAL Y MÉTODO

6.1. Tipología del estudio

El proceso de realización del siguiente estudio estaría dividido en dos apartados:

1. Estudio Macroscópico.
2. Estudio Microscópico.

Se trata de un estudio *in vitro* en el que los dos apartados juegan un papel importante para el entendimiento y el conocimiento de los diferentes sistemas ortodóncicos de gran uso en la rutina diaria de este campo.

a. DAMON BRACKET

El sistema de brackets Damon (Ormco) se clasifica como un aparato de Arco Recto “Verdadero”, su diseño corresponde a una aparatología de autoligado pasivo. La profundidad de la ranura de la pared gingival es de 0.028x0.022 pulgadas y la de pared oclusal es de 0.028x0.022 pulgadas. Este tipo de bracket presenta una tapa o puerta rígida fabricada del mismo material que el resto del bracket. Su función será la de no permitir que el arco se salga de la ranura. Este sistema durante todas las etapas de tratamiento presenta una configuración pasiva, significando que en ningún estadio la tapa del bracket ejercerá presión alguna sobre los arcos (Fig. 6.1).



Figura 6.1. Bracket Damon (Q, 3MX), (Ormco).

b. SMARTCLIP

El sistema de brackets Smart Clip (3M Unitek) se clasifica como un aparato de Arco Recto “Verdadero”, su diseño corresponde a una aparatología de autoligado pasivo. Algunos clínicos definen este sistema como interactivo al añadirle un ligadura alrededor del mismo en ciertas ocasiones. Independientemente de esto, es un sistema pasivo y ha de ser tratado como tal. La ranura en su pared gingival presenta unas medidas de 0.028x0.022 pulgadas y en su pared oclusal de 0.028x0.022 pulgadas. Este tipo de brackets no presentan una tapa que encierra al arco dentro del mismo, presenta dos aditamentos de cierre en sus extremos mesial y distal que permiten introducir el arco debido a su elasticidad. Esta elasticidad no implica actividad del arco con la ranura sino simplemente la capacidad de permitir la introducción de distintos arcos en el bracket. Este sistema durante todas las etapas de tratamiento presenta una configuración pasiva, significando que en ningún estadio los aditamentos de cierre del bracket ejercerán presión alguna sobre los arcos (Fig. 6.2).



Figura 6.2. Brackets Smart Clip (3M Unitek).

c. IN-OVATION R

El sistema de brackets In-Ovation (GAC, Denstply) se clasifica como un aparato de Arco Recto “Verdadero”, su diseño corresponde a una aparatología de autoligado activo. Existe una diferencia en la profundidad de la ranura entre la pared gingival (0.019x0.022 pulgadas) y la pared oclusal (0.028x0.022 pulgadas). En una configuración pasiva, el extremo libre del clip (zona gingival) se encuentra descansado

sobre el bracket sin ejercer ninguna fuerza sobre el arco. Si el arco que se coloca es de 0.020 pulgadas o mayor (en el caso de arcos redondos) o tienen una dimensión horizontal de 0.020 pulgadas o mayor para arcos cuadrados o rectangulares, el clip es empujado hacia fuera por el arco y este comienza a ejercer fuerza sobre el alambre. La configuración arco/bracket se convierte en una configuración “activa”.

El clip de los brackets In-Ovation se abre desde la parte gingival hacia la zona incisal/oclusal. No es necesario ningún elemento específico para la apertura del clip (Fig. 6.3).



Figura 6.3. Bracket In-Ovation R (GAC, Denstplay).

1. Estudio Macroscópico:

Para realizar el estudio se utilizaron diferentes arcos en combinación con diferentes brackets y tubos para la obtención de los valores sobre resistencia al deslizamiento de los mismos. Estos fueron: 0.014 pulgadas de níquel-titanio austenítico (ANiTi), 0.019x0.025 pulgadas de acero (SS) y 0.021x0.025 pulgadas de acero (SS).

Los brackets utilizados fueron: In-Ovation R (GAC International, Bohemia, NY) con ranura 0.022" y -7° de torque, 0° de angulación y 0° de rotación; Smart Clip (3M Unitek, Monrovia, Calif) con ranura de 0.022" y -7° de torque, 0° de angulación y 0° de rotación; Damon 3MX (Ormco, Orange County, Calif) con ranura de 0.022" y -7° de torque, 2° de angulación y 0° de rotación (los 2° de angulación fueron compensados con el dial del dispositivo de simulación ortodóncico utilizado durante el proceso de investigación). Todos los brackets pertenecían al primer premolar superior derecho (Fig. 6.4). Los tubos utilizados eran procedentes de: GAC (GAC International, Bohemia, NY), 3M Unitek (3M Unitek, Monrovia, Calif) y Ormco (Ormco, Orange County,

Calif). Todos los tubos presentaban una ranura de 0.022 pulgadas, -14° de torque, 0° de angulación y 0° de rotación. Todos lo tubos utilizados en el estudio correspondían al primer molar superior derecho (Fig. 6.5).



Fig. 6.4. Brackets investigados en el presente estudio. 1. Bracket Smart-Clip (3M, UNITEK). 2. Bracket Damon 3MX (ORMCO). 3. Bracket In-Ovation R.



Fig. 6.5. Tubos investigados en el presente estudio. 1. Tubo Smart-Clip (3M, UNITEK). 2. Tubo Damon 3MX (ORMCO). 3. Tubo In-Ovation R.

Los valores friccionales cinéticos se midieron con la ayuda de un aparato de simulación ortodóncica unido a una Instron Mechanical Testing Machine, modelo #4206. Cada combinación de arco-tubo/arco-bracket fue testada 7 veces a diferentes angulaciones según la dirección de deslizamiento. Las angulaciones propuestas en el siguiente estudio de investigación fueron: 0° , 3° y 5° (Fig. 6.6).

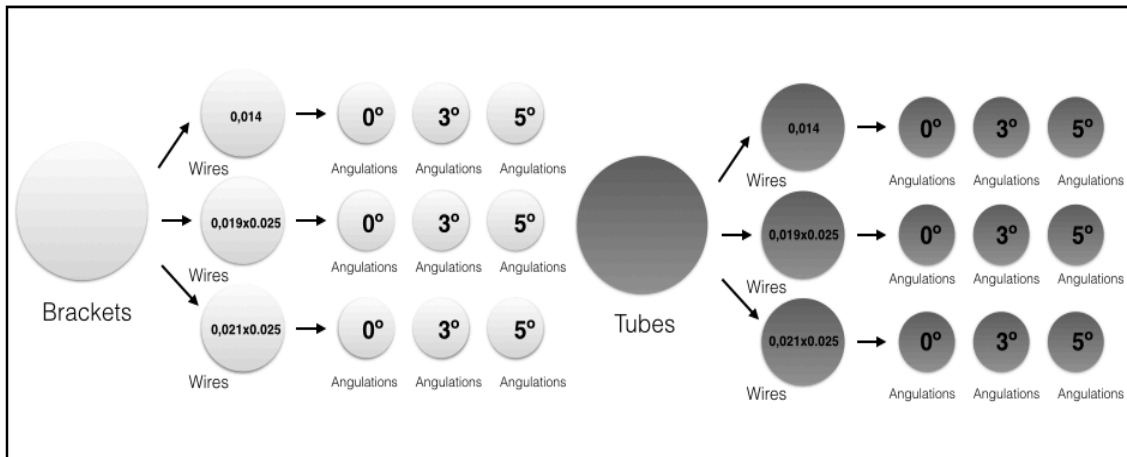


Fig. 6.6. Esquema de la presente investigación.

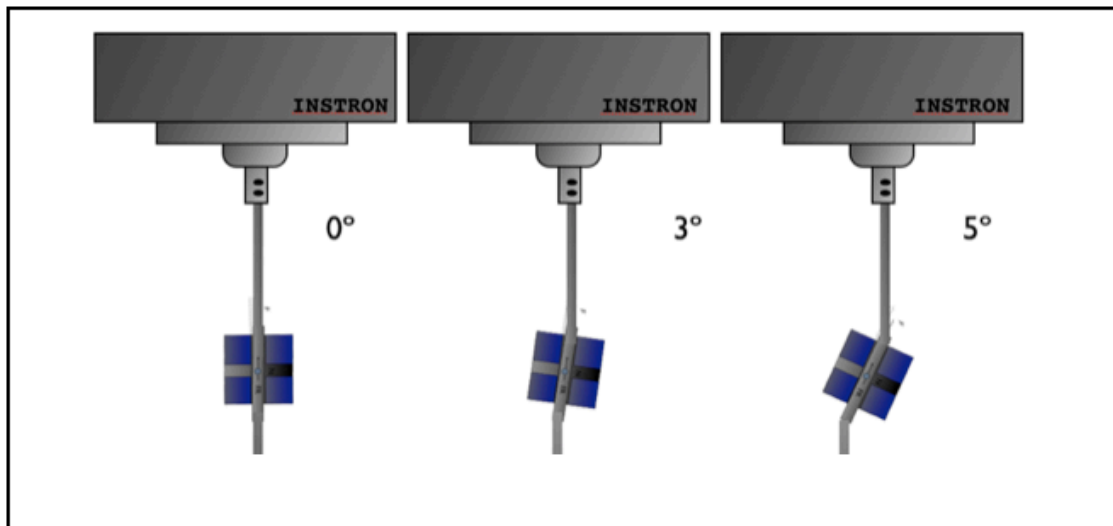


Fig. 6.7. Diagrama en el que se representa las modificaciones de segundo orden para los sistemas arco/bracket y arco/tubo.

El aparato de simulación descrito por Kussy y posteriormente por Stefanos *et al*¹³ (Fig. 6.7), consiste en una estructura especial montada en la base de una máquina de testado mecánico (modelo 4206, Instron, Canton, Mass). El aparato de simulación sostiene un aditamento para el posicionamiento de los tubos y brackets que a su vez va unido a un dial para controlar la angulación. El aparato de simulación de deslizamiento ortodóncico, modificado por Kussy Artículo^{5,6} fue utilizado para simular el uso clínico de los brackets ortodóncicos y registrar así la fricción cinética. El arco se suspendía de un dispositivo, que a su vez estaba conectado a la Instron Machine (Fig. 6.8).

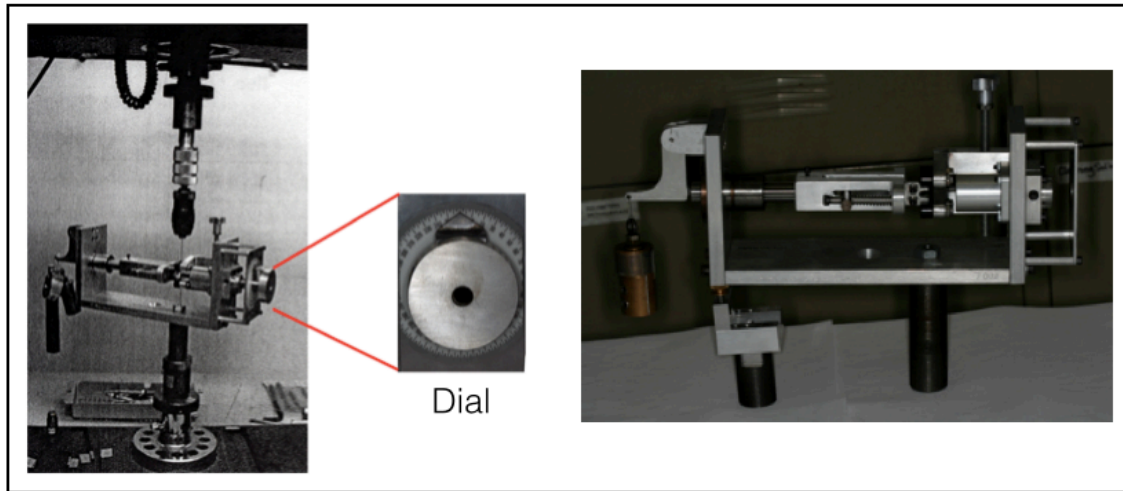


Fig. 6.8. Aparato de simulación de deslizamiento ortodóncico.

En este estudio el aparato de simulación ortodóncica fue modificado al propuesto inicialmente por Kussy al retirar una ligadura de 0.010-in de un pistón unido al dispositivo para transmitir una fuerza normal. Esta modificación fue debida a la utilización de tubos y brackets de autoligado, con los cuales la necesidad de ligado queda exenta.

El peso que transmitía el complejo del dispositivo sujetando el arco era reducido para minimizar el ruido durante la colección de la muestra.

Los tubos fueron cementados en la ranura del aparato de simulación. Inicialmente se ajustaron de manera pasiva a 0° de angulación (segundo orden) mediante el dial. Todos los tubos utilizados presentaban -14° de torque y 0° de angulación (segundo orden). Todos los valores de torque y angulación permanecieron ajustados y comprobados durante la recolección de la muestra. Los brackets utilizados presentaban -7° de torque y 0° de angulación excepto Damon 3MX que incluye 2° de angulación en su prescripción. Esta diferencia de angulación fue compensada mediante el dial del aparato de simulación.

Los arcos utilizados en combinación con los diferentes brackets y tubos para la obtención de la resistencia al deslizamiento fueron : 0.014" ANiTi, 0.019x0.025" SS y 0.021x0.025" SS. Durante el proceso de testado, tanto la parte transversal de la Instron como el dispositivo fijando el arco se elevaban hacia arriba, tirando del arco a través del tubo/bracket. Esta fuerza era monitorizada a través de una célula de carga (Instron) de

10 N y transmitida a un software de un ordenador (versión 2.0, Measure, National Instruments, Austin, Tex) que realizará las gráficas de fuerza versus distancias (Fig. 6.9).

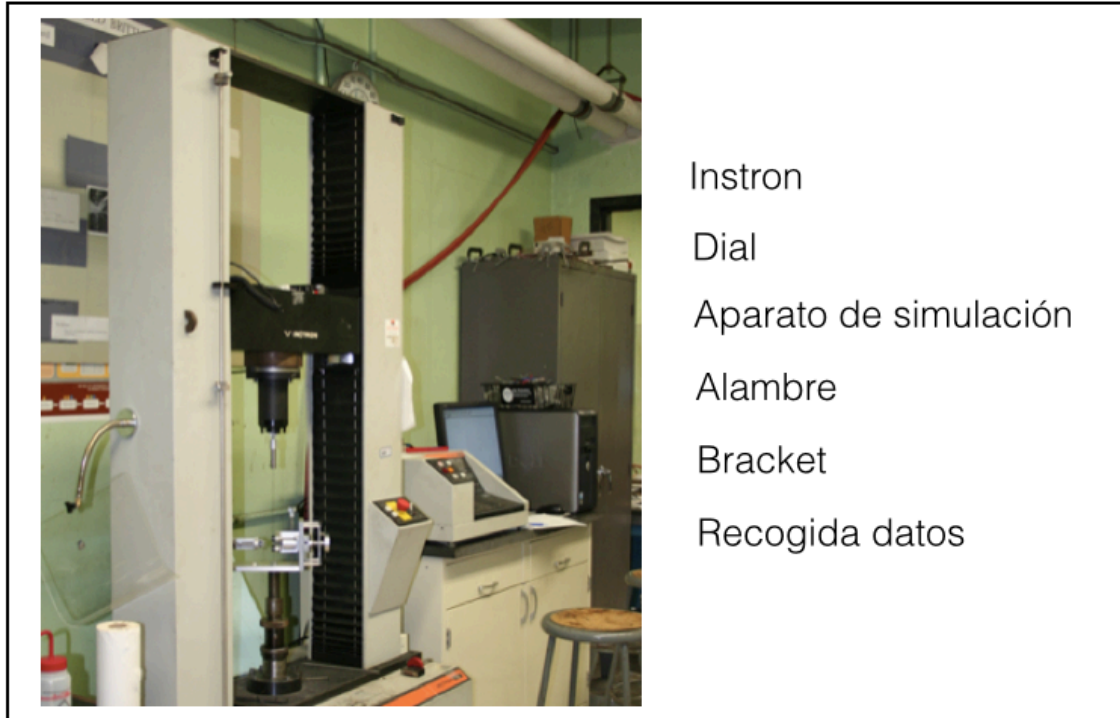


Fig. 6.9. Área del laboratorio (Escuela de ingeniería de la Universidad de Pennsylvania) en el que se llevó a cabo la investigación.

En el presente estudio se procedió a la utilización de tres tipos de brackets de autoligado (activo, dual y pasivo) de diferentes casas comerciales así como tres tubos procedentes de los mismos fabricantes.

Todas las combinaciones de arco-tubo/arco-bracket fueron limpiadas con 95% de etanol y aire comprimido antes de su evaluación. El proceso de investigación se llevó a cabo en estado seco y con una temperatura ambiente de 21°C. Cada test consistía en la evaluación de un tubo/bracket, un arco a 0°, 3° y 5° de angulación. Dos examinadores (J.G.B & P.K.) evaluaron el correcto posicionamiento de los tubos/brackets con la ayuda de una lupa de magnificación 10X.

La fuerza de desplazamiento necesaria para mantener el movimiento por debajo del punto inicial de desplazamiento fue promediada (se hizo la media) y registrada como fuerza friccional cinética. Cada arco fue desplazado a través de los tubos/brackets una distancia de 20 mm, a una velocidad de 1 cm/min para la determinación de la fricción

cinética. La muestra que se obtuvo fue a través de un ratio (o proporción) de 10 scans/min durante 2 min.

El test no paramétrico One Way ANOVA y el test de Kruskal Wallis fueron llevados a cabo a través de un software estadístico (versión 3.5, SigmaStat, Syt Software, Point Richmond, Calif). El nivel de significancia estadística fue establecido para $P < 0.05$.

La fuerza friccional estática fue medida en el incremento inicial o pico de fuerza necesario para iniciar el movimiento del arco a través del tubo. A este pico de fuerza se le denominó fricción estática. Una nueva combinación de tubo-arco fue utilizada para cada test. Cada test fue ejecutado siete veces (Fig. 6.10).

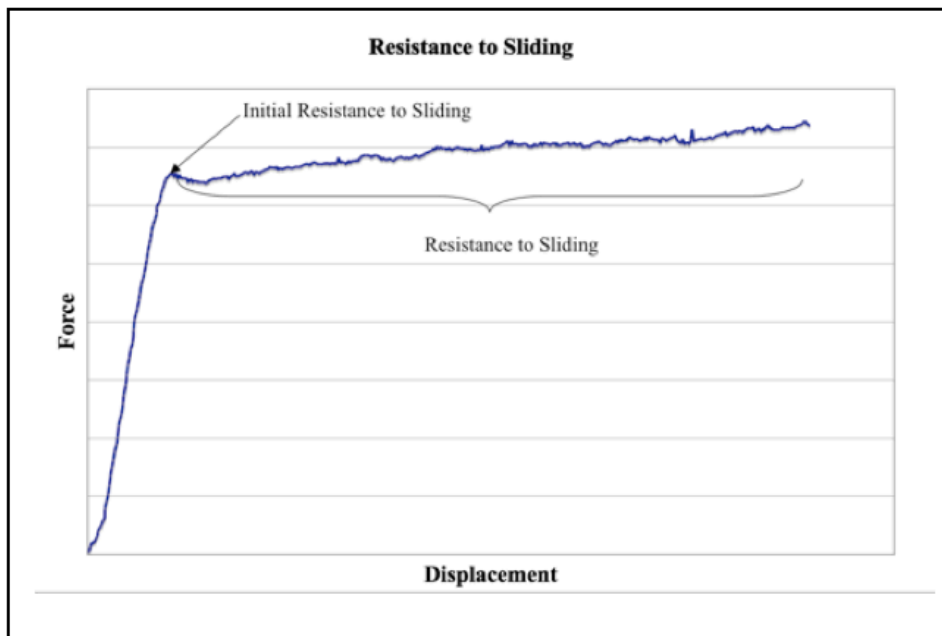


Fig. 6.10. Gráfica de la resistencia al deslizamiento. Eje horizontal: Desplazamiento. Eje vertical: Carga.

2. Estudio Microscópico:

El estudio microscópico de los brackets y tubos utilizados en la presente investigación, se realizará a través del Microscopio electrónico de barrido (SEM) (Fig. 6.11).

Este Microscopio utiliza un haz de electrones en lugar de un haz de luz para formar una imagen. Tiene una gran profundidad de campo, lo cual permite que se enfoque a la vez una gran parte de la muestra. También produce imágenes de alta resolución, que significa que características espacialmente cercanas en la muestra pueden ser examinadas a una alta magnificación. La preparación de las muestras es relativamente sencilla ya que la mayoría de las SEMs sólo requieren que estas sean conductoras.

En el microscopio electrónico de barrido la muestra generalmente es recubierta con una capa de carbón o una capa delgada de algún metal como el oro para darle propiedades conductoras a la muestra. Posteriormente es barrida con los electrones acelerados que viajan a través del cañón. Un detector mide la cantidad de electrones enviados que arroja la intensidad de la zona de muestra, siendo capaz de mostrar figuras en tres dimensiones, proyectados en una imagen de TV o una imagen digital. Su resolución se encuentra entre 4 y 20nm, dependiendo del microscopio. Permite obtener imágenes de gran resolución en materiales pétreos, metálicos y orgánicos. La luz se sustituye por un haz de electrones, las lentes por electroimanes y las muestras se hacen conductoras metalizando su superficie.



Fig. 6.11. Microscopio Electrónico de Barrido (SEM).

Para el presente estudio se realizaron imágenes perpendiculares a las respectivas ranuras de los brackets y tubos (Fig. 6.12 y 6.13). En un principio para poder obtener las imágenes se utilizó una pasta de carbono para poder sostener los diversos aditamentos ortodóncicos y así poder obtener las imágenes. Con esta técnica los resultados no fueron precisos ya que la pasta de carbono carecía de la suficiente fuerza para sostener los brackets y tubos en la posición determinada y realizar una imagen totalmente perpendicular a las ranuras. La perpendicularidad de las imágenes era indispensable para la posterior medida de sus dimensiones. Finalmente se utilizó una cinta adhesiva que permitió posicionar los aditamentos del modo deseado.

Una vez obtenidas las imágenes y procesadas a través del SEM obtuvimos las medidas de las diferentes paredes de las ranuras de los brackets y tubos.

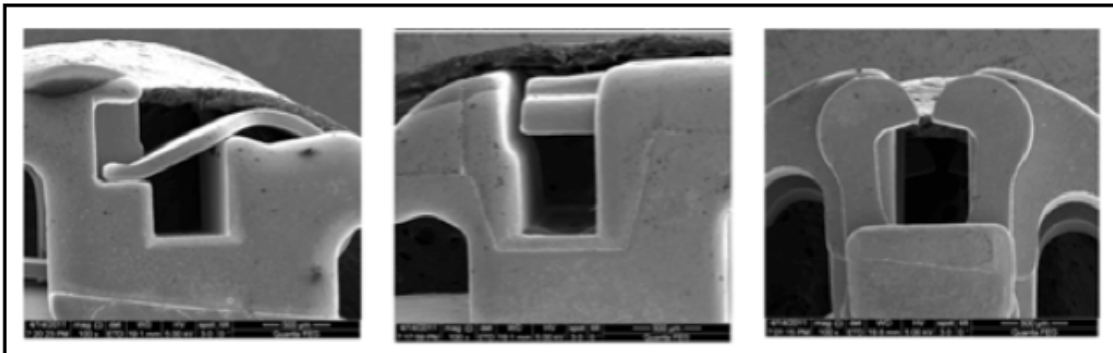


Fig. 6.12. Imagen SEM de los distintos brackets estudiados en el presente estudio (GAC, ORMCO, 3M UNITEK).

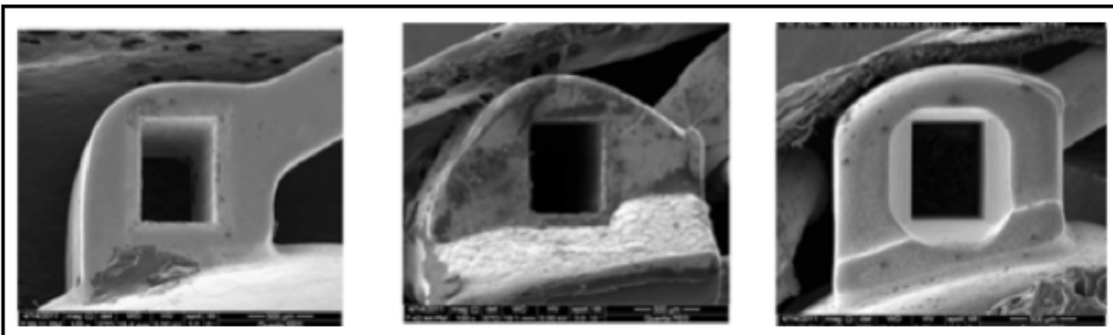


Fig. 6.13. Imagen SEM de los distintos tubos estudiados en el presente estudio (GAC, ORMCO, 3M UNITEK).

6.2. Variables investigadas

1. Los valores de la resistencia al deslizamiento entre las siguientes tres variables independientes: tubos, angulaciones de segundo orden y dimensiones de arco.
2. Los valores de la resistencia al deslizamiento entre las siguientes tres variables independientes: brackets de autoligado, angulaciones de segundo orden y dimensiones de arco.
3. Las dimensiones de las ranuras entre tubos y brackets de autoligado. Los hallazgos encontrados en el siguiente estudio sugerirán la diferencia existente en el control de movimientos, como torque, inclinación y angulación entre los sectores posteriores y anteriores de la aparatología existente hoy en día.

Cada experimento se llevará a cabo 7 veces para que los datos recogidos de la muestra sean fiables, reproducibles y así poder ser evaluados. El conocimiento de las características friccionales de los tubos y brackets de autoligado, las cuales son relevantes en los “clinical settings” en la ortodoncia moderna, permitirán al clínico poner en práctica nuestros descubrimientos en su trabajo del día a día.

6.3. Limitaciones

Las siguientes limitaciones deben ser reconocidas debido a que los estudios *in vitro* no representan situaciones *in vivo*. Las limitaciones de la presente investigación incluyen:

- a. Respuesta biológica de los dientes: En este estudio no se investiga la respuesta biológica de los dientes inducida por fuerzas ortodóncicas.
- b. Medio testado: Un medio *in vitro* no representa una situación *in vivo*. Factores como la saliva, placa bacteriana y factores oclusales no están considerados en el presente estudio de resistencia al deslizamiento de los distintos aditamentos ortodóncicos.

7. RESULTADOS

7.RESULTADOS

7.1. Resultados de los tubos.

Los valores friccionales cinéticos encontrados durante este estudio para todas las combinaciones tubos/arcos se muestran en la Tabla 1.

		TUBES					
		.014 ANiTi		.019x.025SS		.021x.025SS	
		RS (gr)	SD (gr)	RS (gr)	SD (gr)	RS (gr)	SD (gr)
GAC	0°	12,836	1,542	20,865	1,698	25,401	5,352
ORMCO	0°	31,161	5,579	94,346	20,865	227,248	25,491
UNITEK	0°	14,514	1,995	26,308	18,325	60,781	3,311
GAC	3°	25,401	4,671	476,314	43,136	1649,343	169,551
ORMCO	3°	35,833	5,579	466,291	39,144	606,449	31,978
UNITEK	3°	17,69	2,4584	588,306	77,155	2680,716	135,986
GAC	5°	38,555	6,667	1310,421	195,95	2547,316	221,896
ORMCO	5°	78,471	6,667	1396,604	48,307	2082,023	108,498
UNITEK	5°	29,936	5,352	1095,646	59,284	3361,101	151

Tabla 1: Valores friccionales Tubos/Arcos finales entre los distintos grosores de arcos, angulaciones y tipos de tubos.

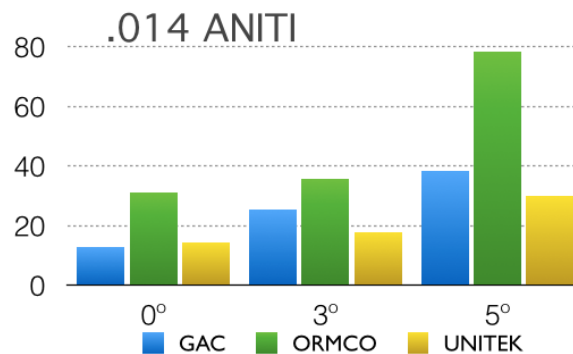
Para la obtención de los resultados anteriores se realizaron siete muestras con cada una de las combinaciones posibles entre los distintos tubos, grosores de alambres y angulaciones. A partir de las siete muestras de cada combinación se realizó una media para poder obtener una comparativa empírica entre las variables investigadas en el presente estudio (Véase ANEXO 1: *Resultados obtenidos de cada una de las siete muestras de cada combinación entre tubos, grosores de alambre y angulaciones*).

Cuando estudiamos el grosor del arco como la variable independiente para evaluar los distintos rangos de fricción cinética en los diferentes tubos y con las tres angulaciones de segundo orden, los resultados observados fueron los siguientes: los arcos de 0.021x0.025" SS muestran los valores de fricción cinética más elevados mientras que los arcos de 0.014" ANiTi muestran los valores más bajos.

Cuando utilizamos la angulación como variable independiente para evaluar el rango de resistencia al deslizamiento entre los distintos componentes del estudio se observó que: a 5° de angulación de segundo orden todos los tubos presentaban los valores más altos de resistencia al deslizamiento combinados con cada arco, mientras que a 0° de

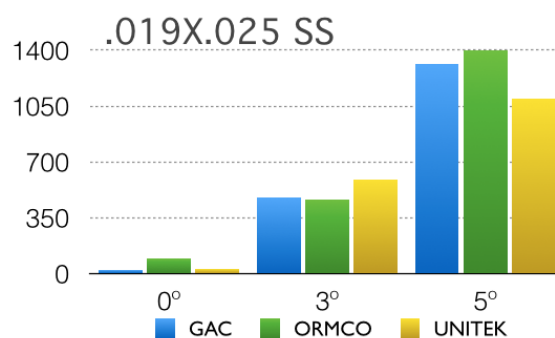
angulación lo contrario era cierto.

Cuando analizamos los tres tubos de las distintas casas comerciales en combinación con un arco de 0.014 ANiTi con las diferentes angulaciones de segundo orden, los resultados fueron los siguientes: para 0°, 3° y 5° combinados con un arco de 0.014” ANiTi el tubo de Ormco presenta los valores más elevados de resistencia al deslizamiento.



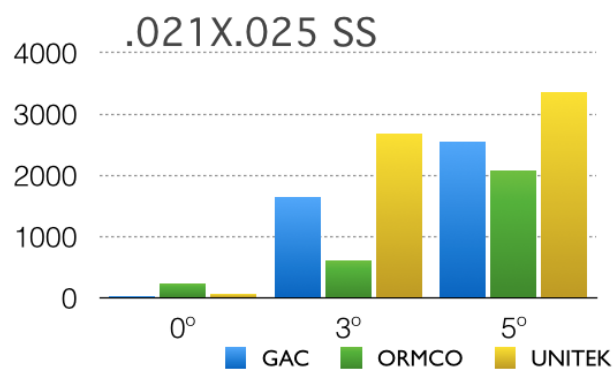
Gráfica 7.1. Valores friccionales: tubos GAC, ORMCO y UNITEK a 0°, 3° y 5° combinados con un arco de 0.014” ANiti

Cuando analizamos los tres tubos de las distintas casas comerciales en combinación con un arco de 0.019x0.025 SS con las diferentes angulaciones de segundo orden, los resultados fueron los siguientes: el tubo de Ormco presenta también valores friccionales más elevados, exceptuando la angulación de 3° de segundo orden, en la que el tubo de Unitek presenta los valores más elevados seguido del tubo de la GAC y finalizando con el tubo de la Ormco. Aún presentando valores friccionales mayores, estos resultados no son significativamente diferentes.

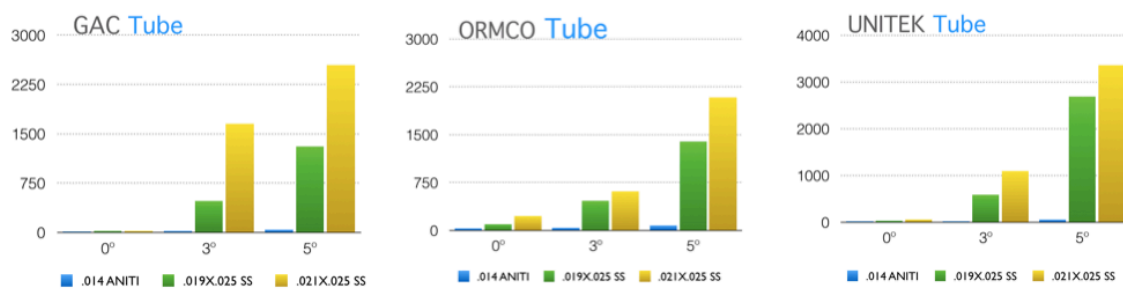


Gráfica 7.2. Valores friccionales: tubos GAC, ORMCO y UNITEK a 0°, 3° y 5° combinados con un arco de 0.019x0.025” SS.

Cuando analizamos los tres tubos de las distintas casas comerciales en combinación con un arco de 0.021x0.025 SS con las diferentes angulaciones de segundo orden, los resultados fueron los siguientes: para 0° el tubo de Ormco presenta los mayores valores de resistencia al deslizamiento. Para las angulaciones de 3° y 5° de segundo orden el tubo de Unitek sería el tubo con los resultados friccionales más elevados seguido del tubo de la GAC y finalmente el tubo de Ormco.



Gráfica 7.3. Valores friccionales: tubos GAC, ORMCO y UNITEK a 0°, 3° y 5° combinados con un arco de 0.021x0.025'' SS



Gráfica 7.4. Comparativa entre los tubos de GAC, ORMCO y UNITEK y las variables estudiadas en el presente estudio (angulaciones de segundo orden y diámetro de arco).

7.2.Resultados de los brackets

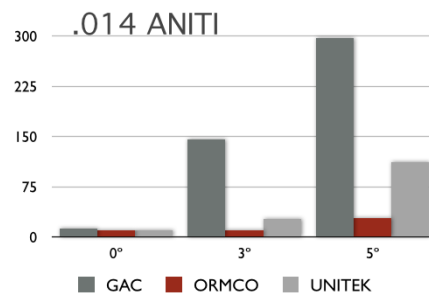
Los valores friccionales cinéticos encontrados durante este estudio para todas las combinaciones brackets/arcos se muestran en la Tabla 2.

		BRACKETS					
		.014 ANiTi		.019x.025SS		.021x.025SS	
		RS (gr)	SD (gr)	RS (gr)	SD (gr)	RS (gr)	SD (gr)
GAC	0°	13,263	4,898	1434,705	93,212	2839,654	146,736
ORMCO	0°	10,432	0,861	210,919	26,398	500,672	43,136
UNITEK	0°	10,886	1,542	1033,5	308,994	1433,4	57,923
GAC	3°	146,146	15,195	2355,039	76,928	3071,121	97,748
ORMCO	3°	10,568	1,995	850,027	45,177	2292,761	115,393
UNITEK	3°	27,351	10,024	1256,53	127,68	2879,842	164,653
GAC	5°	297,691	24,13	2853,262	111,855	3986,602	133,763
ORMCO	5°	28,621	4,671	2146,433	57,696	3141,11	225,933
UNITEK	5°	112,036	14,741	2576,844	87,225	3495,54	392,58

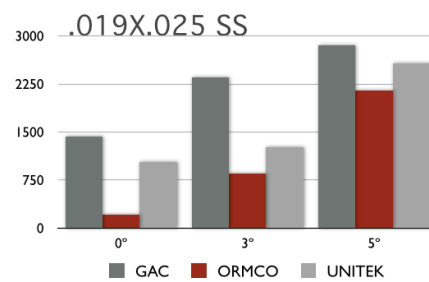
Tabla 2: Valores friccionales Brackets/Arcos finales entre los distintos grosores de arcos, angulaciones y tipos de brackets.

Para la obtención de los resultados anteriores se realizaron siete muestras con cada una de las combinaciones posibles entre los distintos tubos, grosores de alambres y angulaciones de las cuales se realizará una media para poder obtener una comparativa empírica entre las variables investigadas en el presente estudio (Véase ANEXO 2: Resultados obtenidos de cada una de las siete muestras de cada combinación entre tubos, grosores de alambre y angulaciones).

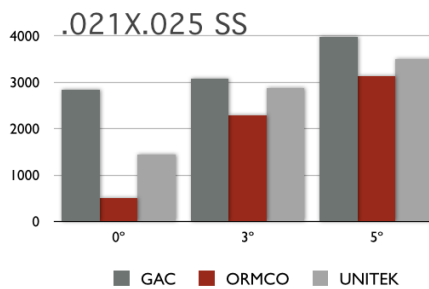
Cuando estudiamos el grosor del arco como la variable independiente para evaluar los distintos rangos de fricción cinética en los diferentes brackets y con las tres angulaciones de segundo orden, los resultados observados fueron los siguientes: los arcos de 0.021x0.025” SS muestran los valores de fricción cinética más elevados mientras que los arcos de 0.014” ANiTi muestran los valores más bajos.



Gráfica 7.5. Valores friccionales: brackets GAC, ORMCO y UNITEK a 0°, 3° y 5° combinados con un arco de 0.014'' ANiti.



Gráfica 7.6. Valores friccionales: brackets GAC, ORMCO y UNITEK a 0°, 3° y 5° combinados con un arco de 0.010x0.025'' SS.



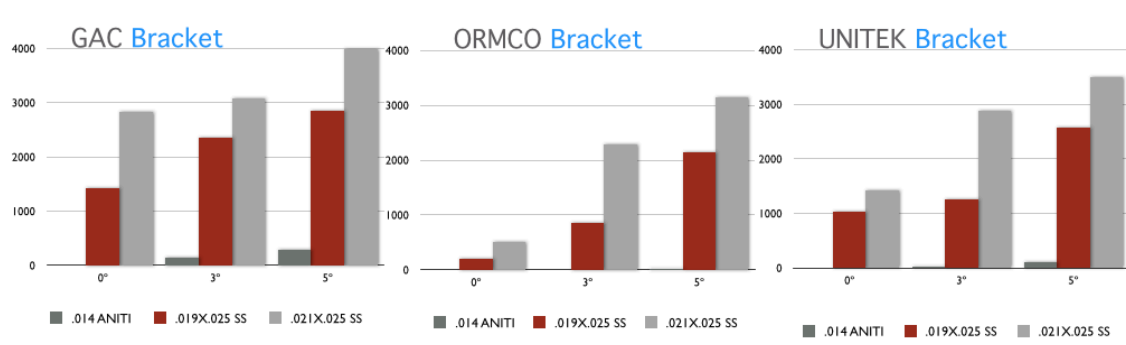
Gráfica 7.7. Valores friccionales: brackets GAC, ORMCO y UNITEK a 0°, 3° y 5° combinados con un arco de 0.010x0.025'' SS.

Cuando utilizamos la angulación como variable independiente para evaluar el rango de resistencia al deslizamiento entre los distintos componentes del estudio se observó que: a 5° de angulación de segundo orden todos los brackets presentaban los valores más altos de resistencia al deslizamiento combinados con cada arco, mientras que a 0° de angulación lo contrario era cierto.

Cuando analizamos los tres brackets de las distintas casas comerciales en

combinación con un arco de 0.014 ANiTi con las diferentes angulaciones de segundo orden, los resultados fueron los siguientes: para 0°, 3° y 5° combinados con un arco de 0.014” ANiTi el bracket de la GAC presenta los valores más elevados de resistencia al deslizamiento, seguido del bracket de la Unitek y por último el bracket de la Ormco con los menores valores. Cuando analizamos los tres brackets de las distintas casas comerciales en combinación con un arco de 0.019x0.025 SS con las diferentes angulaciones de segundo orden, los resultados fueron los siguientes: el bracket de la GAC presenta también valores friccionales más elevados seguido de el bracket de la Unitek y por último el bracket de la Ormco.

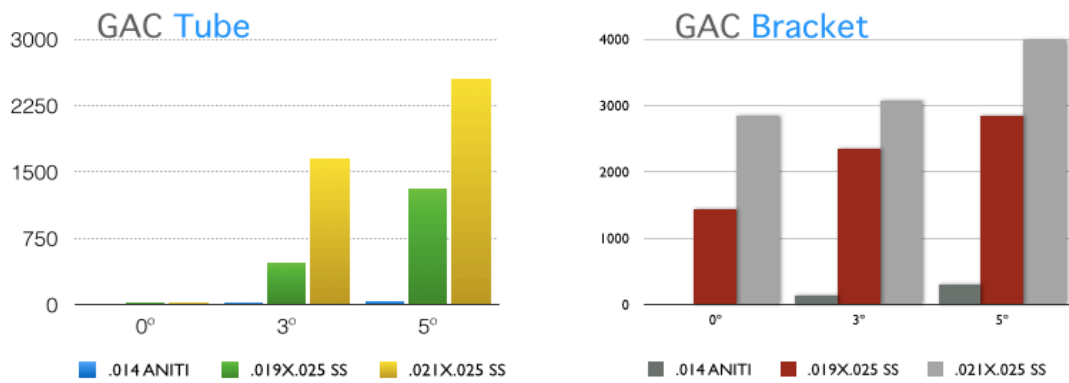
Cuando analizamos los tres brackets de las distintas casas comerciales en combinación con un arco de 0.021x0.025 SS con las diferentes angulaciones de segundo orden, los resultados fueron los siguientes: los valores mas altos de resistencia al deslizamiento fueron presentados por el bracket de la GAC seguido del bracket de la Unitek y por último el bracket de la Ormco.



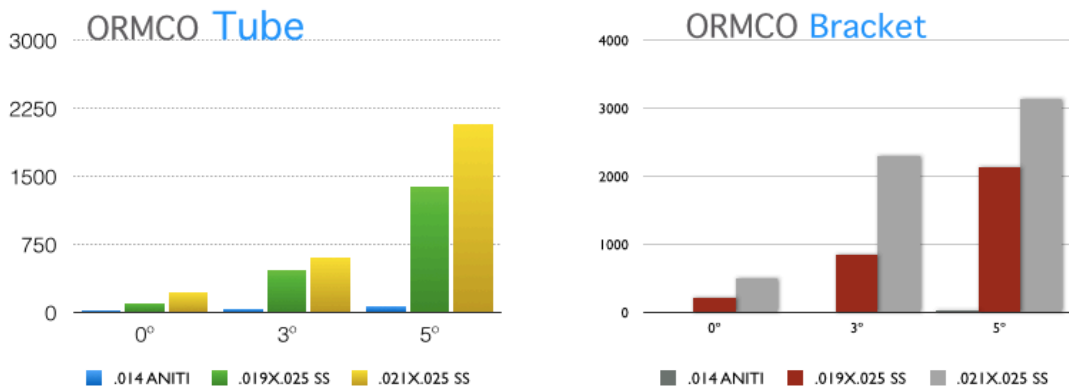
Gráfica 7.8. Comparativa entre los brackets de GAC, ORMCO y UNITEK y las variables estudiadas en el presente estudio (angulaciones de segundo orden y diámetro de arco).

7.3.Resultadoscomparativos entre brackets y tubos

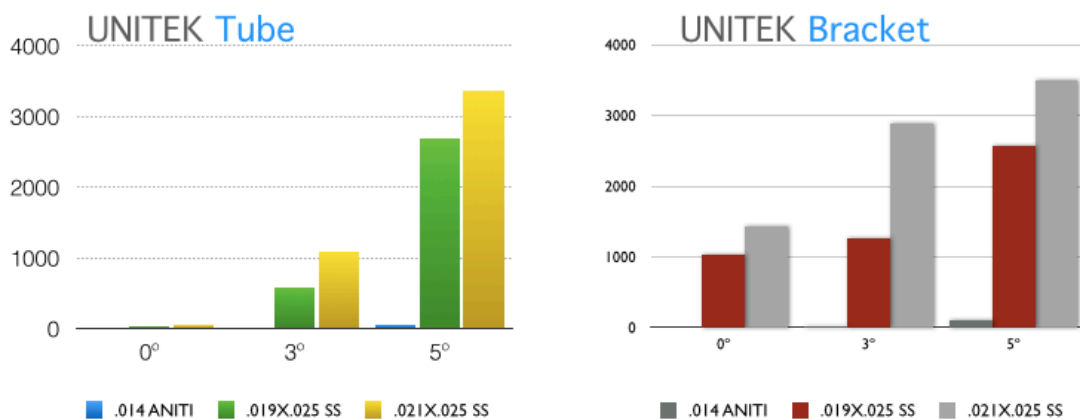
Una vez expuestos los resultados obtenidos tanto de los brackets como de los tubos, este apartado consistirá en una comparativa objetiva de los mismos.



Gráfica 7.9. Comparativa entre los tubos y brackets de GAC y las variables estudiadas en el presente estudio (angulaciones de segundo orden y diámetro de arco).



Gráfica 7.10. Comparativa entre los tubos y brackets de ORMCO y las variables estudiadas en el presente estudio (angulaciones de segundo orden y diámetro de arco).



Gráfica 7.11. Comparativa entre los tubos y brackets de UNITEK y las variables estudiadas en el presente estudio (angulaciones de segundo orden y diámetro de arco).

Cuando estudiamos el grosor del arco como la variable independiente para evaluar los distintos rangos de fricción cinética entre los diferentes brackets y tubos con las tres angulaciones de segundo orden, los resultados observados fueron los siguientes: los arcos de 0.021x0.025” SS muestran los valores de fricción cinética más elevados tanto para brackets como para tubos, pero los valores friccionales obtenidos de todos los brackets superan al de los tubos.

Cuando utilizamos la angulación como variable independiente para evaluar el rango de resistencia al deslizamiento entre los distintos componentes del estudio se observó que: a medida que aumenta la angulación con los diferentes arcos, tanto tubos como brackets aumentan su resistencia al deslizamiento. A su vez es cierto que, los brackets de las distintas casas comerciales presentan valores friccionales mayores que los obtenidos de los tubos.

Los tubos de las distintas casas comerciales al ser combinados con los diferentes grosores de arcos y las angulaciones de segundo orden presentan unos valores friccionales cinéticos menores que los brackets estudiados bajo las mismas condiciones.

7.4. Resultados de la Microscopía Electrónica

Una vez obtenidas las imágenes con microscopía electrónica se procedió a realizar las mediciones de las distintas paredes de los brackets y de los tubos, para poder así realizar una comparación con sus respectivos valores nominales, proporcionados por cada una de las casas comerciales.

A. Resultados de los brackets con microscopía electrónica:

El bracket de la GAC presenta unas mediciones iguales que las proporcionadas a través de su casa comercial. La pared gingival mide 0.019 pulgadas, la oclusal 0.028 pulgadas y la pared perpendicular a las citadas anteriormente es de 0.022 pulgadas.

El bracket de la Ormco presenta unas mediciones que no se corresponden a los valores nominales citados por su respectiva casa comercial. Así, las paredes gingival y oclusal presentan unas dimensiones de 0.030 pulgadas y la pared bucal y lingual son de 0.023 pulgadas.

El bracket de la casa comercial Unitek presenta unas mediciones iguales que las obtenidas con microscopía electrónica de barrido. La pared gingival y oclusal es de 0.028 pulgadas y la pared vestibular y lingual es de 0.022 pulgadas (Fig. 7.1).

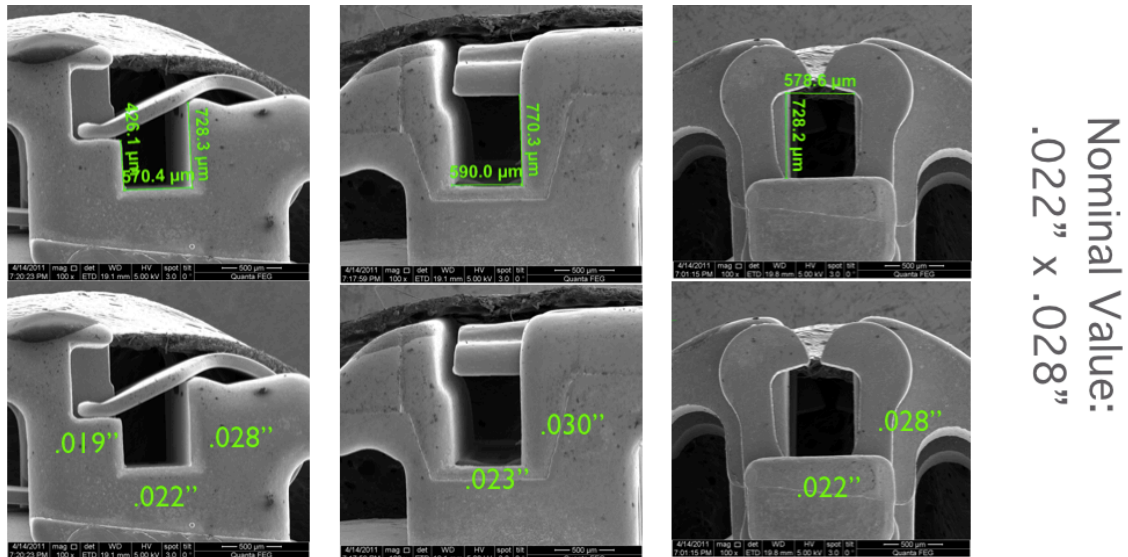


Fig. 7.1. Imágenes SEM de los brackets In Ovation (GAC), Damon 3MX (Ormco) y SmartClip (Unitek). Medidas obtenidas en micrómetros y convertidas en pulgadas.

B.Resultados de los tubos con microscopía electrónica:

El tubo de la GAC presenta unas dimensiones con microscopía electrónica que no se corresponden con sus valores nominales. Presenta unas medidas de 0.031 pulgadas para las paredes oclusal y gingival y de 0.023 pulgadas para las paredes vestibular y lingual. Los valores nominales que presenta la casa comercial para este aditamento ortodóncico son de 0.022x0.028”.

El tubo de la Ormco presenta las mismas dimensiones bajo microscopía electrónica de barrido que los valores dados por la casa comercial. Estos serían de 0.028 pulgadas para las paredes oclusal y gingival y 0.022 pulgadas para las paredes vestibular y lingual/palatina.

El tubo de la casa comercial 3M Unitek, al igual que el tubo de la GAC, presenta unas dimensiones que no se corresponden a sus valores nominales. Así bajo las mediciones de la microscopía electrónica de barrido, las paredes gingival y oclusal son de 0.032 pulgadas y las paredes vestibular y lingual son de 0.024 pulgadas. El valor

nominal que presenta este tubo es de 0.022x0.028 pulgadas (Fig. 7.2).

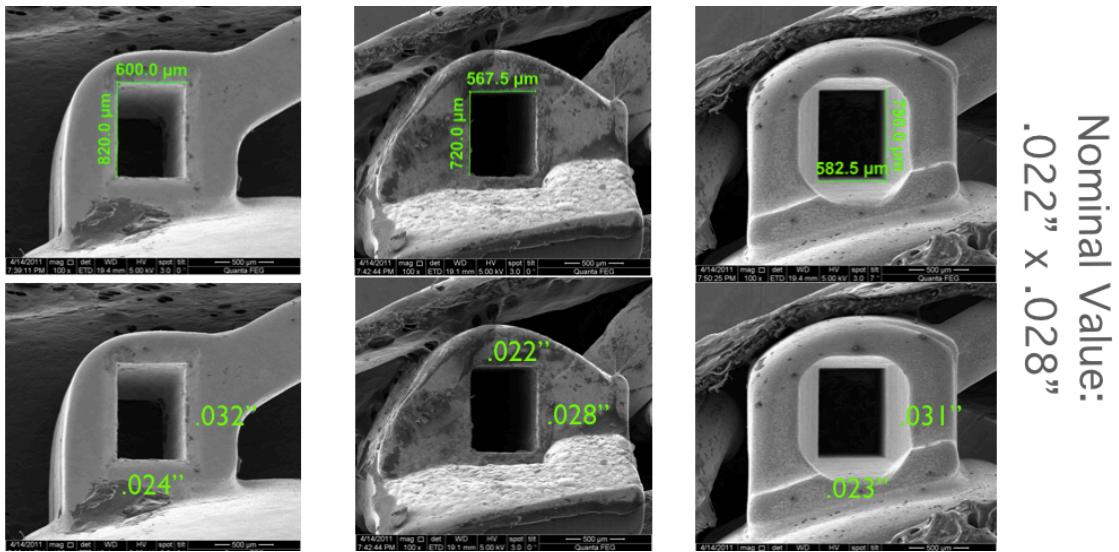


Fig. 7.2. Imágenes SEM de los tubos GAC, Ormco y Unitek. Medidas obtenidas en micrómetros y convertidas en pulgadas.

8. DISCUSIÓN

8.DISCUSIÓN

En el presente estudio de investigación *in vitro* han sido testados tres brackets de autoligado y tres tubos correspondientes a los mismos sistemas de brackets para poder así obtener una comparativa, no solo entre los diferentes sistemas ortodóncicos sino también entre el funcionamiento de los distintos aditamentos dentro de un mismo sistema ortodóncico.

Se trata de un estudio *in vitro*, ya que una comparativa de los distintos aditamentos y sistemas de manera *in vivo*, aunque necesario, resulta de menor fiabilidad debido a la gran cantidad de criterios de exclusión que presentan este tipo de estudios^{122,123}. Anteriormente se utilizó el mismo dispositivo de evaluación de la resistencia al deslizamiento por Kusy^{2,5} en el que se obtuvieron resultados representativos así como valores que, sin duda, ayudaron a la comprensión de los materiales ortodóncicos utilizados hoy en día.

8.1.Elección de los aditamentos testados

En el presente estudio se evaluaron tres brackets de autoligado y tres tubos correspondientes a los mismos sistemas ortodóncicos de los brackets escogidos. La elección de estos aditamentos se debe a que son los brackets de autoligado más consumidos por los ortodoncistas y además dentro de la familia del autoligado se ha querido incluir brackets pasivos como el Damon 3MX (Ormco), activos como el In-Ovation (Dentsply) y de autoligado interactivo como denominan al bracket Smartclip (3M, Unitek).

Este estudio ha sido basado en brackets de autoligado y no convencionales debido a un estudio del 2010¹³⁴ en el que se realiza una encuesta a los residentes de distintos programas de ortodoncia de los Estados Unidos. En este artículo y ante la pregunta de si utilizarán brackets de autoligado una vez finalicen el programa de postgrado e inicien su práctica privada, el 63,04% contestan que sí, el 4,35% contestan que no, tal vez fue contestado por el 30,43% y el 2,17% respondieron que no estaban seguros. Este estudio da a entender que ya en el 2009 existiese la posibilidad de que un 93,47% de los ortodoncistas estadounidenses fueran a utilizar brackets de autoligado.

El hecho de que estos tres tipos de brackets hayan sido utilizados en diversos artículos para la evaluación de la resistencia al deslizamiento nos ha permitido obtener

una comparativa de los resultados obtenidos en la actual investigación. Cuando analizamos los tres brackets de las distintas casas comerciales en combinación con un arco de 0.019x0.025 SS con las diferentes angulaciones de segundo orden, los resultados fueron los siguientes: el bracket de la GAC presenta también valores friccionales más elevados seguidos del bracket de la Unitek y por último el bracket de la Ormco. Estos resultados nos indican que el bracket de la GAC, al ser un bracket que presenta un clip activo de cromo-cobalto (y flexible) con alambres de mayor grosor, el sistema empieza a generar valores friccionales, que en el presente estudio serán más elevados que cuando nos referimos a los otros dos brackets pasivos testados. Cuando analizamos los tres brackets de las distintas casas comerciales en combinación con un arco de 0.021x0.025 SS con las diferentes angulaciones de segundo orden, los resultados fueron los siguientes: los valores más altos de resistencia al deslizamiento fueron presentados por el bracket de la GAC seguido del bracket de la Unitek y por último el bracket de la Ormco. En esta ocasión lo mismo ocurre que con el alambre de 0.019x0.025 SS. El clip activo del bracket de la GAC presenta valores friccionales mayores que el resto de los brackets testados.

Así, en septiembre del 2015, A. Pasha y colaboradores¹¹⁸ realizaron un estudio con brackets convencionales y de autoligado (todos los brackets utilizados eran de la compañía 3M Unitek) demostrando que los aditamentos de autoligado presentan una menor resistencia al deslizamiento al ser utilizados con los mismos alambres del presente estudio 0.014” Niti y 0.019x0.025” SS. S. Holtmann y cols¹¹⁹ en 2014 presentan su estudio confirmando una mayor resistencia al deslizamiento en brackets convencionales con ligaduras elásticas y una respuesta similar en niveles friccionales al comparar brackets de autoligado (Speed, smartclip, American Orthodontics) con brackets convencionales combinados con ligaduras metálicas. Este artículo, aún en sintonía con gran número de artículos publicados, presentan variables como la diferencia en el tamaño de ranura entre los brackets convencionales y de autoligado testados que hace que los valores obtenidos no sean fiables. Alexandra Szczupakowski en 2016¹²⁰ evalúa y compara brackets convencionales con distintos tipos de ligado (elastómeros, ligaduras metálicas y ligaduras Slide) con brackets de autoligado activos y pasivos (Carriere SL, Class One; Clarity™ SL, 3M Unitek; Damon3, Ormco; In-Ovation® C, GAC; Speed Appliance, Speed System™; QuicKlear®, Forestadent®), el estudio se realiza en un modelo similar al de Frasaco

realizado en resina. En este estudio se obtienen resultados similares a los nuestros con respecto a los brackets de autoligado pasivos y activos combinados con alambres rectangulares. De este modo se confirman los resultados en los que se obtienen valores friccionales mayores en los brackets de autoligado activo cuando son combinados con arcos rectangulares que en los brackets de autoligado pasivo.

Fansa y cols¹²¹ en su artículo de efectividad en la fase de alineado concluyen que no existe diferencia significativa en la resistencia al deslizamiento entre nueve tipos de brackets de autoligado (Forestadent-Quick, en sus variantes activas y pasivas, Dentsply GAC In-Ovation, adenta TIME, Ormco Damon 2 y Damon 3MX, UP-Dental Opal-M y Opal-2, Strite SPEED) y un tipo de bracket convencional (Dentaurum discovery). Con respecto a estas conclusiones y a los resultados obtenidos en el presente artículo, es de gran importancia mencionar que ante el modelo de Fansa (2014)¹²⁰ en el que se usa un aparato de simulación ortodóncica con apiñamiento, todos los tests, independientemente de que los brackets sean activos, pasivos o convencionales con distintos tipos de ligado, se vuelven “activos” por la configuración testada en su experimento. Esto es lo que nos lleva a la conclusión que en sus resultados no exista diferencia significativa en los valores ofrecidos empíricamente y que los diferencia de estudios mencionados con anterioridad^{118,119,120} y con el presente estudio.

Otros estudios *in vitro* como en 2015¹¹⁸ indican que los brackets de autoligado de acero son los que presentan los menores valores friccionales con respecto al resto de materiales y brackets convencionales. Este tipo de estudios han sido confirmados por otros cuyos resultados concluyen que los brackets de acero presentan valores friccionales más bajos como el realizado por Patten DH y cols¹³² en el que además concluyen que los brackets cerámicos junto con alambres de Nitinol y saliva incrementan la resistencia friccional estática.

Existen también estudios *in vivo* como el realizado por David L. Turpin¹²² en el que realizan comparativas entre brackets convencionales y de autoligado. En este estudio dos profesionales comparan dos grupos de pacientes tratados por ellos en sus clínicas privadas. En este estudio se concluye que la muestra de sujetos era pequeña y que la falta de datos objetivos hace que el estudio no presente evidencia científica. En 2014, G. Songra y cols.¹²³, realizan otro estudio *in vivo* con cien adolescentes, con extracciones de cuatro premolares, en el que se hizo el seguimiento completo de noventa y ocho de los sujetos (brackets convencionales n= 37; brackets de autoligado pasivo n= 41;

brackets de autoligado activo n= 37). En este estudio concluyeron que los sujetos con brackets convencionales finalizaban más rápido que el resto de los casos y que en la fase de cierre de espacios ninguno de los tres tipos de brackets presentaba diferencias significativas. En este estudio *in vivo* además de la clasificación por edad y por plano mandibular no se introdujeron más criterios de inclusión o exclusión lo que hace difícil de tratar el estudio con la evidencia científica necesaria. La cantidad de parámetros y factores biológicos diferentes y existentes en cada ser humano hacen que la comparativa de los valores friccionales de los distintos tipos de brackets a través de estudios *in vivo* sea de gran complejidad a la hora de obtener valores objetivos y certeros. Al contrario que en el presente estudio y al tratarse de una investigación *in vitro* todos los valores son objetivos con resultados empíricos.

La elección de los aditamentos de los sectores posteriores (tubos) ha sido debida a que se corresponden con los brackets escogidos y pertenecen al mismo sistema ortodóncico que los mismos. En la actualidad no existen estudios *in vitro* de tubos individualmente, ello puede ser posible a un menor interés de los mismos por las casa comerciales. Así pues, se encuentran estudios en los que se evalúa la resistencia al deslizamiento de manera global^{28,29} pero no individual como en el presente estudio. Esta ausencia de estudios *in vitro* ante los aditamentos de los sectores posteriores implica un desconocimiento sobre la resistencia al deslizamiento sobre los aparatos ortodóncicos utilizados a día de hoy.

Los resultados obtenidos en el presente estudio de investigación cuando el complejo tubo-arco era combinado con diferentes angulaciones presenta diferencias significativas en las fuerzas friccionales cinéticas que seguía la misma tendencia descrita por Articulo y Kusy⁵ en 1999. El componente de deformación elástica toma importancia con el incremento de las angulaciones de Segundo orden. El ángulo de contacto, como componente aditivo al proceso de la fricción, sigue el principio de superposición. En la literatura, el concepto de deformación elástica ha sido descrito como el punto en el que ocurre una interferencia entre el arco y el tubo/bracket a un determinado valor del ángulo crítico. La deformación elástica incrementará si el ángulo crítico es mayor que el ángulo de contacto. Como consecuencia inmediata, la resistencia al deslizamiento incrementará debido a este fenómeno^{24,27}. La manifestación final de la deformación elástica es la deformación plástica. Esto ocurre cuando la angulación de Segundo orden de un arco con respecto a un bracket (o en este caso, tubo) es mayor que la delimitación

existente entre deformación elástica y plástica, es decir, una angulación de Segundo orden en la que la deformación elástica finaliza y comienza la deformación plástica²⁶.

Los resultados que aparecen en el presente estudio concluyen mayores rangos de valores friccionales cinéticos cuando se utilizan arcos de mayores dimensiones, estos resultados son similares y están en concordancia con los propuestos por Thorenston y Kusy en brackets¹⁴. En su estudio con diferentes tipos de brackets, las dimensiones de los arcos y las angulaciones de segundo orden influían en un aumento de valores friccionales (los gráficos representan los incrementos de los valores de la resistencia al deslizamiento desde 0.014" ANiTi a 0.019x0.025" SS). Huang *et al* describe como factor relevante y de gran influencia en los valores friccionales el juego del bracket-tubo en la ranura en lugar del método de ligado.

Los resultados obtenidos para los tubos combinados con un arco de 0.014" ANiTi muestran que el tubo de Ormco presenta los valores friccionales cinéticos más elevados para todas las angulaciones de Segundo orden comparado con los tubos de la GAC y Unitek. A pesar de la cantidad de juego presente durante la combinación de los tubos con las distintas dimensiones de arcos, se observan rangos de resistencia al deslizamiento constantes. Cuando combinamos los tubos con un arco de 0.019x0.025" SS y las distintas angulaciones de segundo orden, el tubo de Ormco presenta los valores más altos para las angulaciones de 0° y 5°. Al mismo tiempo, no se encuentra una diferencia significativa entre los tubos de Ormco y Unitek a 5°. El tubo de Unitek presenta los valores más elevados de resistencia al deslizamiento a 3°. A esta angulación de segundo orden, los tubos de Ormco y GAC no muestran una diferencia significativa entre ellos. Cuando los tubos fueron combinados con un arco de 0.021x0.025" SS, el tubo de Ormco obtenía los resultados friccionales más elevados a 0° y 5° de angulación, mientras el tubo de la GAC mostraba los valores más bajos. A 3° de angulación de segundo orden para este último arco, el tubo de Unitek mostraba los valores cinéticos más altos seguido del tubo de Ormco y el tubo de la GAC. En los tratamientos de ortodoncia, cuando utilizamos arcos de 0.019x0.025" SS o 0.021x0.025" SS, todas las angulaciones de segundo orden deben estar corregidas para que la inserción del arco en las ranuras de los brackets y tubos sea posible. Teniendo en cuenta esta aclaración, a 0° de angulación el tubo que presenta los valores friccionales más elevados es el tubo de Ormco mientras que el tubo de la GAC muestra los valores más bajos. Las dimensiones de las ranuras de los tubos presentes en este estudio podrían ser un factor que explicaran

los resultados obtenidos, ya que las dimensiones de la ranura del tubo de la GAC son mayores que las que presenta el tubo de la Ormco.

Para que tenga lugar el movimiento dentario a través de la ortodoncia, la resistencia al deslizamiento por causa de las combinaciones bracket/arco o tubo/arco así como las interrelaciones biológicas deben ser superadas. Algunos de los componentes biológicos son: hueso alveolar, ligamento periodontal, actividad muscular y remodelación ósea³⁰. Estas variables biológicas difieren de paciente a paciente y no son fáciles de medir ni comparar.

8.2. Elección de los arcos testados

En la presente investigación se utilizaron tres tipos de arcos de diferentes aleaciones y grosores. Arco de 0.014" NiTi, 0.019x0.025" SS y 0.021x0.025" SS. La elección de este tipo de arcos fue debido a su importancia clínica debido a la frecuencia de utilización del arco 0.014" NiTi en las primeras fases de los tratamientos de ortodoncia (fase de alineación y nivelación) y de los arcos 0.019x0.025" SS y 0.021x0.025" SS en fases intermedias y finales de tratamientos ortodóncicos (fase de trabajo y fase de detallado) para la mayor obtención posible de expresión de los brackets y tubos utilizados y escogidos por los propios ortodoncistas en su práctica diaria.

Los resultados que aparecen en el presente estudio concluyen mayores rangos de valores friccionales cinéticos cuando se utilizan arcos de mayores dimensiones, estos resultados son similares y están en concordancia con los propuestos por Thoreston y Kusy en brackets¹⁴. En su estudio con diferentes tipos de brackets, las dimensiones de los arcos y las angulaciones de segundo orden influían en un aumento de valores friccionales (incrementos de los valores de la resistencia al deslizamiento desde 0.014" ANiTi a 0.019x0.025" SS).

Cuando estudiamos el grosor del arco como la variable independiente para evaluar los distintos rangos de fricción cinética en los diferentes brackets y con las tres angulaciones de segundo orden, los resultados observados fueron los siguientes: los arcos de 0.021x0.025" SS muestran los valores de fricción cinética más elevados mientras que los arcos de 0.014" ANiTi muestran los valores más bajos. Estos resultados pudiendo ser lógicos quedan comprobados y confirmados en este artículo

además de en otros estudios cuya variable, grosor del alambre, ha sido estudiada con anterioridad (Andreasen y Quevedo¹⁰⁵, 1970; Riley *et al*⁹⁷, 1979, Drescher *et al*¹³, 1989; Angolkar *et al*⁶⁹, 1990; Kapila *et al*⁷¹, 1990; Tanne *et al*¹⁰⁶, 1991; Sims *et al*¹⁰⁴, 1993; Downing *et al*⁷³, 1994; Ogata *et al*¹⁵, 1996).

Este tipo de arcos han sido utilizados en numerosos artículos *in vitro* para evaluar la resistencia al deslizamiento de los mismos lo que nos ha permitido realizar comparativas con los mismos. Así en 1989 Dieter Drescher¹²⁴, en un estudio en el que evaluaron las fuerzas friccionales entre distintos brackets y diferentes alambres concluyeron que los factores que influían de mayor a menor en los valores friccionales eran: la rugosidad de las superficies, el tamaño de los alambres (dimensión vertical de los mismos), la anchura del brackets y las propiedades elásticas de los arcos. Estos resultados confirman con el presente estudio que la sección de los arcos es un factor de gran importancia en cuanto a valores friccionales se refiere. Cuanto mayor es la sección de alambre utilizado, mayor es la resistencia al deslizamiento que se produce entre el complejo bracket-arco.

En el mismo año que D. Drescher, el autor D.C. Tidy¹²⁵ publicó un artículo en el que concluía que las dimensiones de los arcos y el tamaño de las ranuras de los brackets ejercían un ligero efecto en los valores friccionales, mientras que era la composición de los alambres lo que producía un mayor efecto en los valores friccionales, así y según sus resultados los arcos de Nitinol y TMA (Beta-Titanium) producen fuerzas friccionales mayores que los arcos de acero. Estos resultados fueron confirmados por Pratten D.H.¹³² y por S. Kapila en 1990¹²⁶ en su estudio en el que concluye que los arcos de Beta-Titanium y Nitinol presentan valores friccionales mayores que los arcos con aleaciones de acero y cromo-cobalto en la mayoría de los distintos tamaños de los arcos. Kapila en su artículo también concluye y confirma con D. Drescher¹²⁴ que las combinaciones de tamaño y aleación de los arcos con brackets de menor anchura producen resultados friccionales menores. Estos resultados son contrarestandos con las conclusiones obtenidas por Hussain N.¹³⁰ en 2011 en las que sostiene que los brackets de menor anchura producen mayores fuerzas friccionales pero en el que confirma al igual que los demás autores que a mayor sección de arco mayor resistencia al deslizamiento.

Ante los hallazgos de Hussain N.¹³⁰ cabe pensar en la existencia de algún criterio de exclusión equivocado ya que desde 1980 (Frank CA y Nikolai RJ¹³¹) ya concluían que la anchura del brackets y el método de ligado eran primordiales para los estudios

friccionales y concluyendo que a menor anchura menores fuerzas friccionales. También añaden que la forma y rigidez y aleación del alambre influían como parámetros esenciales en la obtención de mayor o menor resistencia al deslizamiento entre el complejo bracket-arco.

Randall. H. Ogata¹²⁷ en su investigación confirma los resultados encontrados en el presente estudio concluyendo que los valores friccionales aumentan al incrementar el tamaño de los alambres. Otros autores como Garner *et al* (1986)⁷⁰, Drescher *et al* (1989)¹³, Kapila *et al* (1990)⁷¹, Prosoki *et al* (1991)⁷², Downing *et al* (1994)⁷³, Ho and West (1995)⁷⁴, and Vaughn *et al* (1995)¹⁴ también confirman los resultados anteriores con sus investigaciones. Las aleaciones de los arcos de acero, cromo-cobalto, níquel-titanio y beta-titanio presentan características de asperezas en sus superficies que se creía que incrementaban los valores friccionales (Garner *et al*, 1986)⁷⁰. Sin embargo, Prosoki *et al* (1991)⁷² determinaron que no existía correlación entre las asperezas de superficie de los arcos y los valores de resistencia friccionales. Kusy y Whitley (1990)⁷⁵ añaden que sentían que las asperezas de superficie no estaban relacionadas necesariamente con el coeficiente de fricción. Lo que fue sugerido es que otras variables, como la superficie y afinidad química jugaban un papel de mayor importancia en los valores friccionales finales (Kusy y Whitley, 1990). Ambos en 1990 concluyeron que los arcos de beta-titanio presentaban superficies más lisas que los arcos de níquel-titanio pero que a su vez presentaban coeficientes de fricción más elevados. Los valores friccionales mayores fueron atribuidos a un fenómeno de “soldadura en frío” que presentan los arcos de beta-titanio combinados con brackets de acero, este complejo de bracket/arco, presentaba un movimiento “stick-slip” del arco con relación al bracket (Kusy y Whitley, 1990)⁷⁵. Ho y West (1995) sugirieron que la rigidez de los arcos era un mayor factor de control para los valores friccionales que las asperezas de superficie que presentan los arcos. Articulo y Kusy (1999)¹¹ concluyeron que en una configuración pasiva, la eficiencia del deslizamiento de los arcos parecía ser mayor en complejos bracket/arco que presentaban arcos rígidos y brackets de menor rigidez. Así, los valores friccionales más bajos los presentan arcos de acero, que son más rígidos y de mayor dureza que el resto, y brackets de acero, que son los brackets de menor dureza.

Kahlon *et al*⁹⁰ evaluaron la resistencia friccional durante la mecánica de deslizamiento con arcos de acero del tipo Gianelly, combinándolos con distintos métodos de ligado. Evaluaron arcos de acero de 0.016x0.022 pulgadas y 0.018x0.022

pulgadas con diferentes tipos de brackets, concluyendo que un incremento en la dimensión del arco provocaba un incremento de los valores friccionales en los sistemas bracket/arco.

O'Reily's *et al*⁸³(1999) realizó un modelo de fricción en el se permitía tipping (angulaciones de segundo orden) alrededor de un aproximado centro de resistencia mostrando que la resistencia al deslizamiento incrementaba significativamente según se incrementaba el tamaño del arco. En este modelo de fricción, el bracket se desplazaba para representar el movimiento dentario fisiológico *in vivo*. Si el desplazamiento del bracket aumentaba, el nivel de fricción disminuía para todos los arcos. En general, alambres de tamaños pequeños presentan menor reducción en los valores de fricción que alambres de dimensiones mayores debido a que los más pequeños presentan una mayor libertad de juego en el sistema arco/bracket. Desde que la resistencia al deslizamiento es un fenómeno de deformación elástica y liberación del alambre, los factores *in vivo*, como la movilidad dentaria pueden afectar al nivel de fricción. Independientemente, estos factores actúan de manera intermitente y no de manera continua en el tiempo (Braun *et al*¹⁰⁹, 1999). Por lo tanto, esta reducción en términos de fricción puede no ser del todo real cuando se encuentra en el contexto de un modelo clínico para mecánica de deslizamiento.

8.3. Elección de los movimientos de segundo orden testados

Cuando utilizamos la angulación como variable independiente para evaluar el rango de resistencia al deslizamiento entre los distintos componentes del estudio se observó que: a 5° de angulación de segundo orden todos los brackets presentaban los valores más altos de resistencia al deslizamiento combinados con cada arco, mientras que a 0° de angulación lo contrario era cierto. Estos resultados también han sido confirmados no sólo por el presente estudio, sino por muchos otros autores en cuyos resultados empíricos presentan las mismas conclusiones (Kemp¹², 1992; Weiss⁷⁶, 1993; Ogata *et al*¹⁵, 1996; Kusy y Whitley⁷⁷, 1999). Estos valores son atribuibles a la deformación elástica más que al la fricción clásica (Articolo y Kussy⁵, 1999; Kussy y Whitley⁷⁷, 1999; Zufall y Kusy¹¹¹, 2000).

R.H.Ogata¹²⁷ confirma que las fuerzas friccionales incrementan al aumentar los valores de segundo orden, así en su artículo, realiza una comparativa con movimientos de segundo orden a: 0.25 mm, 0.50 mm y 0.75 mm con distintas secciones de alambres

(0.016", 0.016"x0.016", 0.017x0.025", 0.018",0.018x0.025" y 0.019x0.025") confirmando, al igual que el presente estudio, que además de presentar mayor resistencia al deslizamiento al aumentar los valores de segundo orden, también existe un aumento de fuerzas friccionales al aumentar la sección del arco. Tselepis M.¹²⁹, realiza un estudio *in vitro* posterior a R.H.Ogata en el que confirma sus resultados y los presentes en esta investigación concluyendo según sus resultados un incremento de las fuerzas friccionales con un aumento de movimientos de segundo orden.

Frank and Nikolai¹³¹ realizaron un estudio sobre las resistencias friccionales en brackets de ortodoncia combinados con diferentes arcos y movimientos de segundo orden en el que cuyos resultados y en concordancia con los del presente estudio, confirman que las angulaciones (sin deformación plástica) producen incrementos en los valores friccionales convirtiéndose en el parámetro por excelencia del aumento de las fuerzas de fricción.

Cuando analizamos los tres brackets de las distintas casas comerciales en combinación con un arco de 0.014 ANiTi con las diferentes angulaciones de segundo orden, los resultados fueron los siguientes: para 0°, 3° y 5° combinados con un arco de 0.014" ANiTi el bracket de la GAC presenta los valores más elevados de resistencia al deslizamiento, seguido del bracket de la Unitek y por último el bracket de la Ormco con los menores valores. Estos resultados son vistos con anterioridad en otros estudios. Los valores friccionales del bracket Ormco es el que presenta menores valores friccionales. Ello podría ser debido no solamente a la tapa pasiva que presenta y/o al material de la misma, sino también y como hemos visto en este estudio, a medidas sobredimensionadas de la ranura del bracket.

En ocasiones en las que tienen lugar angulaciones de segundo orden, la resistencia al deslizamiento del níquel-titanio es menor que la del acero (Frank y Nikolai¹⁰, 1980;

Peterson *et al*¹⁰⁷, 1982; Ho y West⁷¹, 1991; Kemp¹², 1992; Weiss⁷⁶, 1993; Dickson *et al*⁷⁹, 1994; DeFranco *et al*⁸⁸, 1995; Artículo y Kusy⁵, 1999). Estos resultados confirmados por numerosos autores no pueden comprobarse en el presente estudio ya que entre los arcos escogidos no se encuentran con distinto diámetro y misma aleación.

La deformación elástica (BI) es un componente que se ha visto que ocurre de modo más temprano y de manera más severa cuando la ranura del bracket se rellena más con un arco de mayores dimensiones (Kusy y Whitley, 1999). Esto se confirma en el

presente estudio con la combinación de los distintos brackets y tubos con arcos de dimensiones de 0.019x0.025” SS y 0.021x0.025”SS sometidos a 3° y 5° de angulaciones de segundo orden. Estos resultados también son confirmados por un estudio de Thortenston y Kusy en 2003 en el que investigaban la resistencia al deslizamiento entre diferentes brackets de autoligado con angulaciones de segundo orden. Pero sin duda, este fenómeno, el cual es confirmado en la presente investigación es explicado y estudiado por Articulo y Kusy⁵ en un artículo en el que evaluaron la resistencia al deslizamiento como función de cinco angulaciones (0 grados, 3 grados, 7 grados, 11 grados y 13 grados) utilizando nueve combinaciones diferentes de brackets/arcos. Brackets de acero, de cristal de zafiro y alúmina policristalina en conjunto con arcos de acero, níquel-titanio y beta-titanio. Sus resultados muestran que cuando las combinaciones se encuentran en una configuración pasiva a bajas angulaciones, todas las combinaciones de acero presentaban los valores más bajos de resistencia al deslizamiento. Cuando las angulaciones excedían de 3 grados se conformaba una configuración activa dando lugar a una deformación elástica o binding (BI), la cual, producía grandes incrementos en los valores de la resistencia al deslizamiento. Bajo estas condiciones de deformación elástica, los rankings relativos de los distintos materiales se transpusieron; combinaciones de bracket/arco aparecían con los mayores valores de resistencia al deslizamiento, mientras que combinaciones de otras aleaciones, como arcos de nickel titanio, presentan los valores más bajos. Los resultados sugirieron que las configuraciones activas y sus consecuentes deformaciones elásticas surgieron cuando no existía espacio en el interior del bracket. El componente de deformación elástica o binding (BI) incrementa su importancia con la angulación y es un elemento adicional al componente friccional, esto es, siguen el principio de superposición.

Un estudio *in vitro* que permitía desplazamientos de brackets para simular una situación *in vivo* con movilidad dentaria y angulaciones de segundo orden alrededor de un centro de resistencia aproximado demostró que los efectos de la deformación elástica (BI) entre los brackets y los arcos era reducida significativamente (O’Reily *et al*⁸³, 1999). Independientemente de estos estudios, no hay gran conocimiento sobre la magnitud del movimiento dentario necesario para liberar la deformación elástica del bracket y el arco una vez ha ocurrido con angulaciones de segundo orden (O’Reilly *et al*⁸³, 1999).

8.4. Elección de un estudio *in vitro*

In vitro se refiere a una técnica para realizar un determinado experimento en un ambiente controlado fuera de un organismo vivo. Este tipo de investigación apunta a describir los efectos de una variable experimental en un subconjunto de las partes constitutivas de un organismo. Sobre todo, es más apropiada para deducir un mecanismo de acción. Con menos variables y reacciones amplificadas, los resultados son generalmente más discernibles¹¹⁷.

En 2010, Wang Y. y cols.¹²⁸, publicaron un meta-análisis en la Cochrane Database Systematic Review. En este meta-análisis presentan como objetivo identificar la evidencia existente en los efectos que producen los arcos iniciales para la fase de alineación de los dientes con ortodoncia fija en relación con la velocidad de alineado, las reabsorciones radiculares y la intensidad de dolor que producen (estudios *in vivo*). Realizaron la búsqueda en las siguientes bases de datos: Cochrane Oral Health Group's Trials Register (30 de Noviembre del 2009), CENTRAL (The Cochrane Library 2009, Issue 4), MEDLINE (1950 hasta 30 de Noviembre del 2009) y EMBASE (1980 hasta 30 de Noviembre del 2009). Las listas de los artículos referenciados también fueron estudiados. No realizaron ningún tipo de restricción referente al status de la publicación ó el idioma de la misma. Todos los autores de los artículos que fueron incluidos en el meta-análisis fueron contactados para identificar cualquier estudio adicional. Solamente se incluyeron artículos en los que los pacientes llevaban ortodoncia fija completa en la arcada superior y/o en la arcada inferior. Se basaron en la inclusión de ensayos clínicos aleatorios (RCTs) con arcos iniciales para alinear denticiones con apiñamientos y aparatología fija completa. Siete ensayos clínicos aleatorios (RCTs) fueron utilizados con 517 participantes. Los autores concluyen en el siguiente meta-análisis del 2010 que existe “algo” de evidencia para sugerir que no existe diferencia entre la velocidad de alineación de los dientes o el dolor experimentado por los pacientes cuando utilizan un tipo de arco con respecto a otro en las fases de alineado y nivelado. Sin embargo, a la vista en general de la pobre calidad de los ensayos clínicos incluidos en el meta-análisis estos resultados deben ser tratados con precaución. Concluyen, finalmente, que se necesitan más ensayos clínicos aleatorios y de mayor calidad.

Posteriormente a 2010 se realizan más estudios *in vivo* sobre los diferentes tipos de arcos y brackets utilizados por ortodontistas a día de hoy como el realizado por David L. Turpin¹²² (y mencionado con anterioridad) en el que realizan comparativas entre

brackets convencionales y de autoligado. En este estudio dos profesionales comparan dos grupos de pacientes tratados por ellos en sus clínicas privadas. En este estudio se concluye que la muestra de sujetos era pequeña y que la falta de datos objetivos hace que el estudio no presente evidencia científica, o como en 2014, el artículo de G. Songra y cols.¹²³, en el que realizan otro estudio *in vivo* con cien adolescentes, con extracciones de cuatro premolares, en el que se hizo el seguimiento completo de noventa y ocho de los sujetos (brackets convencionales n= 37; Brackets de autoligado pasivo n = 41; Brackets de autoligado activo n = 37). En este estudio concluyeron que los sujetos con brackets convencionales finalizaban más rápido que el resto de los casos y que en la fase de cierre de espacios ninguno de los tres tipos de brackets presentaba diferencias significativas. En este estudio *in vivo* además de la clasificación por edad y por plano mandibular no se introdujeron más criterios de inclusión o exclusión lo que hace difícil de tratar el estudio con la evidencia científica necesaria. La cantidad de parámetros y factores biológicos diferentes y existentes en cada ser humano hacen que la comparativa de los valores friccionales de los distintos tipos de brackets a través de estudios *in vivo* sea de gran complejidad a la hora de obtener valores objetivos y certeros.

En enero de 2013 se publica otro meta-análisis¹³³ en el que se reflejan las diferencias entre brackets convencionales y brackets de autoligado en los siguientes parámetros recogidos: dolor durante el movimiento dentario; número de visitas del paciente; duración total del tratamiento; tiempo de ligado. Este meta-análisis engloba todas las publicaciones recogidas en Medline y Embase que conlleven ensayos clínicos aleatorios y estudios clínicos controlados que hayan estado publicados entre 1996-2012. Los resultados obtenidos por Celar y cols. Exponen que solo cuatro publicaciones cumplían los criterios de inclusión para el estudio del dolor durante el movimiento dentario entre ambos tipos de brackets; que solamente dos estudios se pudieron utilizar a la hora de comparar la diferencia en el número de visitas; que dos estudios se utilizaron para la valoración del tiempo total de tratamiento; ningún estudio cumplía los criterios de inclusión en el estudio de tiempo de ligado entre los diferentes tipos de aparatologías que conllevaran una evidencia científica. Con los resultados presentados, los autores del meta-análisis concluyen que la falta de datos contradice las declaraciones existentes en numerosos artículos que presentan sus conclusiones como evidencia científica sobre las ventajas de los brackets de autoligado sobre los brackets convencionales cuando se refieren al dolor del paciente durante las fases iniciales de tratamiento, al número de

citas y al tiempo total de tratamiento. Debido al limitado número de estudios incluidos en el meta-análisis, concluyen la necesidad de realizar más ensayos clínicos aleatorios para la obtención de valores y resultados a la hora de obtener conclusiones con evidencia científica sobre los parámetros estudiados.

Tspelis¹²⁹ al igual que otros autores (S. Stefanos, M. Blatz) involucrados en la investigación de la aparatología ortodóncica concluyen y reportan la obtención de una mayor información respecto a la resistencia al deslizamiento con este tipo de estudios que con los resultados obtenidos a través de estudios *in vivo*. Una vez más y haciendo una comparativa con el presente estudio, confirma que la utilización de una metodología *in vitro* ofrece resultados con mayor objetividad de los brackets, tubos y alambres utilizados en la práctica ortodóncica.

9. CONCLUSIONES

9.CONCLUSIONES

Las conclusiones obtenidas del presente estudio de investigación son las siguientes:

1.Existe un incremento de la resistencia al deslizamiento para tubos y brackets de autoligado cuando se incrementa la angulación entre la ranura del bracket y el arco.

2.Existe un incremento de la resistencia al deslizamiento para tubos y brackets de autoligado cuando se incrementa la sección del arco.

3.Los brackets de autoligado presentan valores de resistencia al deslizamiento más elevados que los tubos procedentes de los mismos fabricantes, ocasionado por una sobredimensión de la luz de los tubos.

4.Existe una diferencia entre las medidas de las ranuras de los tubos y los brackets de autoligado utilizados en el presente estudio y procedentes de los mismos fabricantes.

10. INVESTIGACIONES FUTURAS

10. INVESTIGACIONES FUTURAS

Siendo de gran impacto el número de artículos publicados hasta la fecha sobre la resistencia al deslizamiento entre los distintos tipos de aditamentos ortodóncicos existentes, se hace necesario la investigación y realización de estudios *in vivo* de calidad. Las revisiones y meta-análisis existentes realizadas sobre estudios *in vivo* concluyen la necesidad de este tipo de investigaciones de calidad para la obtención de conclusiones con criterios más acertados que hasta los obtenidos hasta el momento.

Debido, a la cantidad de nuevos aditamentos ortodóncicos distribuidos en el mercado es de gran importancia el seguir testando e investigando dicho materiales de manera *in vitro* y obtener una certeza en la información que nos proporcionan los fabricantes.

1. Estudios *in vitro*, con brackets y tubos, reproduciendo una sistema similar a la cavidad oral, con diversas formas de arcada, distintos tipos de apiñamiento, añadiendo saliva artificial al sistema que debe ser investigado...
2. Estudios con una disposición similar a la mencionada anteriormente y enfocada a las distintas etapas de tratamiento ortodóncico (Fig. 10.1 y 10.2).
3. Estudios con una disposición similar a la cavidad oral pero con dispositivos mecánicos que imiten el ligamento periodontal y los movimientos dentarios.

Las siguientes imágenes son parte del presente grupo de investigación para la obtención de datos empíricos semejantes a una situación *in vivo*.

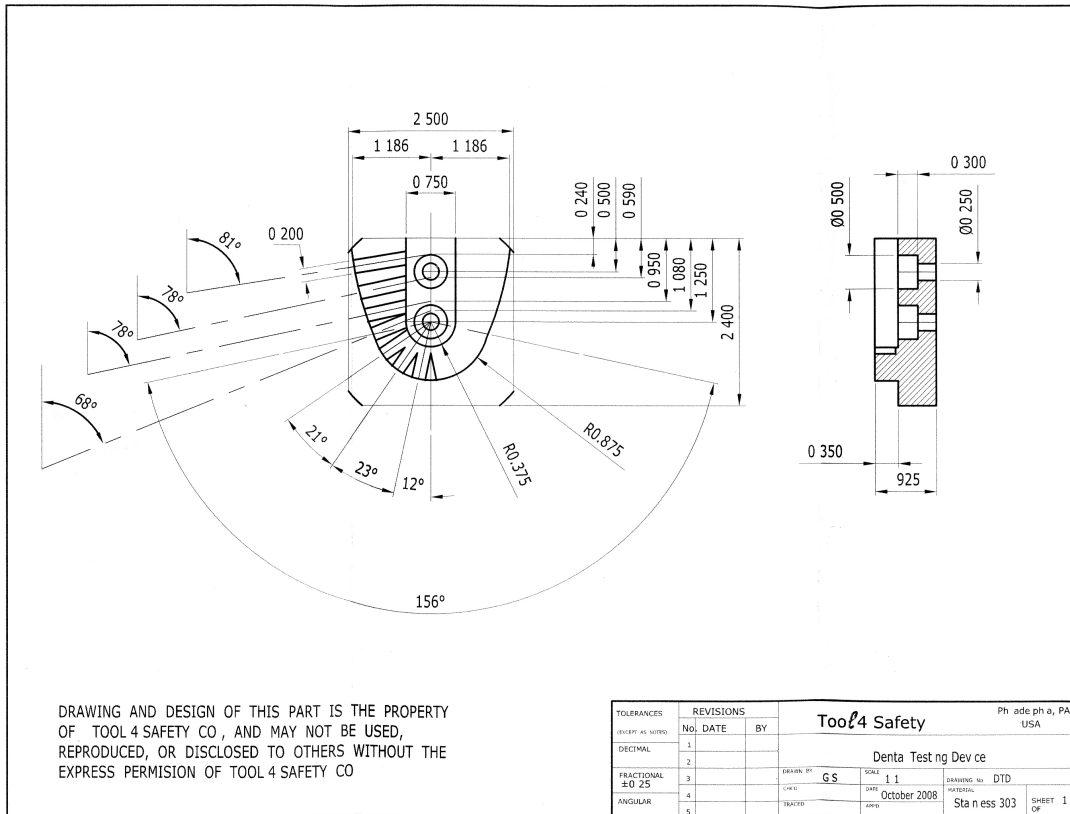
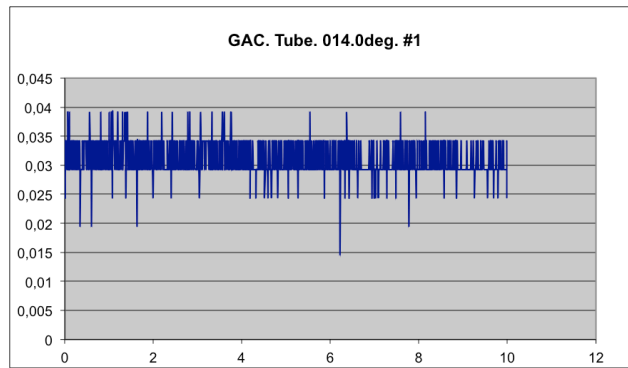


Fig. 10.1. Dispositivo diseñado por el presente grupo de investigación realizado en la escuela de ingeniería en la Universidad de Pennsylvania.

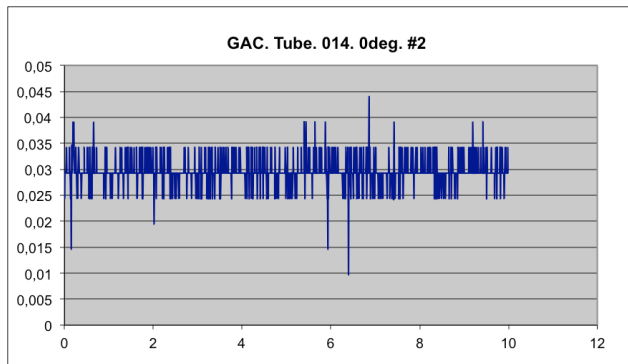


Fig. 10.2. Dispositivo diseñado por el presente grupo de investigación realizado en la escuela de ingeniería en la Universidad de Pennsylvania.

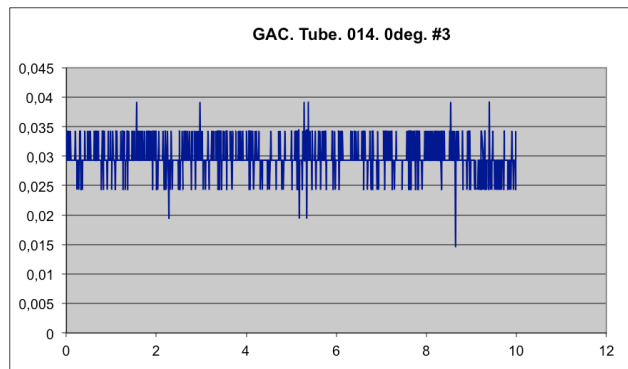
11.ANEXO I (Tubos)



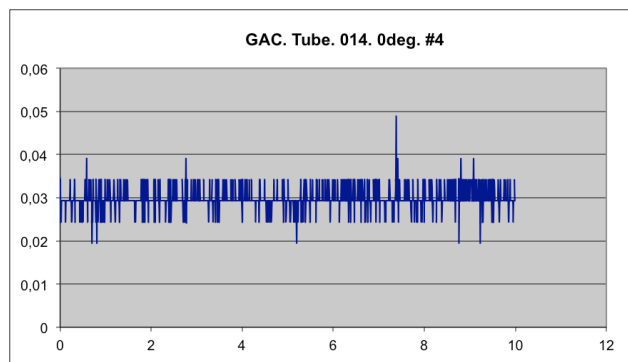
Test #1: Tubo GAC. Arco 0.014". 0° de angulación.



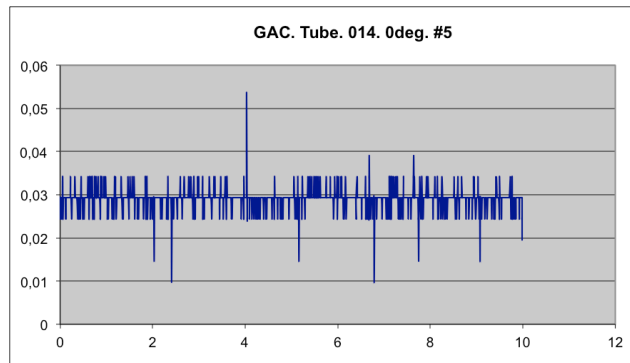
Test #2: Tubo GAC. Arco 0.014". 0° de angulación.



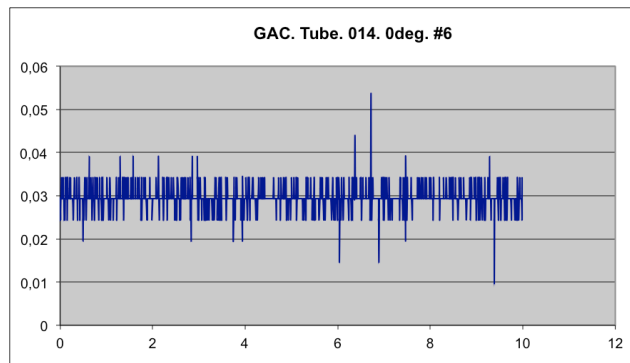
Test #3: Tubo GAC. Arco 0.014". 0° de angulación.



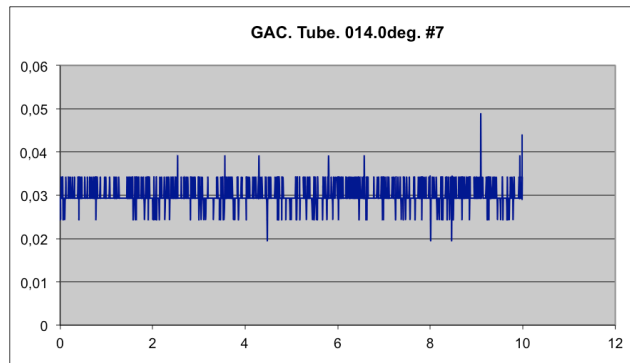
Test #4: Tubo GAC. Arco 0.014". 0° de angulación.



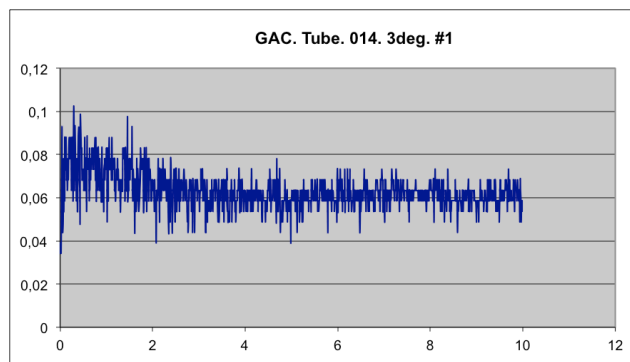
Test #5: Tubo GAC. Arco 0.014". 0° de angulación



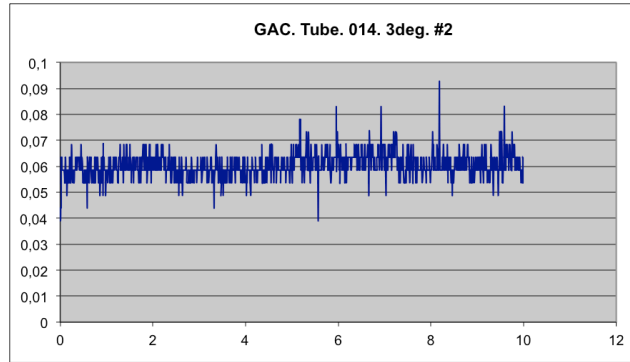
Test #6: Tubo GAC. Arco 0.014". 0° de angulación.



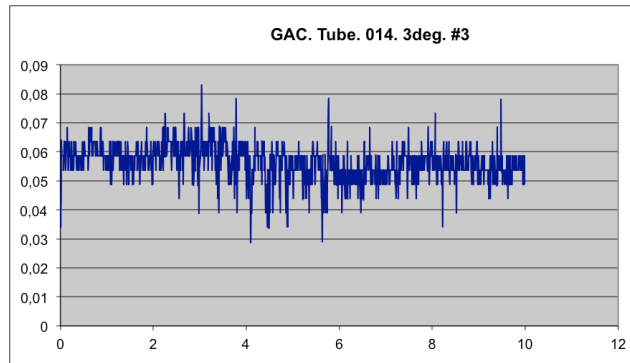
Test #7: Tubo GAC. Arco 0.014". 0° de angulación.



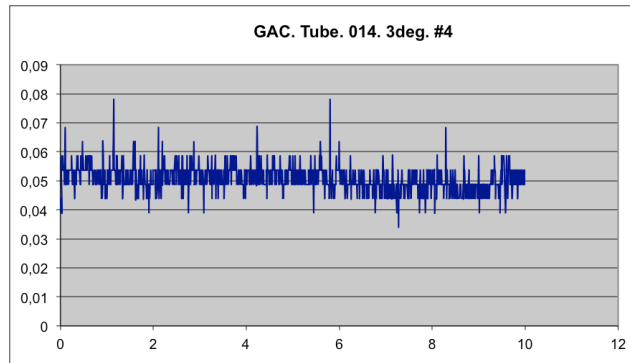
Test #1: Tubo GAC. Arco 0.014". 3° de angulación.



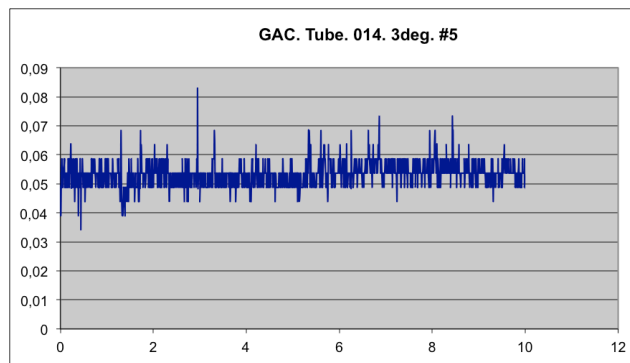
Test #2: Tubo GAC. Arco 0.014". 3° de angulación.



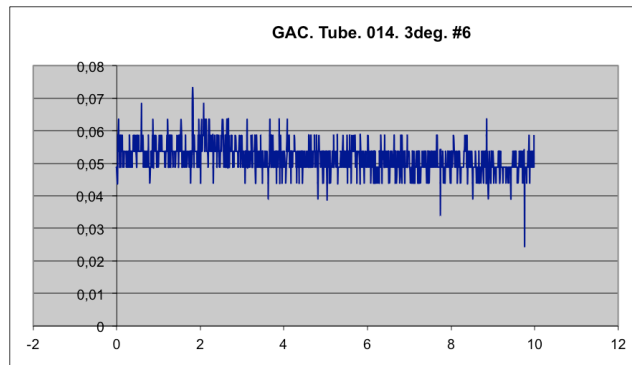
Test #3: Tubo GAC. Arco 0.014". 3° de angulación.



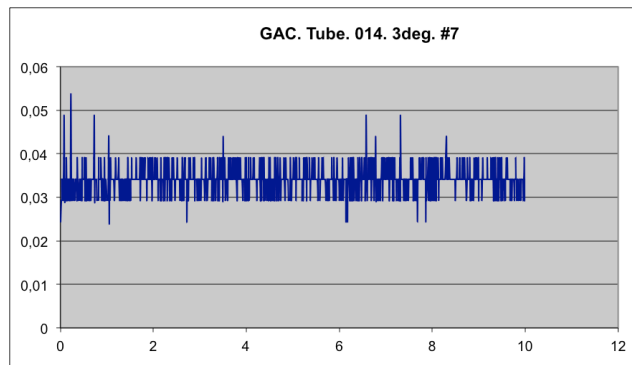
Test #4: Tubo GAC. Arco 0.014". 3° de angulación.



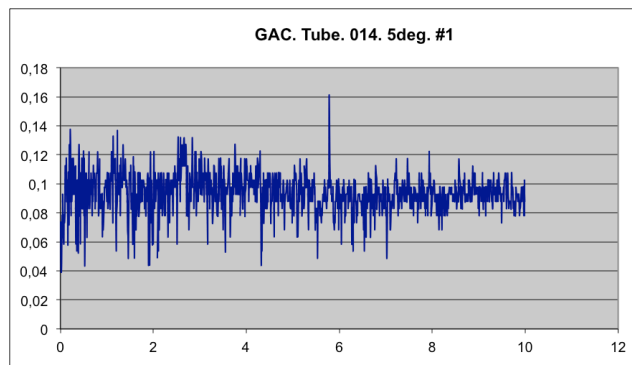
Test #5: Tubo GAC. Arco 0.014". 3° de angulación.



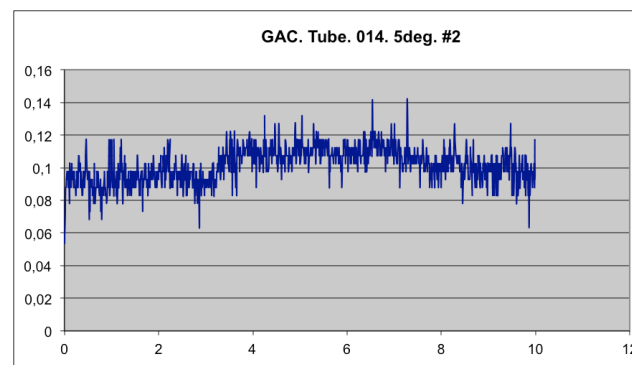
Test #6: Tubo GAC. Arco 0.014". 3° de angulación.



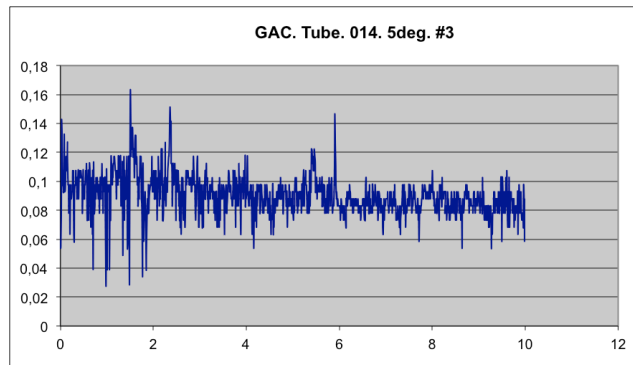
Test #7: Tubo GAC. Arco 0.014". 3° de angulación.



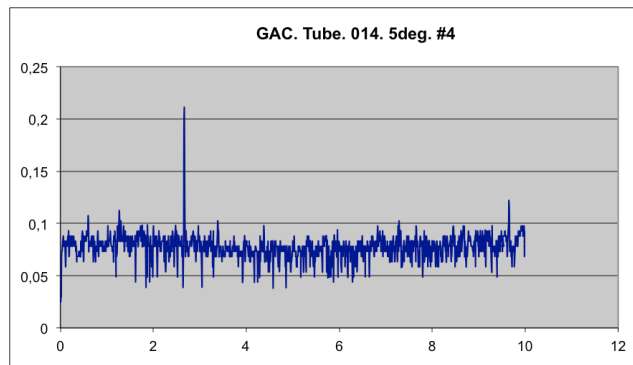
Test #1: Tubo GAC. Arco 0.014". 5° de angulación.



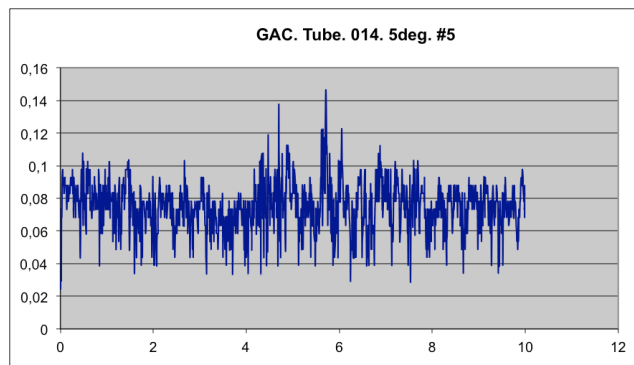
Test #2: Tubo GAC. Arco 0.014". 5° de angulación.



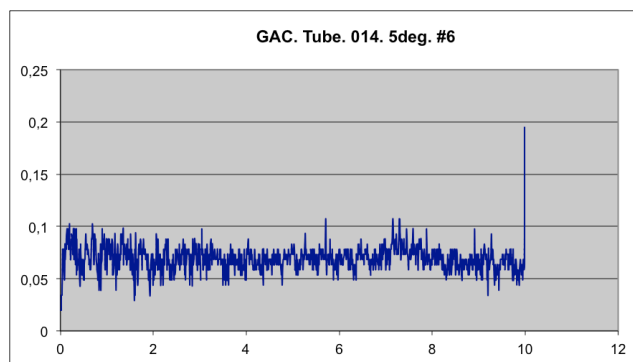
Test #3: Tubo GAC. Arco 0.014". 5° de angulación.



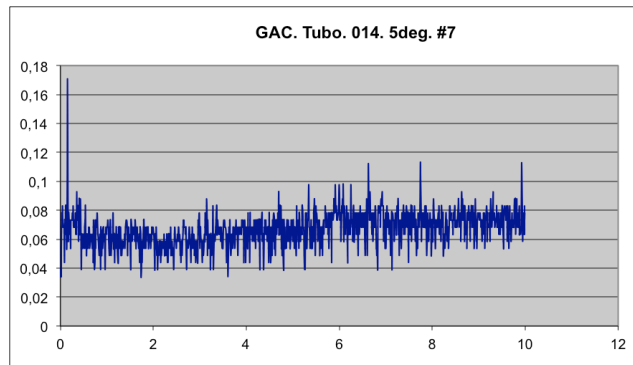
Test #4: Tubo GAC. Arco 0.014". 5° de angulación.



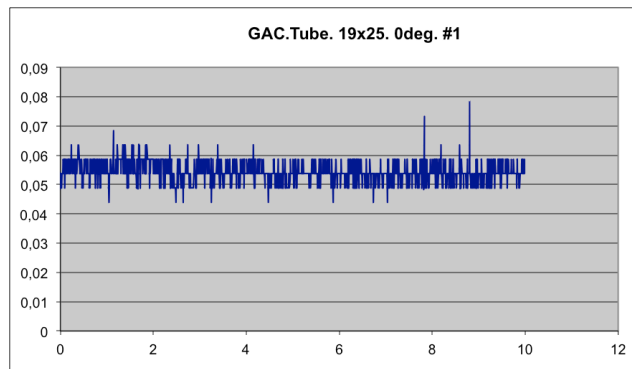
Test #5: Tubo GAC. Arco 0.014". 5° de angulación.



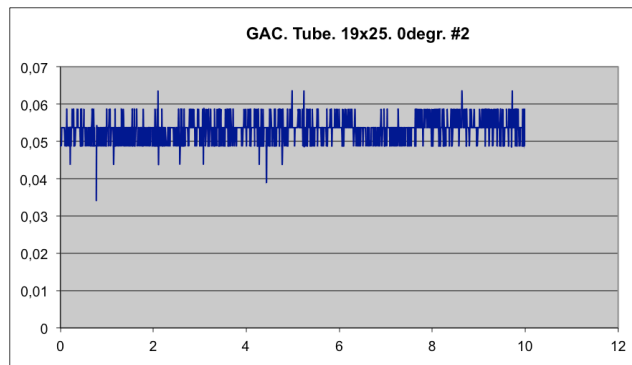
Test #6: Tubo GAC. Arco 0.014". 5° de angulación.



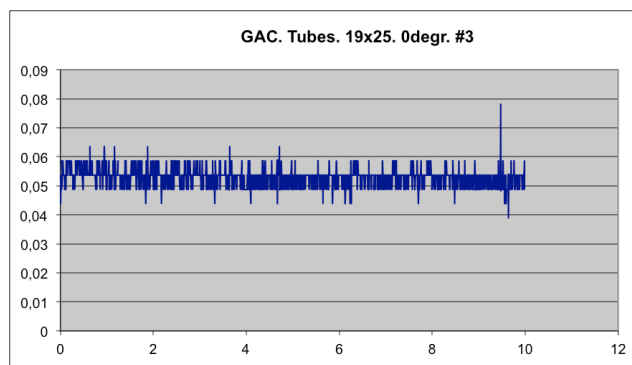
Test #7: Tubo GAC. Arco 0.014". 5° de angulación.



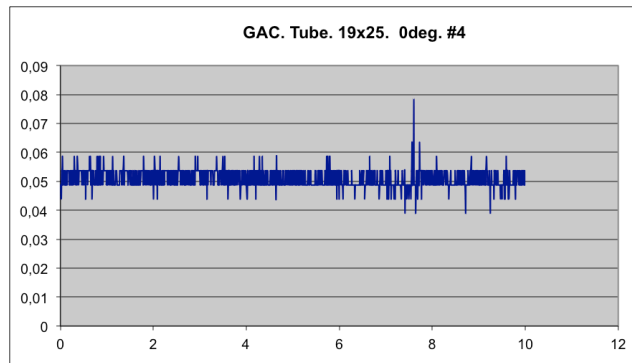
Test #1: Tubo GAC. Arco 0.019"x.0.025". 0° de angulación.



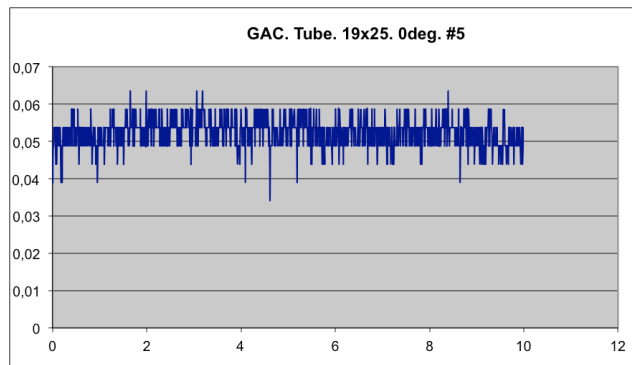
Test #2: Tubo GAC. Arco 0.019"x.0.025". 0° de angulación.



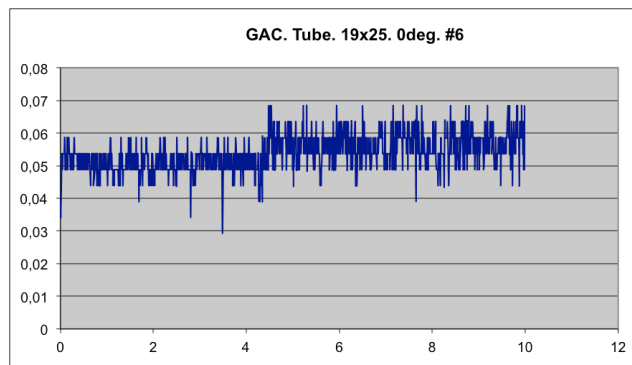
Test #3: Tubo GAC. Arco 0.019"x.0.025". 0° de angulación.



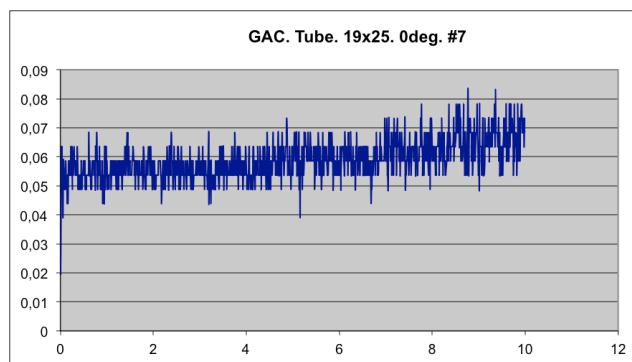
Test #4: Tubo GAC. Arco 0.019"x0.025". 0° de angulación.



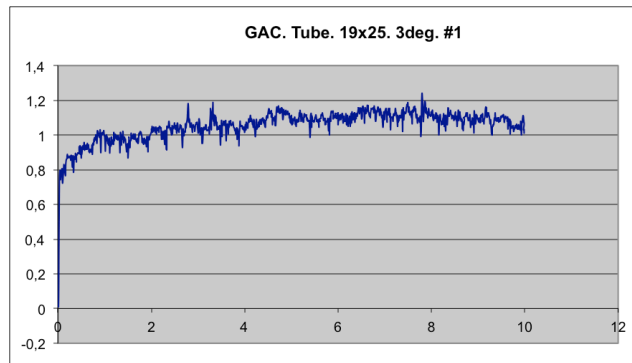
Test #5: Tubo GAC. Arco 0.019"x0.025". 0° de angulación.



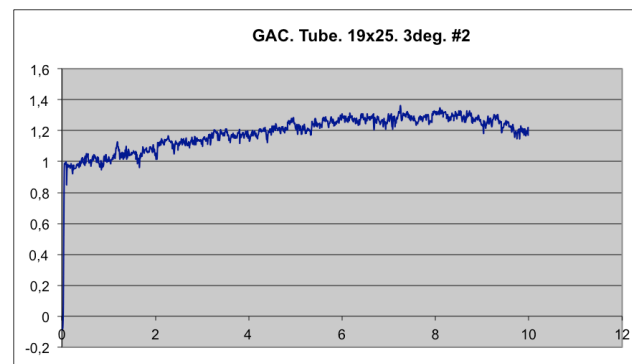
Test #6: Tubo GAC. Arco 0.019"x0.025". 0° de angulación.



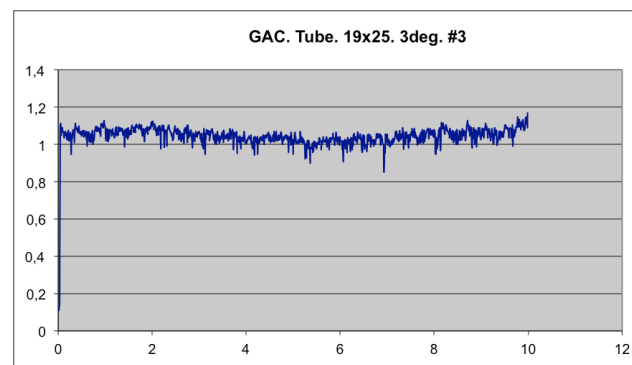
Test #7: Tubo GAC. Arco 0.019"x0.025". 0° de angulación.



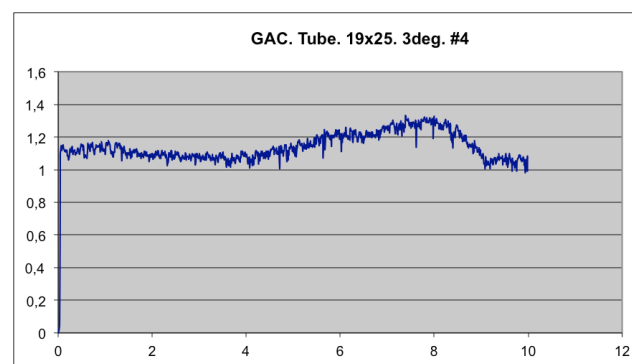
Test #1: Tubo GAC. Arco 0.019"x0.025". 3° de angulación.



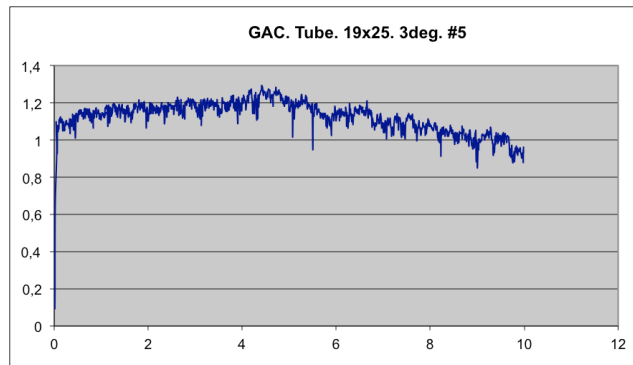
Test #2: Tubo GAC. Arco 0.019"x0.025". 3° de angulación.



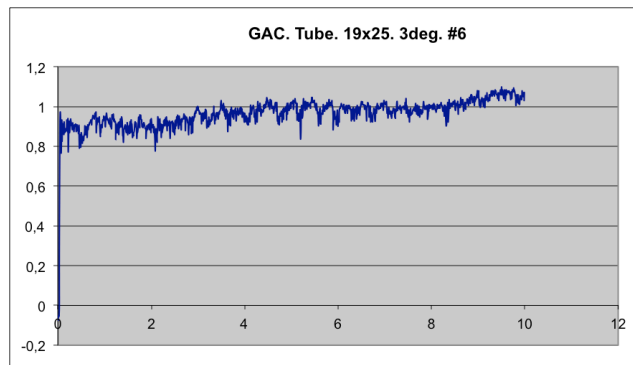
Test #3: Tubo GAC. Arco 0.019"x0.025". 3° de angulación.



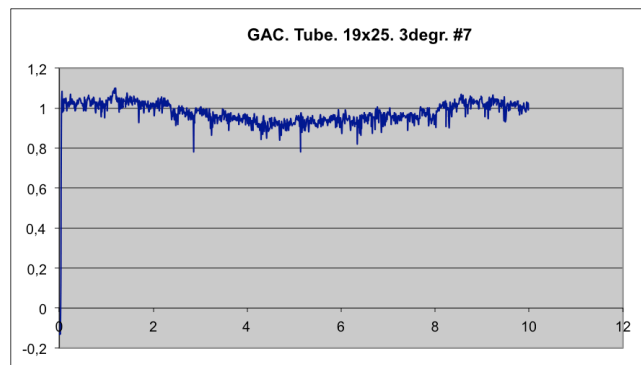
Test #4: Tubo GAC. Arco 0.019"x0.025". 3° de angulación.



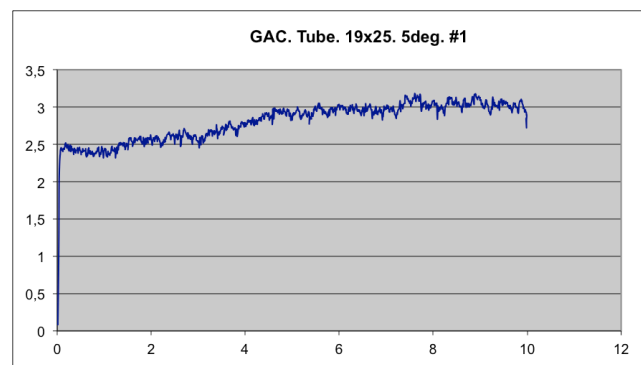
Test #5: Tubo GAC. Arco 0.019"x0.025". 3° de angulación.



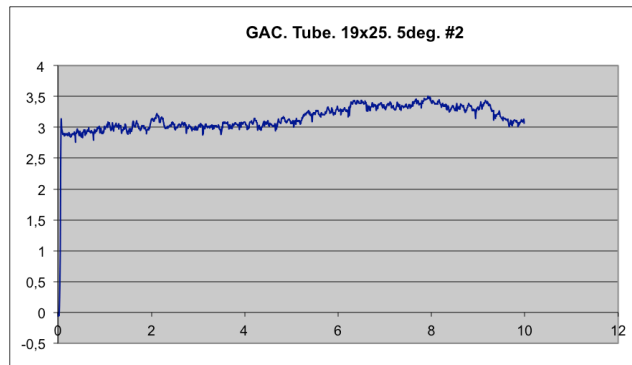
Test #6: Tubo GAC. Arco 0.019"x0.025". 3° de angulación.



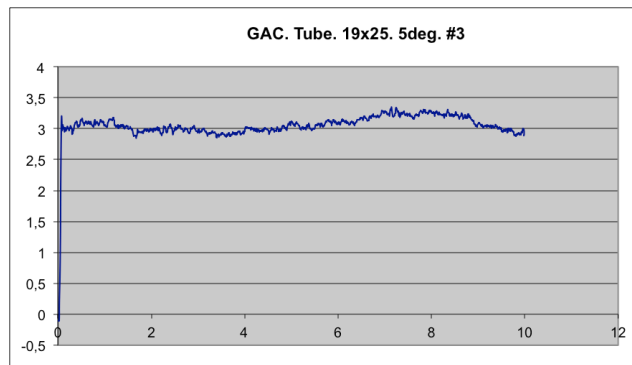
Test #7: Tubo GAC. Arco 0.019"x0.025". 3° de angulación.



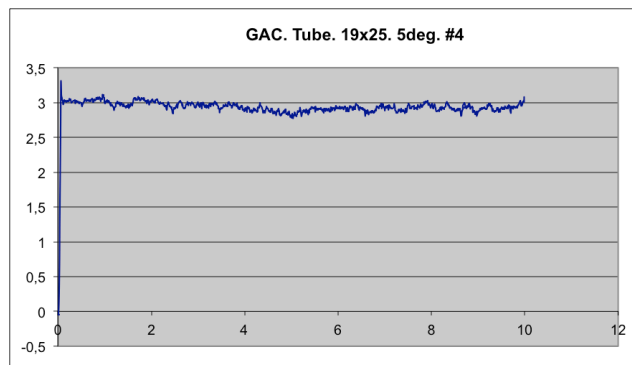
Test #1: Tubo GAC. Arco 0.019"x0.025". 5° de angulación.



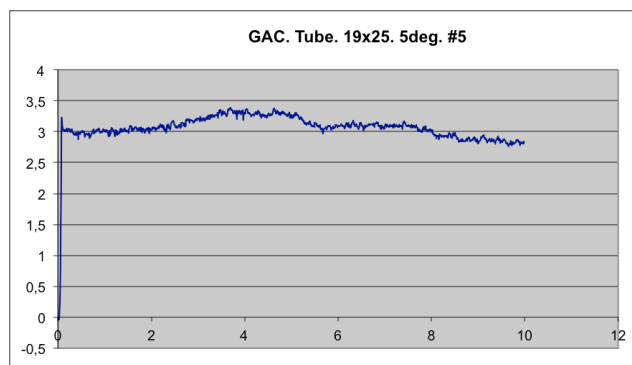
Test #2: Tubo GAC. Arco 0.019"x0.025". 5° de angulación.



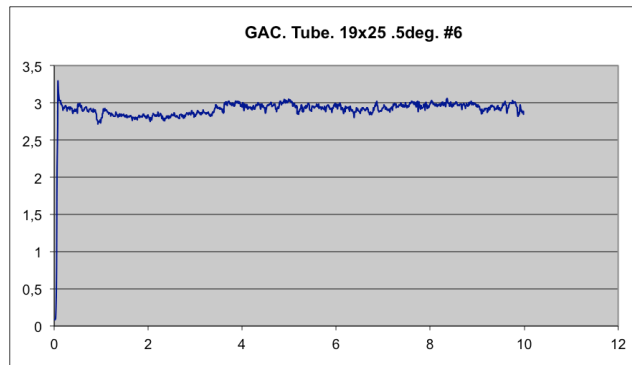
Test #3: Tubo GAC. Arco 0.019"x0.025". 5° de angulación.



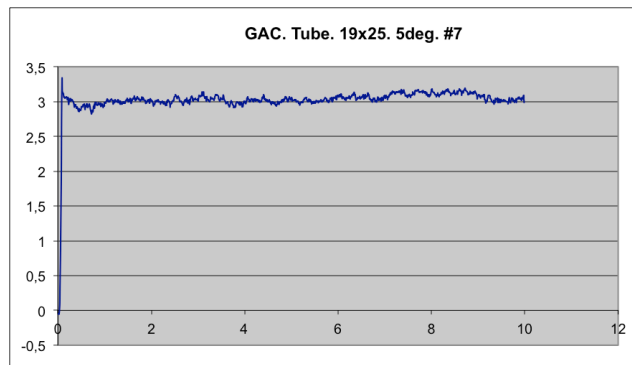
Test #4: Tubo GAC. Arco 0.019"x0.025". 5° de angulación.



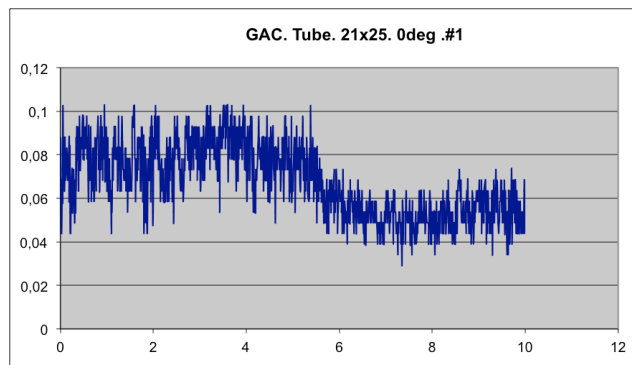
Test #5: Tubo GAC. Arco 0.019"x0.025". 5° de angulación.



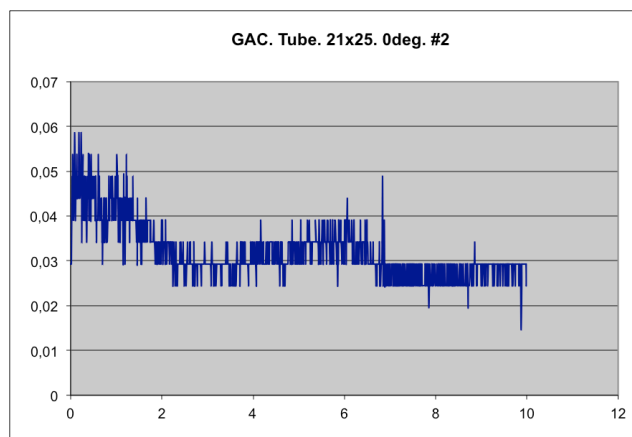
Test #6: Tubo GAC. Arco 0.019"x0.025". 5° de angulación.



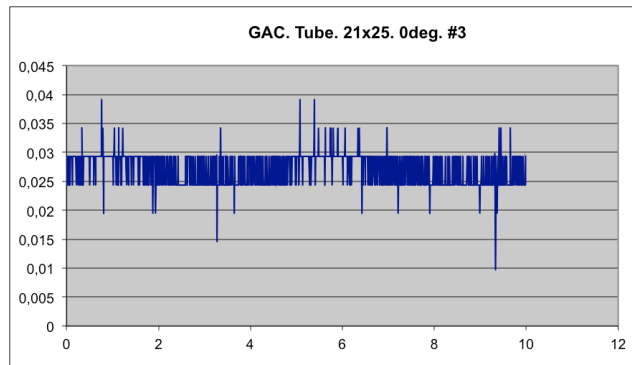
Test #7: Tubo GAC. Arco 0.019"x0.025". 5° de angulación.



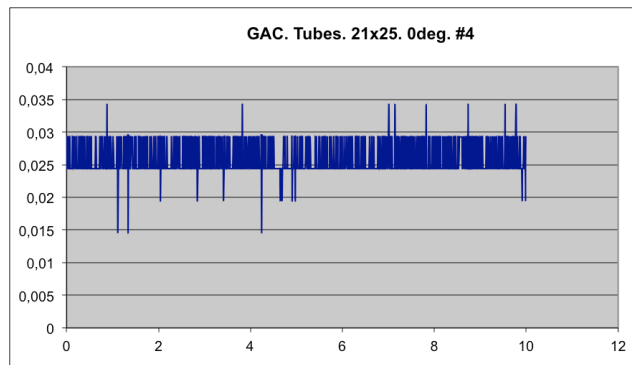
Test #1: Tubo GAC. Arco 0.021"x0.025". 0° de angulación.



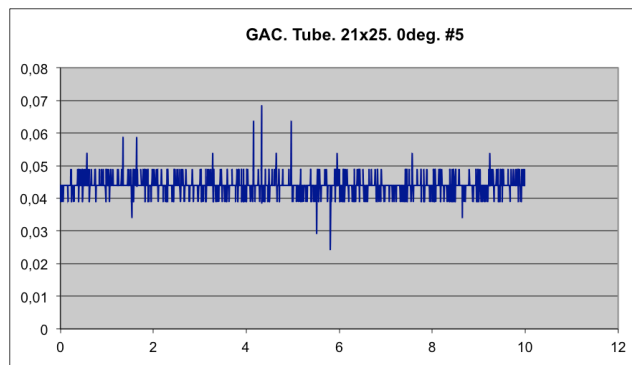
Test #2: Tubo GAC. Arco 0.021"x0.025". 0° de angulación.



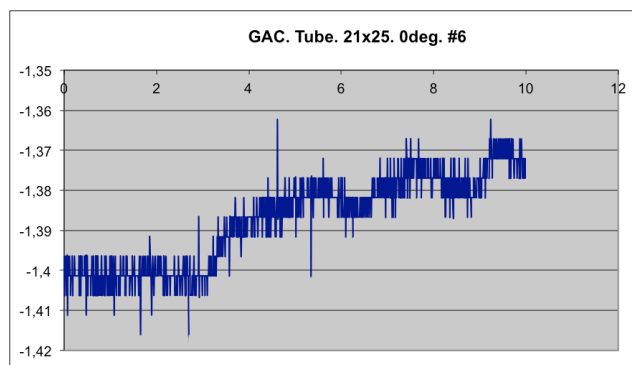
Test #3: Tubo GAC. Arco 0.021"x0.025". 0° de angulación.



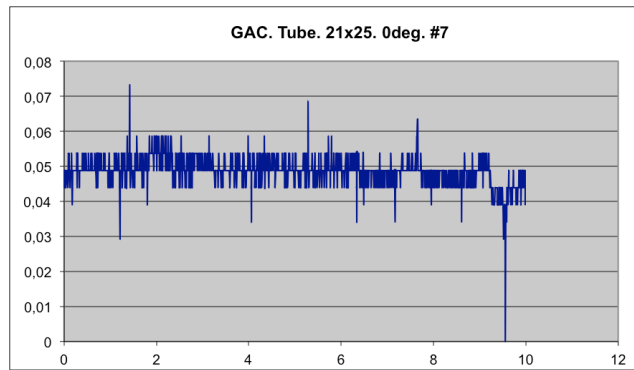
Test #4: Tubo GAC. Arco 0.021"x0.025". 0° de angulación.



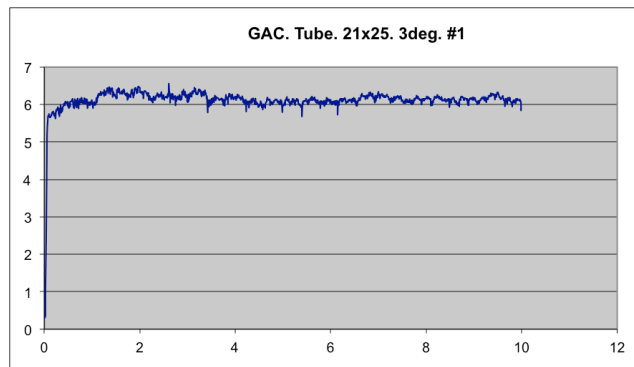
Test #5: Tubo GAC. Arco 0.021"x0.025". 0° de angulación.



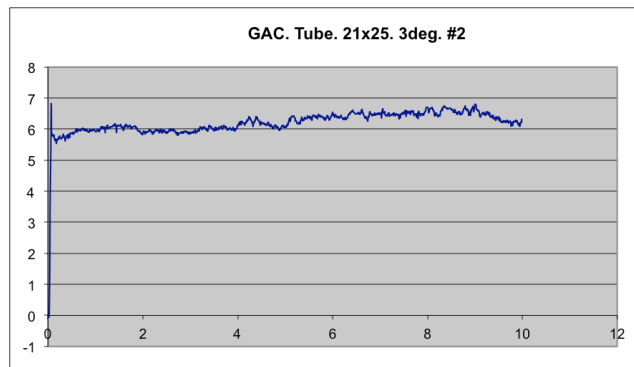
Test #6: Tubo GAC. Arco 0.021"x0.025". 0° de angulación.



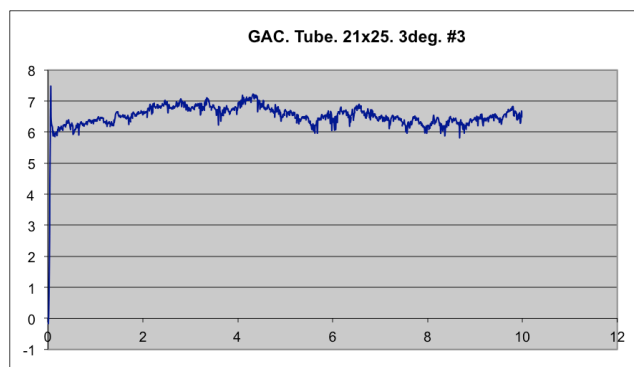
Test #7: Tubo GAC. Arco 0.021"x0.025". 0° de angulación.



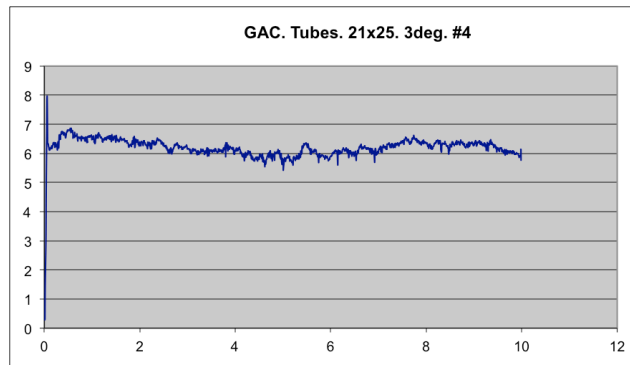
Test #1: Tubo GAC. Arco 0.021"x0.025". 3° de angulación.



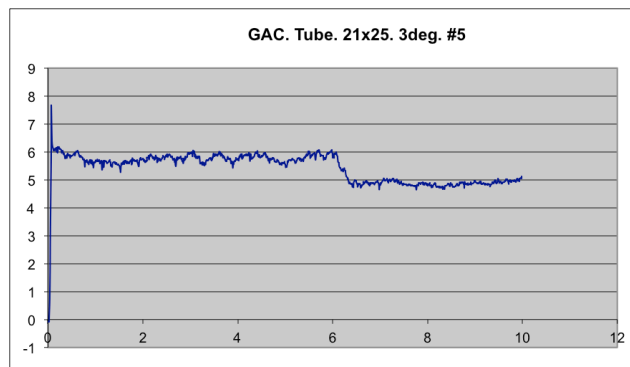
Test #2: Tubo GAC. Arco 0.021"x0.025". 3° de angulación.



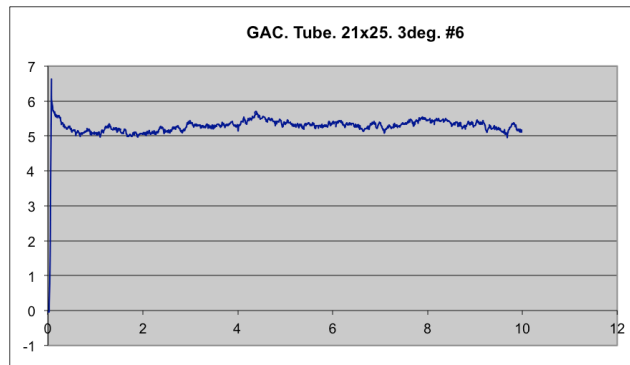
Test #3: Tubo GAC. Arco 0.021"x0.025". 3° de angulación.



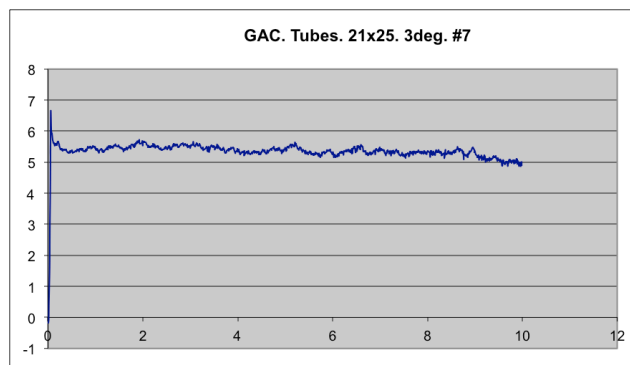
Test #4: Tubo GAC. Arco 0.021"x0.025". 3° de angulación.



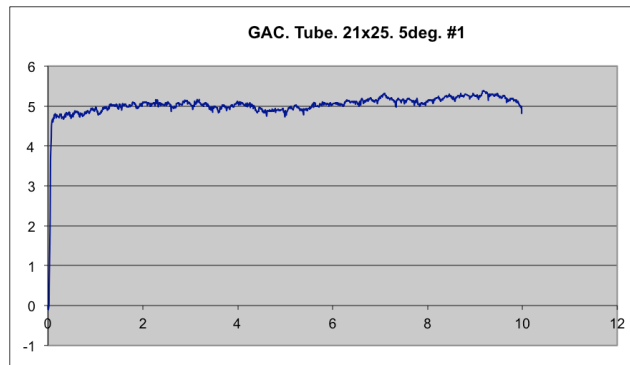
Test #5: Tubo GAC. Arco 0.021"x0.025". 3° de angulación.



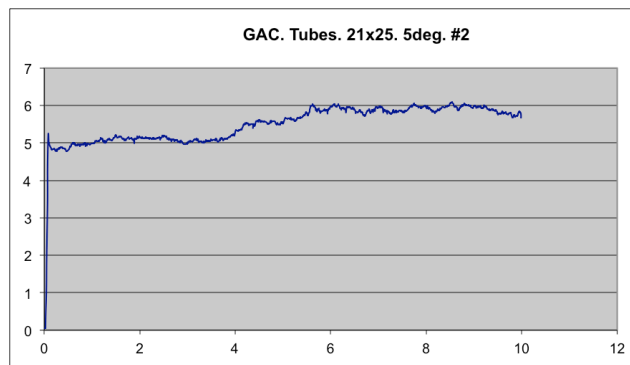
Test #6: Tubo GAC. Arco 0.021"x0.025". 3° de angulación.



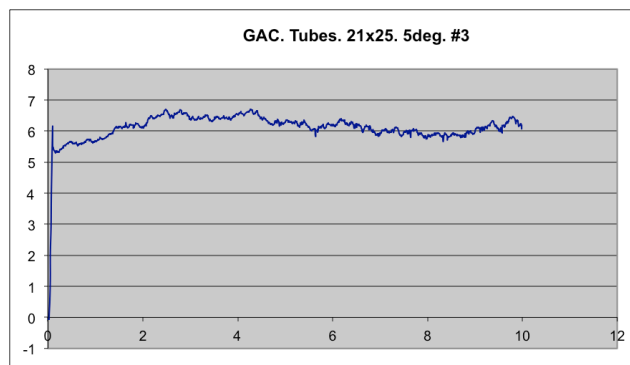
Test #7: Tubo GAC. Arco 0.021"x0.025". 3° de angulación.



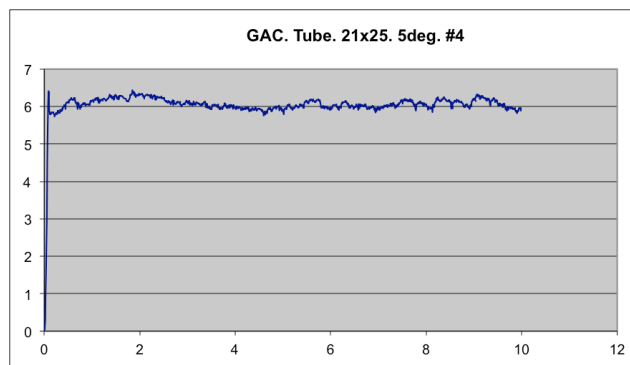
Test #1: Tubo GAC. Arco 0.021"x0.025". 5° de angulación.



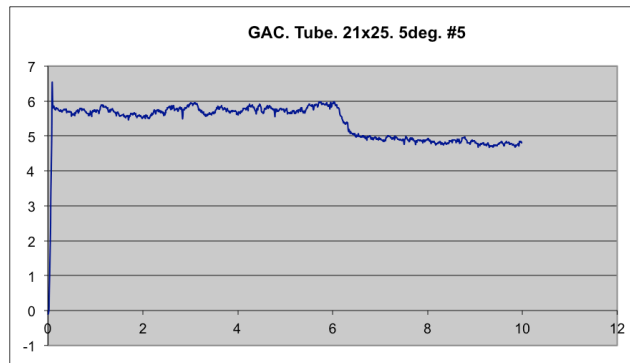
Test #2: Tubo GAC. Arco 0.021"x0.025". 5° de angulación.



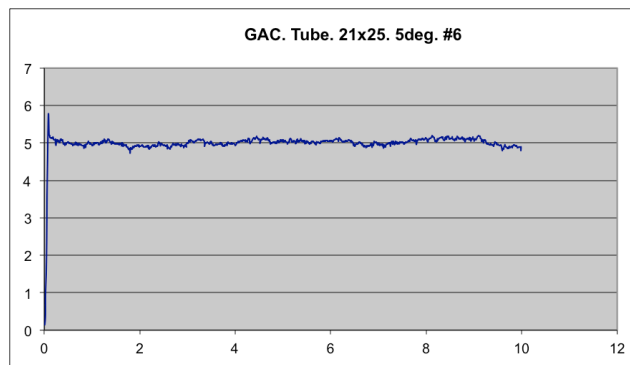
Test #3: Tubo GAC. Arco 0.021"x0.025". 5° de angulación.



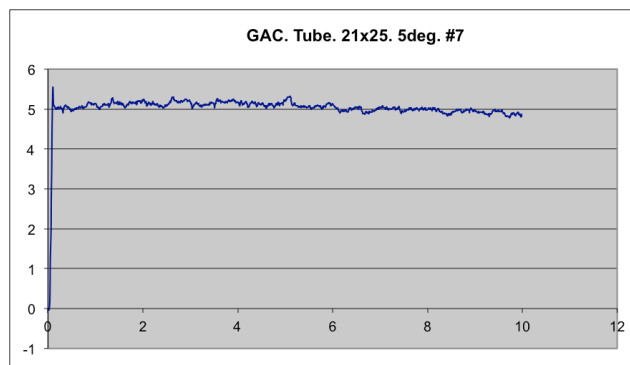
Test #4: Tubo GAC. Arco 0.021"x0.025". 5° de angulación.



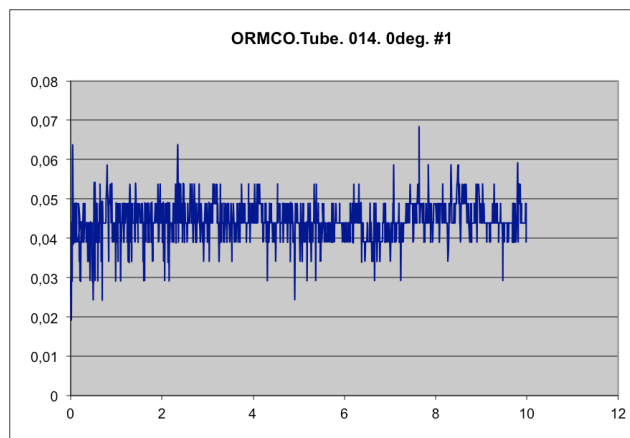
Test #5: Tubo GAC. Arco 0.021"x0.025". 5° de angulación.



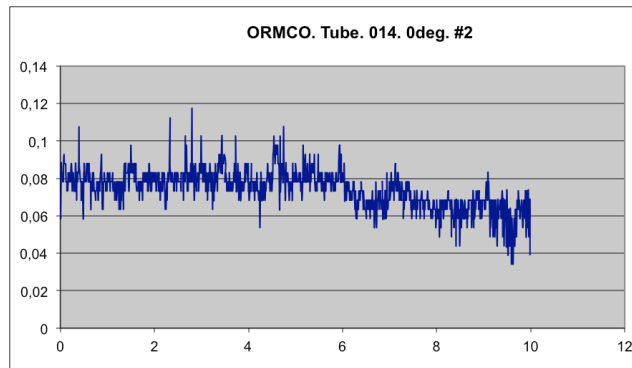
Test #6: Tubo GAC. Arco 0.021"x0.025". 5° de angulación.



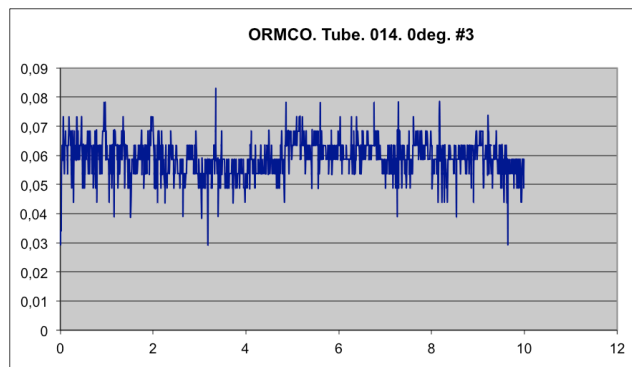
Test #7: Tubo GAC. Arco 0.021"x0.025". 5° de angulación.



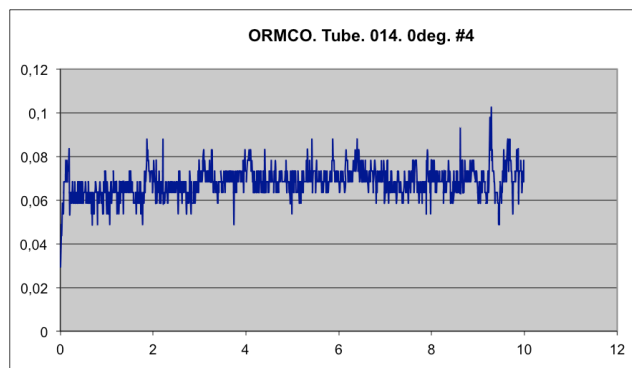
Test #1: Tubo ORMCO. Arco 0.014". 0° de angulación.



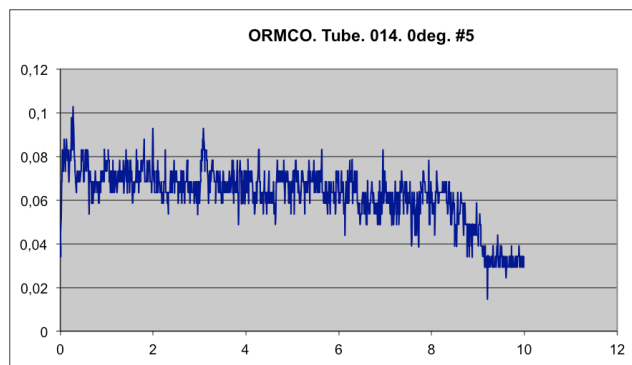
Test #2: Tubo ORMCO. Arco 0.014". 0° de angulación.



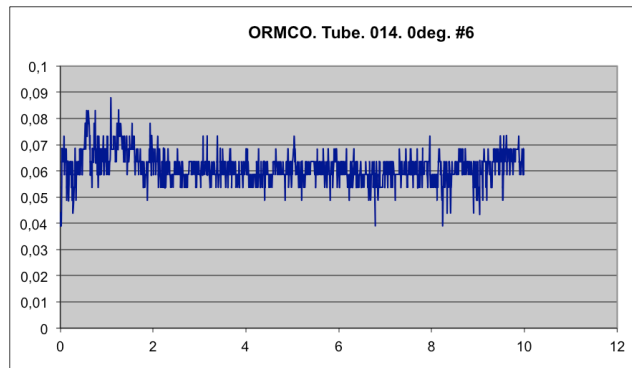
Test #3: Tubo ORMCO. Arco 0.014". 0° de angulación.



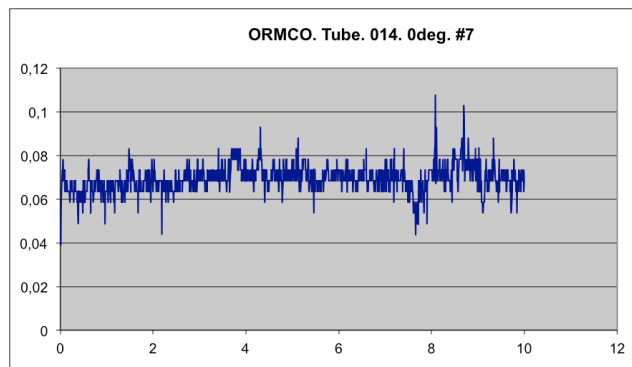
Test #4: Tubo ORMCO. Arco 0.014". 0° de angulación.



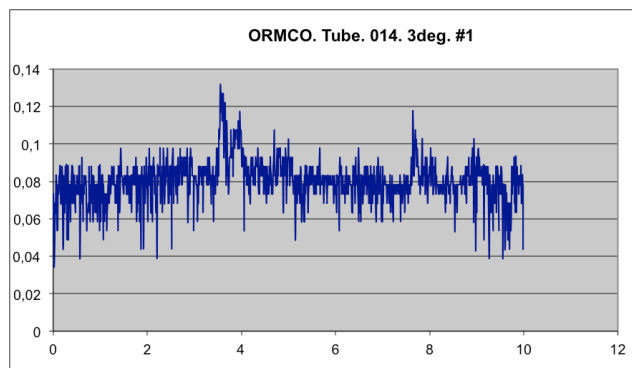
Test #5: Tubo ORMCO. Arco 0.014". 0° de angulación.



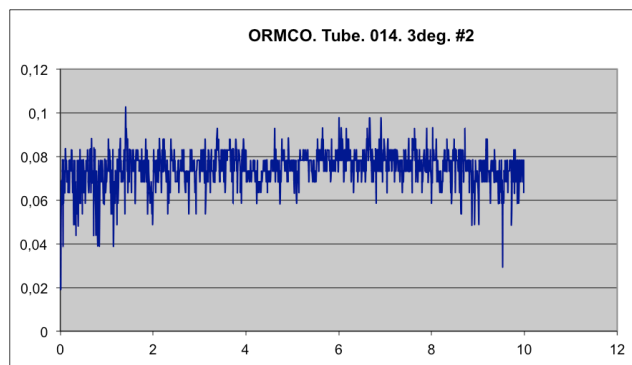
Test #6: Tubo ORMCO. Arco 0.014". 0° de angulación.



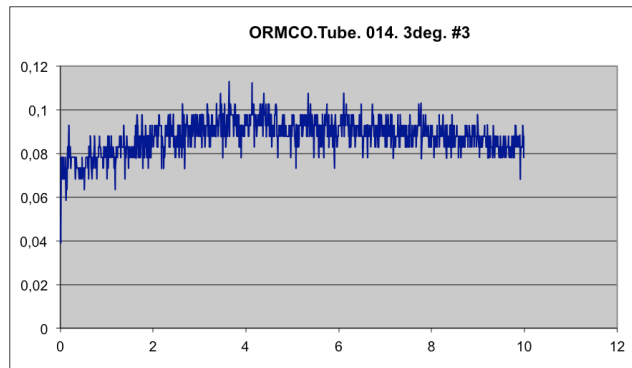
Test #7: Tubo ORMCO. Arco 0.014". 0° de angulación.



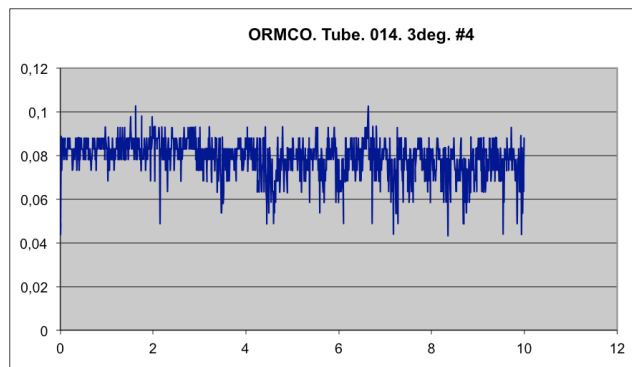
Test #1: Tubo ORMCO. Arco 0.014". 3° de angulación.



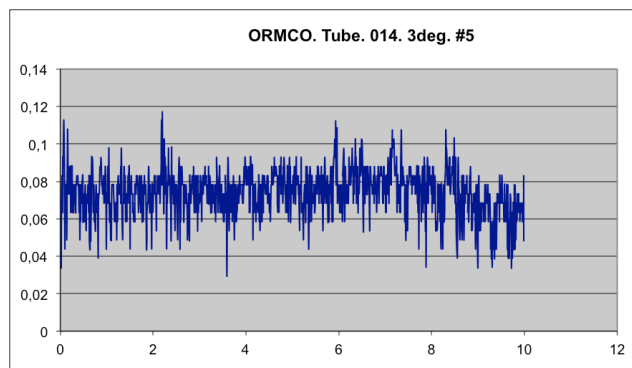
Test #2: Tubo ORMCO. Arco 0.014". 3° de angulación.



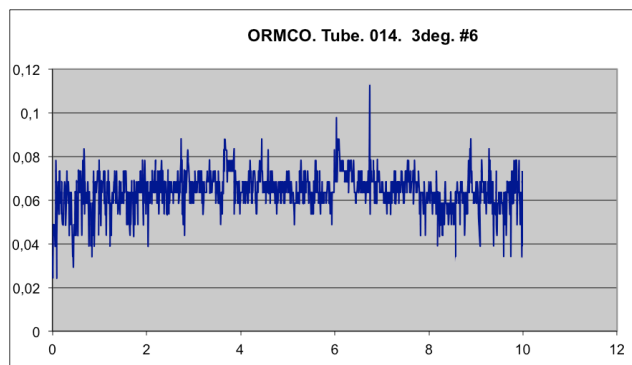
Test #3: Tubo ORMCO. Arco 0.014". 3° de angulación.



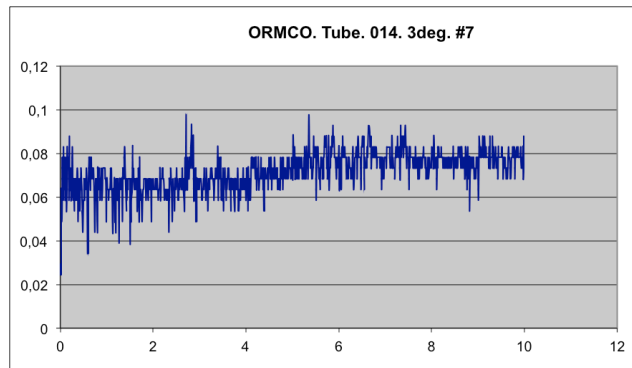
Test #4: Tubo ORMCO. Arco 0.014". 3° de angulación.



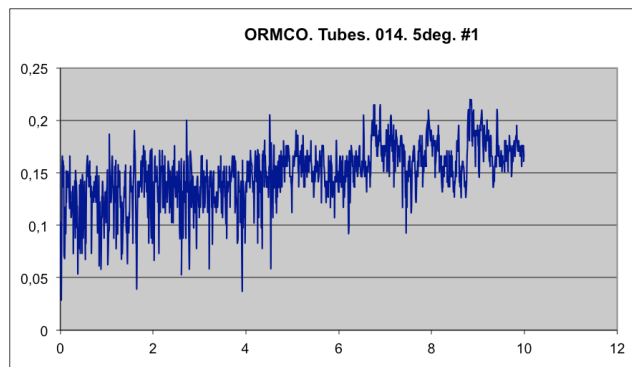
Test #5: Tubo ORMCO. Arco 0.014". 3° de angulación.



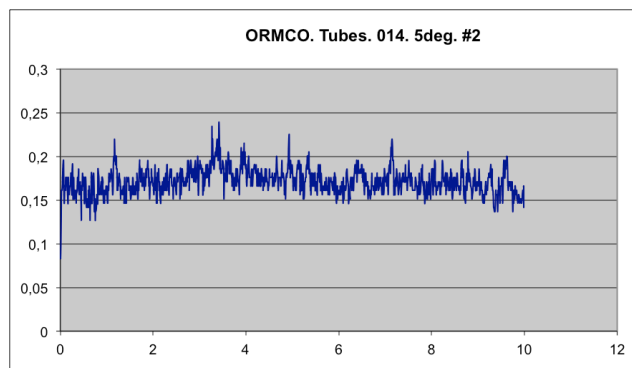
Test #6: Tubo ORMCO. Arco 0.014". 3° de angulación.



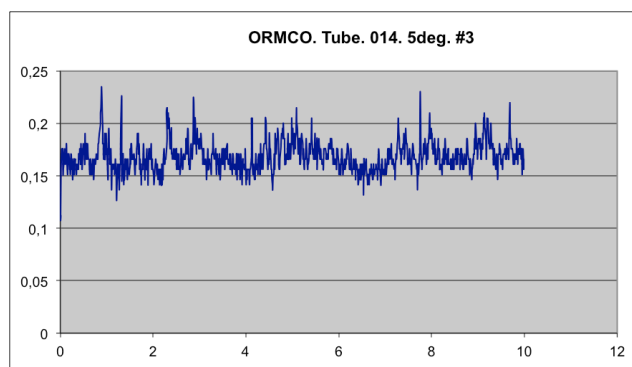
Test #7: Tubo ORMCO. Arco 0.014". 3° de angulación.



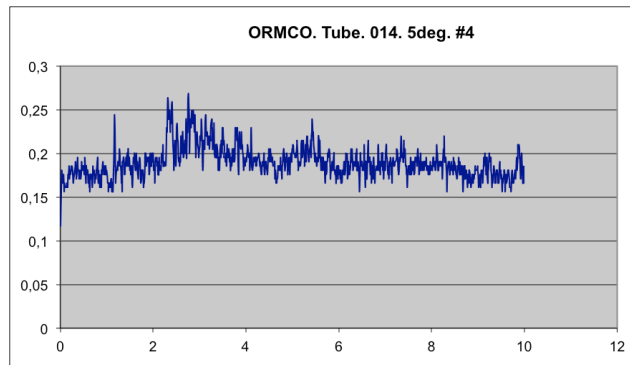
Test #1: Tubo ORMCO. Arco 0.014". 5° de angulación.



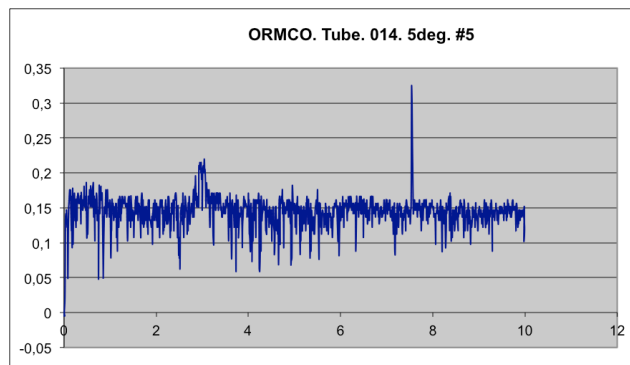
Test #2: Tubo ORMCO. Arco 0.014". 5° de angulación.



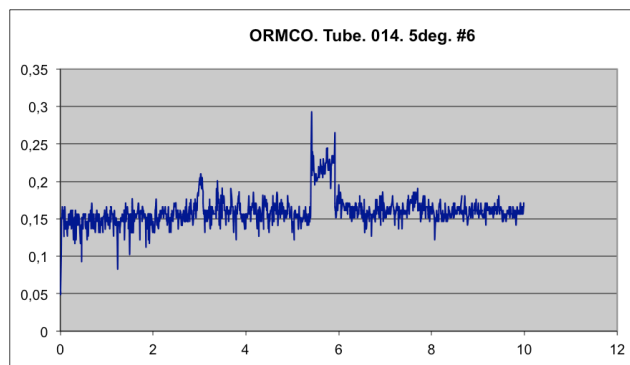
Test #3: Tubo ORMCO. Arco 0.014". 5° de angulación.



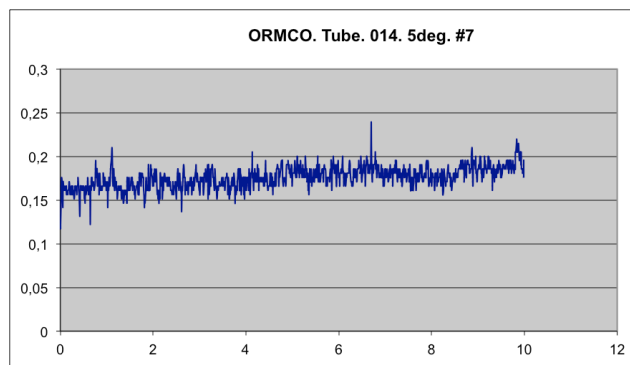
Test #4: Tubo ORMCO. Arco 0.014". 5° de angulación.



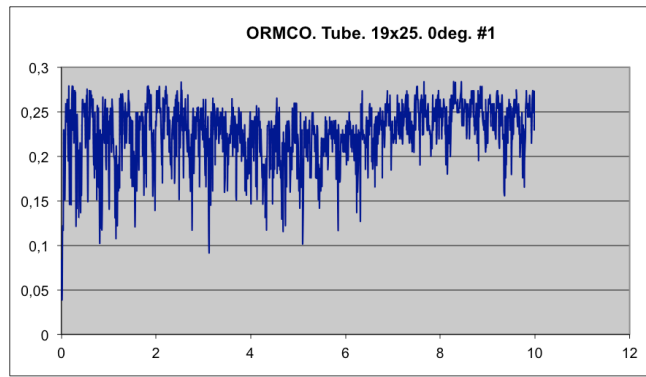
Test #6: Tubo ORMCO. Arco 0.014". 5° de angulación.



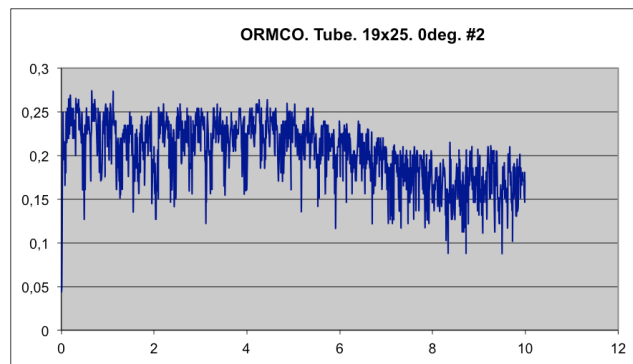
Test #6: Tubo ORMCO. Arco 0.014". 5° de angulación.



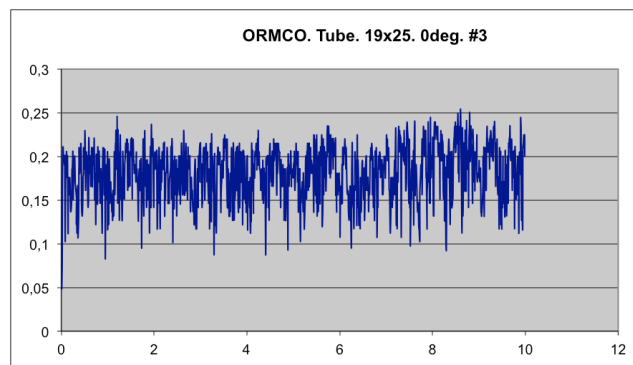
Test #7: Tubo ORMCO. Arco 0.014". 5° de angulación.



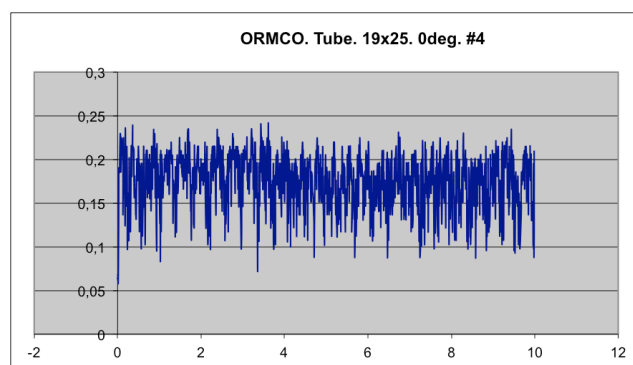
Test #1: Tubo ORMCO. Arco 0.019"x0.025". 0° de angulación.



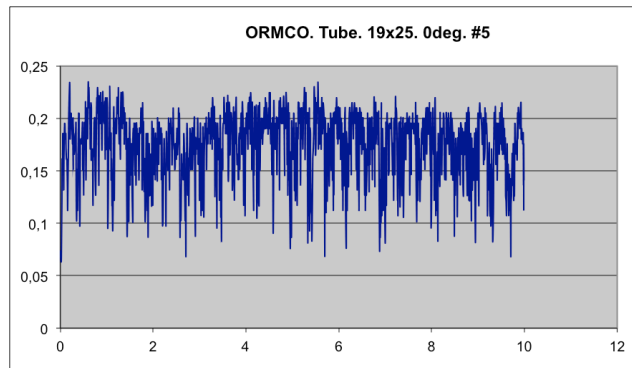
Test #2: Tubo ORMCO. Arco 0.019"x0.025". 0° de angulación.



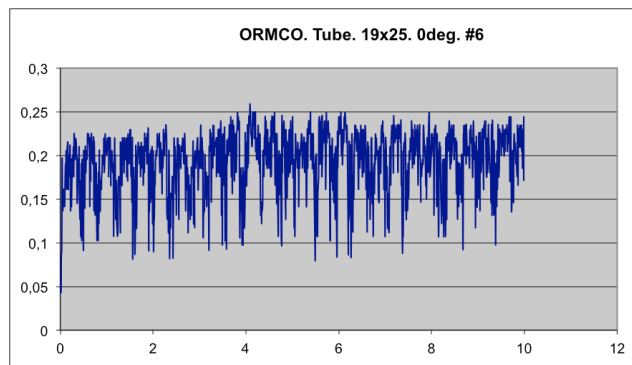
Test #3: Tubo ORMCO. Arco 0.019"x0.025". 0° de angulación.



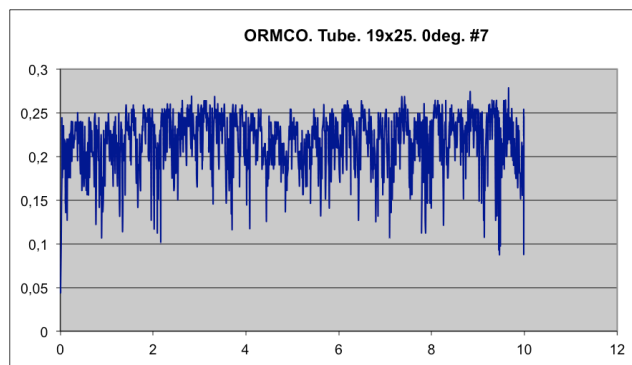
Test #4: Tubo ORMCO. Arco 0.019"x0.025". 0° de angulación.



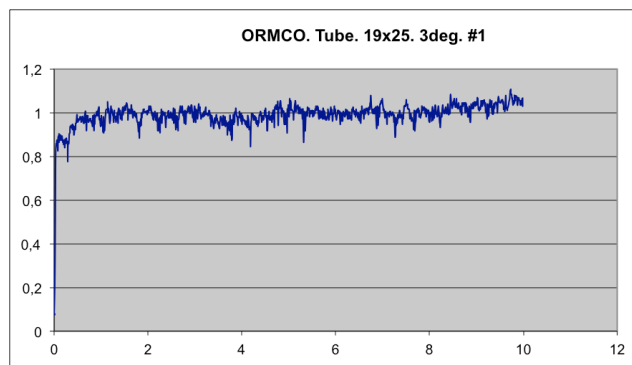
Test #5: Tubo ORMCO. Arco 0.019"x0.025". 0° de angulación.



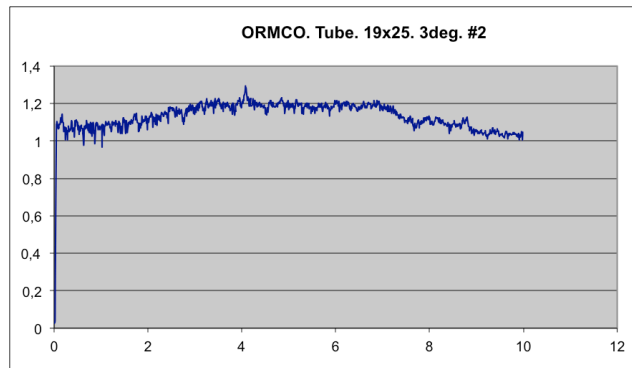
Test #6: Tubo ORMCO. Arco 0.019"x0.025". 0° de angulación.



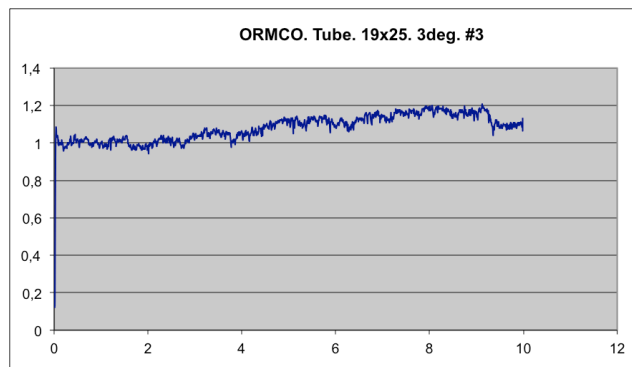
Test #7: Tubo ORMCO. Arco 0.019"x0.025". 0° de angulación.



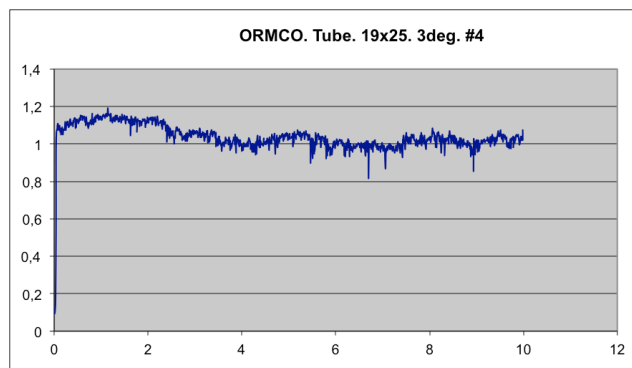
Test #1: Tubo ORMCO. Arco 0.019"x0.025". 3° de angulación.



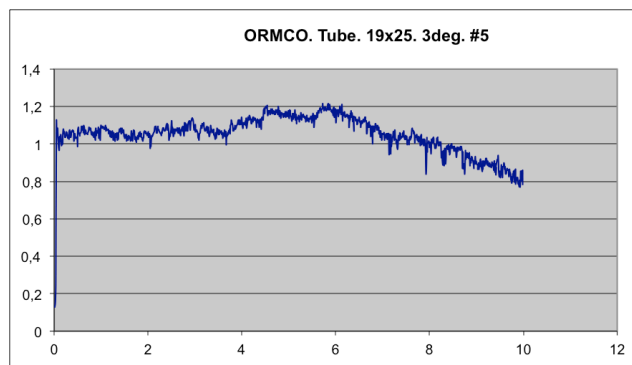
Test #2: Tubo ORMCO. Arco 0.019"x0.025". 3° de angulación.



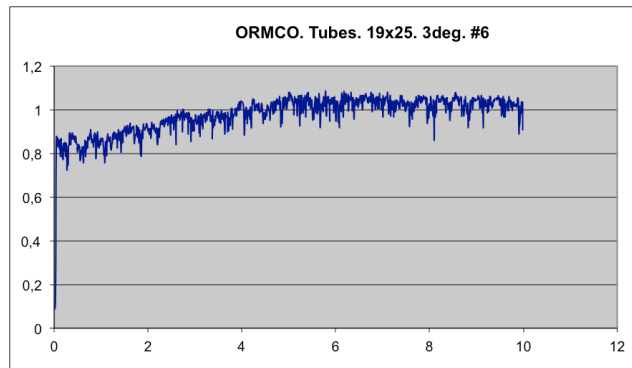
Test #3: Tubo ORMCO. Arco 0.019"x0.025". 3° de angulación.



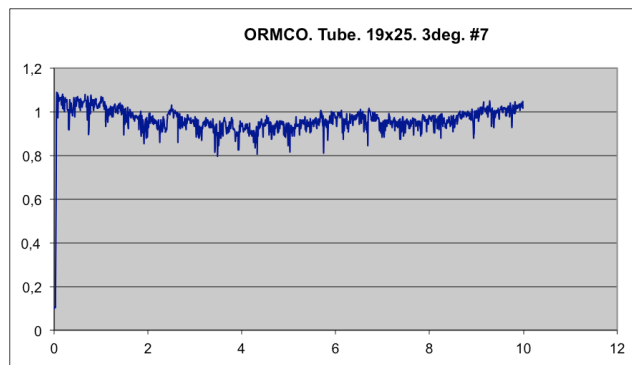
Test #4: Tubo ORMCO. Arco 0.019"x0.025". 3° de angulación.



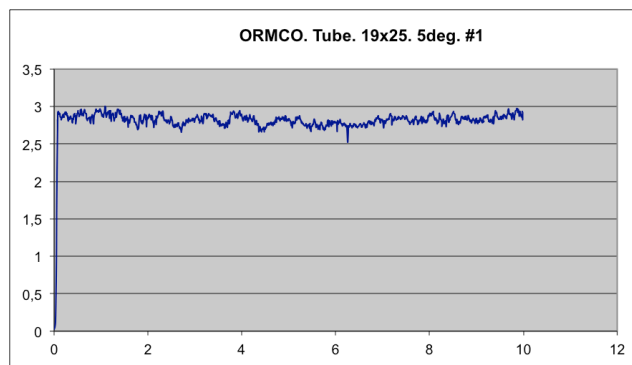
Test #5: Tubo ORMCO. Arco 0.019"x0.025". 3° de angulación.



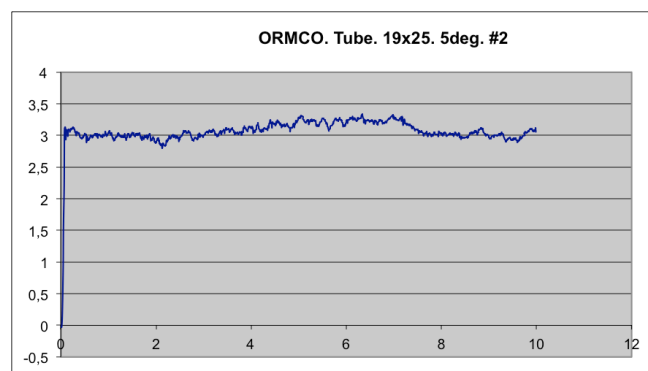
Test #6: Tubo ORMCO. Arco 0.019"x0.025". 3° de angulación.



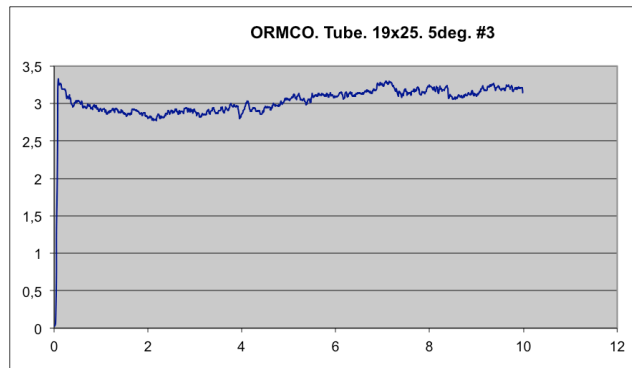
Test #7: Tubo ORMCO. Arco 0.019"x0.025". 3° de angulación.



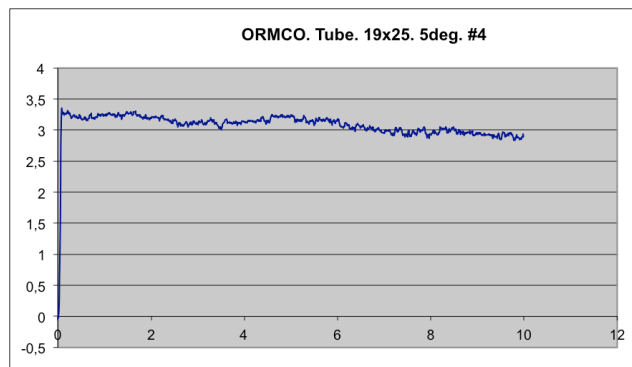
Test #1: Tubo ORMCO. Arco 0.019"x0.025". 5° de angulación.



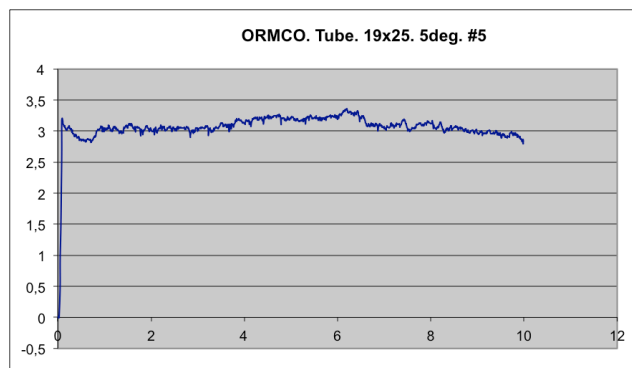
Test #2: Tubo ORMCO. Arco 0.019"x0.025". 5° de angulación.



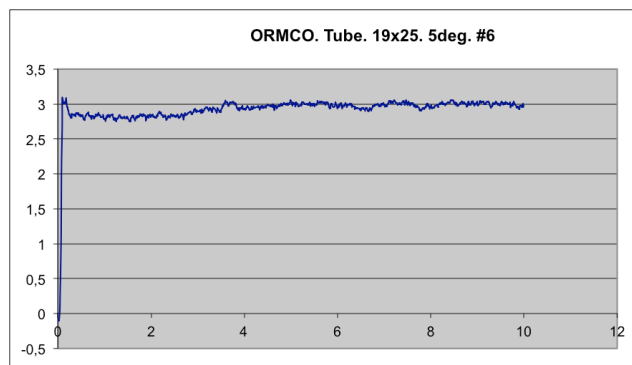
Test #3: Tubo ORMCO. Arco 0.019"x0.025". 5° de angulación.



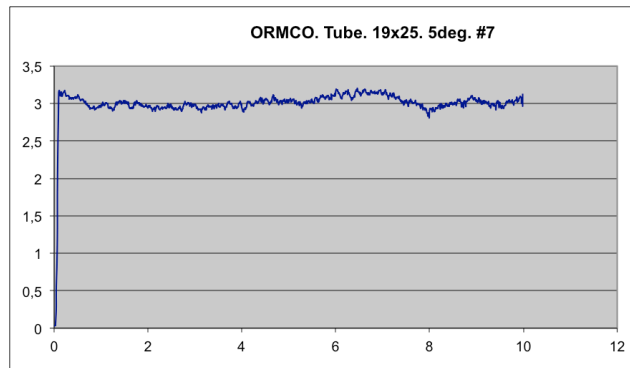
Test #4: Tubo ORMCO. Arco 0.019"x0.025". 5° de angulación.



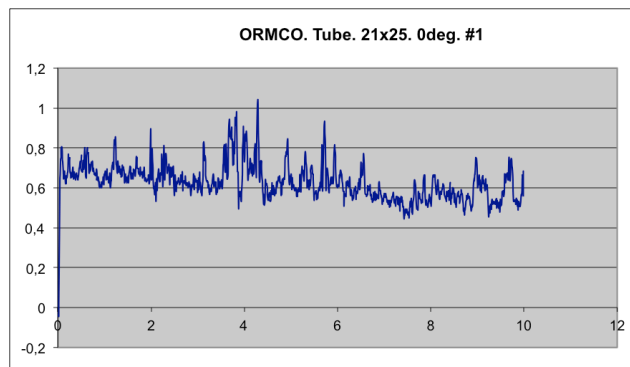
Test #5: Tubo ORMCO. Arco 0.019"x0.025". 5° de angulación.



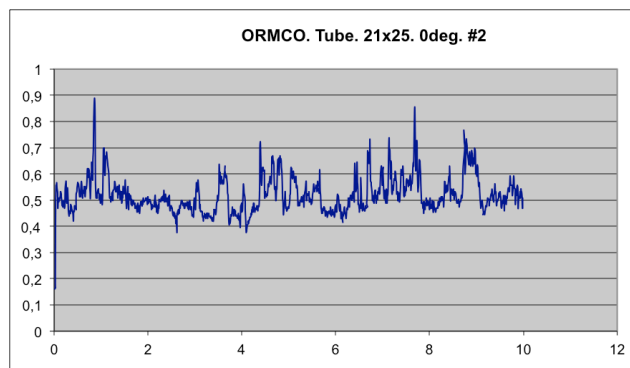
Test #6: Tubo ORMCO. Arco 0.019"x0.025". 5° de angulación.



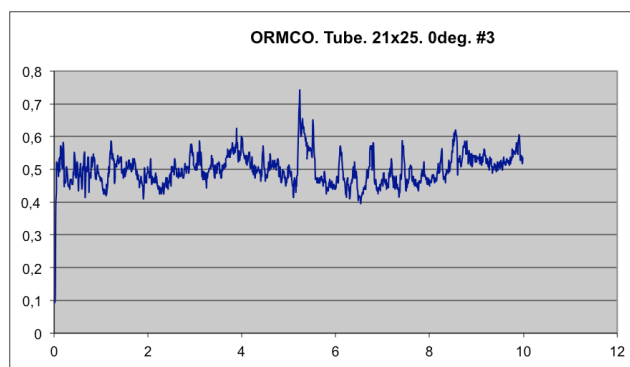
Test #7: Tubo ORMCO. Arco 0.019"x0.025". 5° de angulación.



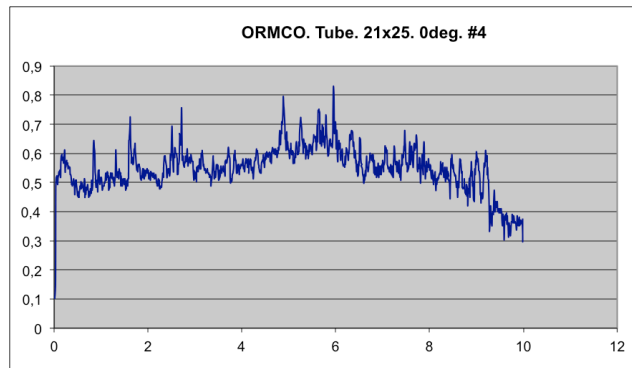
Test #1: Tubo ORMCO. Arco 0.021"x0.025". 0° de angulación.



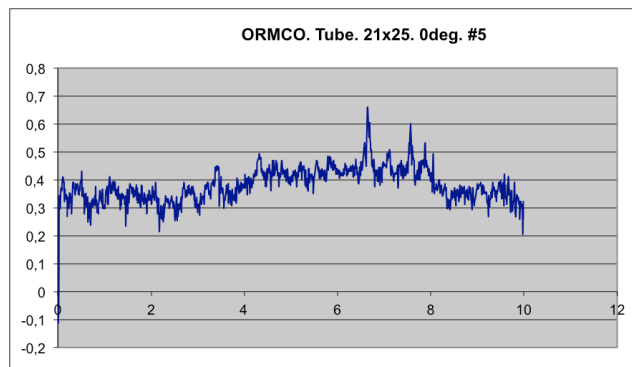
Test #2: Tubo ORMCO. Arco 0.021"x0.025". 0° de angulación.



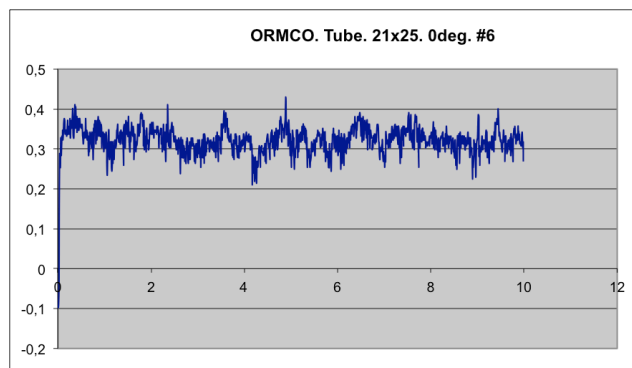
Test #3: Tubo ORMCO. Arco 0.021"x0.025". 0° de angulación.



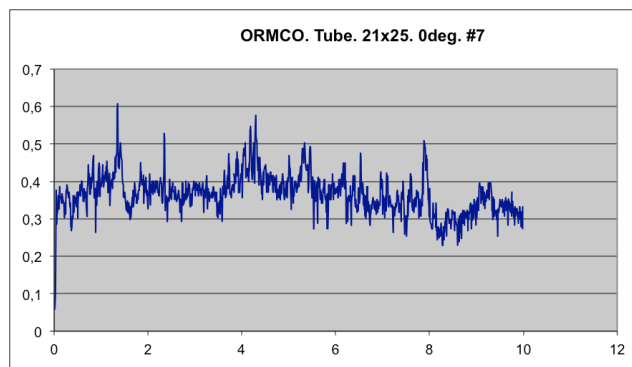
Test #4: Tubo ORMCO. Arco 0.021"x0.025". 0° de angulación.



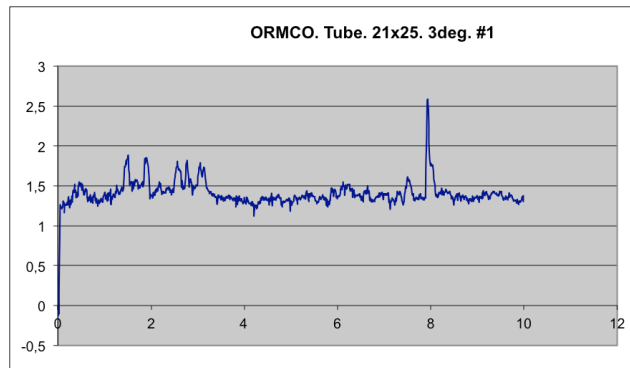
Test #5: Tubo ORMCO. Arco 0.021"x0.025". 0° de angulación.



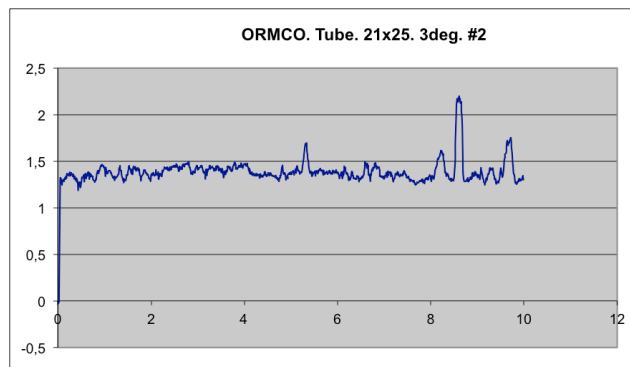
Test #6: Tubo ORMCO. Arco 0.021"x0.025". 0° de angulación.



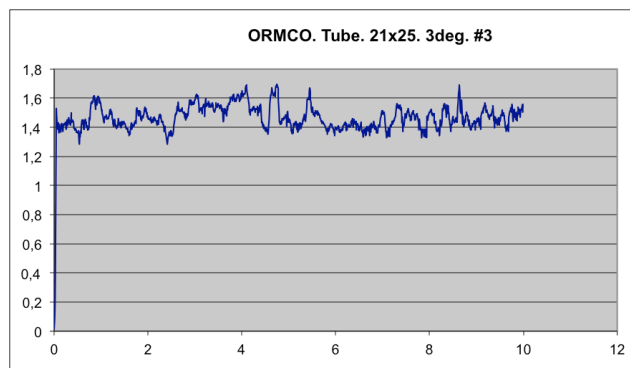
Test #7: Tubo ORMCO. Arco 0.021"x0.025". 0° de angulación.



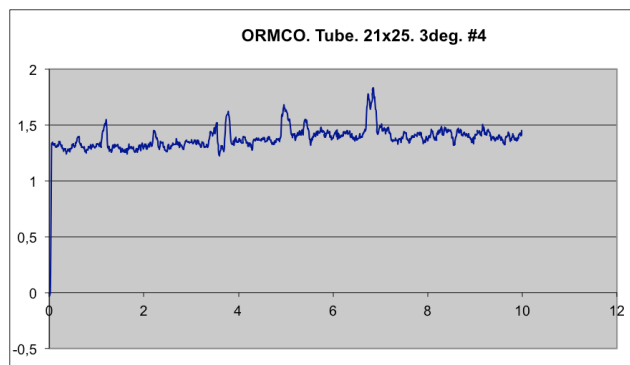
Test #1: Tubo ORMCO. Arco 0.021"x0.025". 3° de angulación.



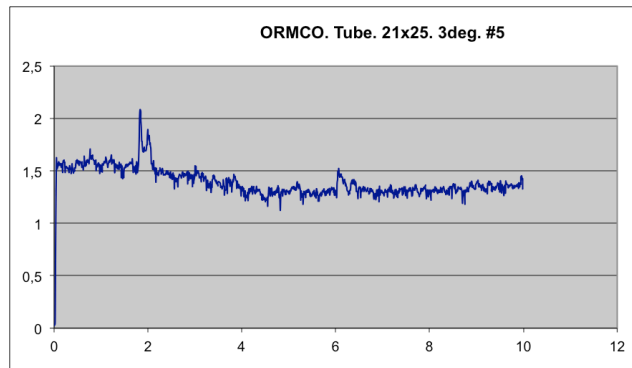
Test #2: Tubo ORMCO. Arco 0.021"x0.025". 3° de angulación.



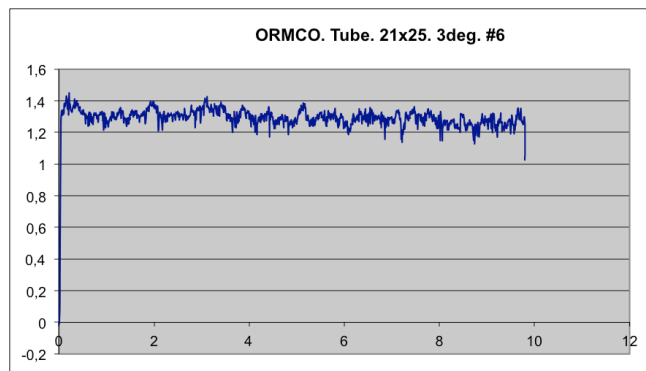
Test #3: Tubo ORMCO. Arco 0.021"x0.025". 3° de angulación.



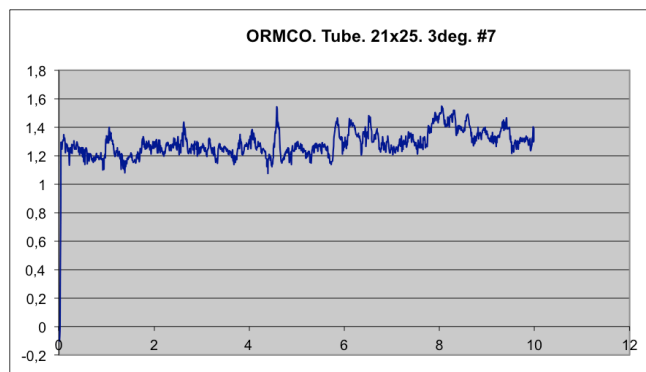
Test #4: Tubo ORMCO. Arco 0.021"x0.025". 3° de angulación.



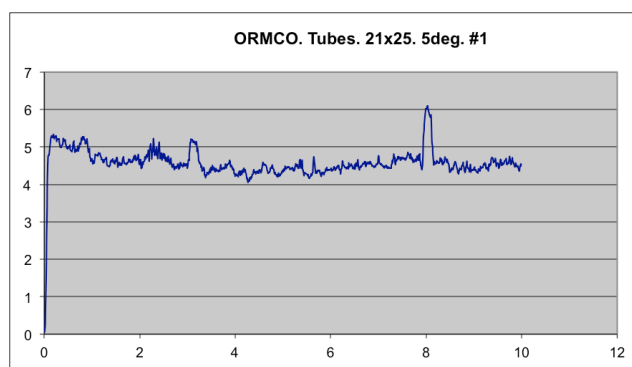
Test #5: Tubo ORMCO. Arco 0.021"x0.025". 3° de angulación.



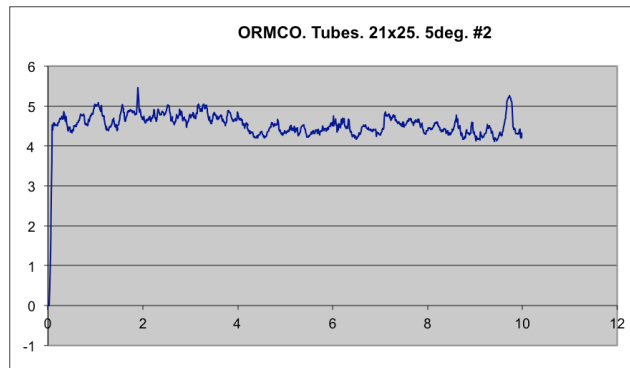
Test #6: Tubo ORMCO. Arco 0.021"x0.025". 3° de angulación.



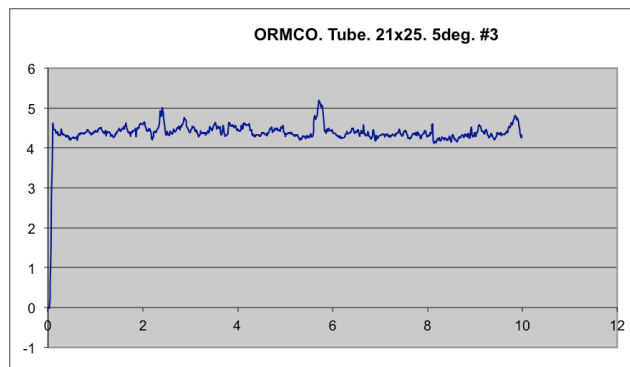
Test #7: Tubo ORMCO. Arco 0.021"x0.025". 3° de angulación.



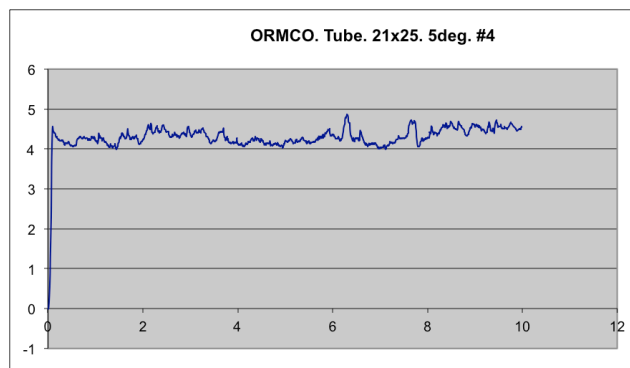
Test #1: Tubo ORMCO. Arco 0.021"x0.025". 5° de angulación.



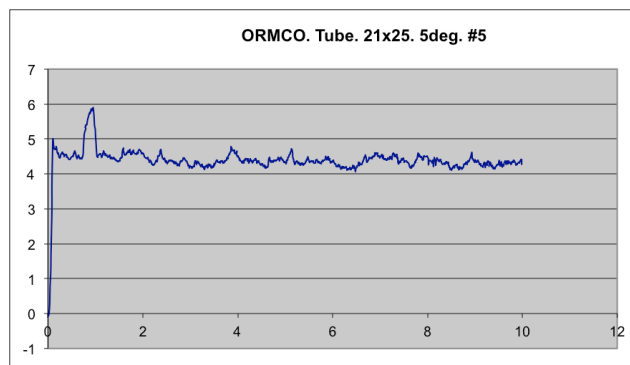
Test #2: Tubo ORMCO. Arco 0.021"x0.025". 5° de angulación.



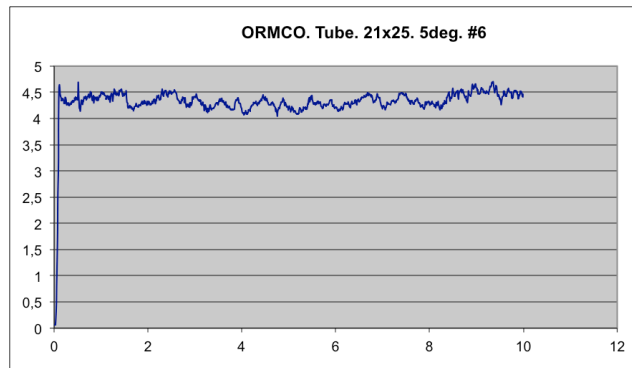
Test #3: Tubo ORMCO. Arco 0.021"x0.025". 5° de angulación.



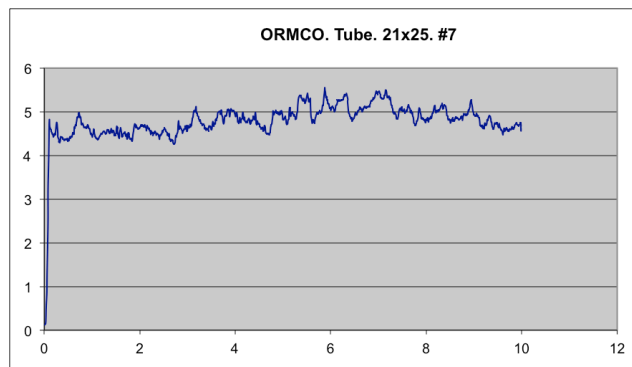
Test #4: Tubo ORMCO. Arco 0.021"x0.025". 5° de angulación.



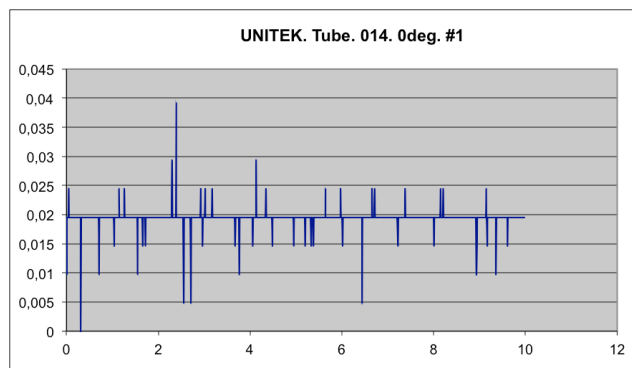
Test #5: Tubo ORMCO. Arco 0.021"x0.025". 5° de angulación.



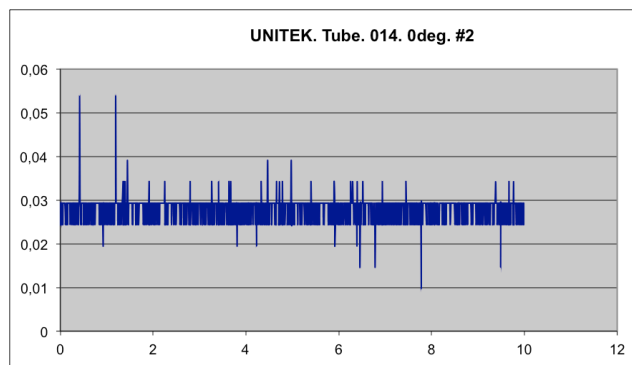
Test #6: Tubo ORMCO. Arco 0.021"x0.025". 5° de angulación.



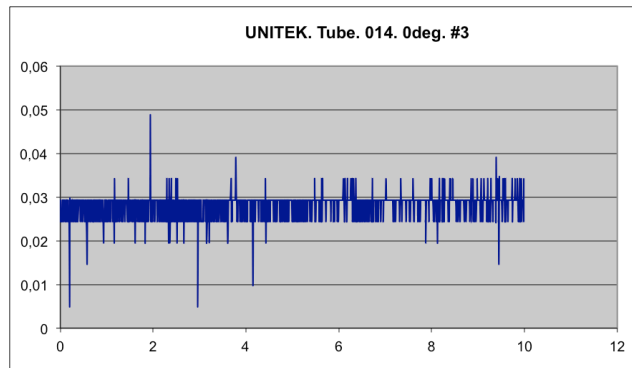
Test #7: Tubo ORMCO. Arco 0.021"x0.025". 5° de angulación.



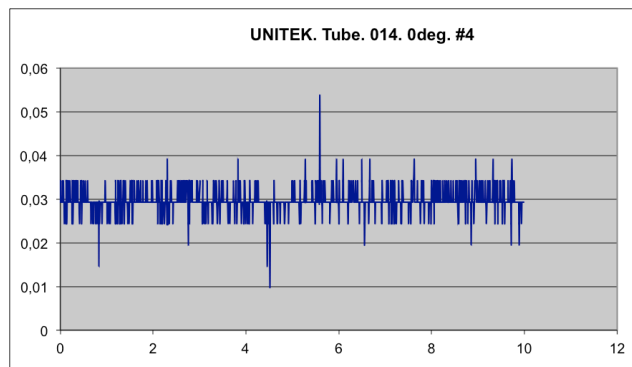
Test #1: Tubo UNITEK. Arco 0.014". 0° de angulación.



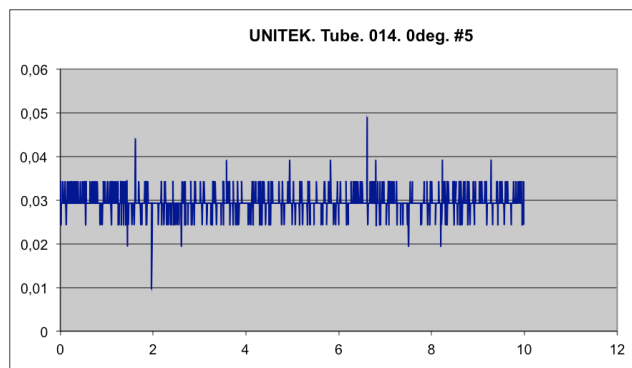
Test #2: Tubo UNITEK. Arco 0.014". 0° de angulación.



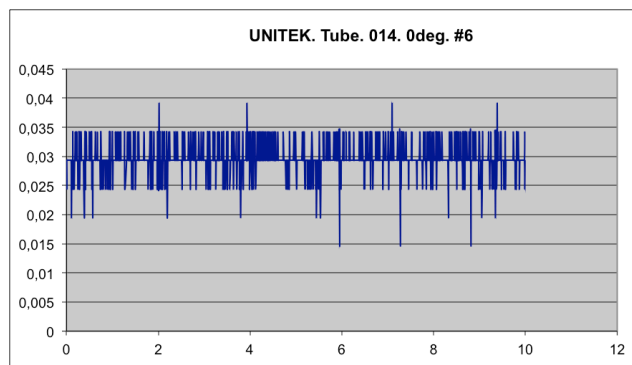
Test #3: Tubo UNITEK. Arco 0.014". 0° de angulación.



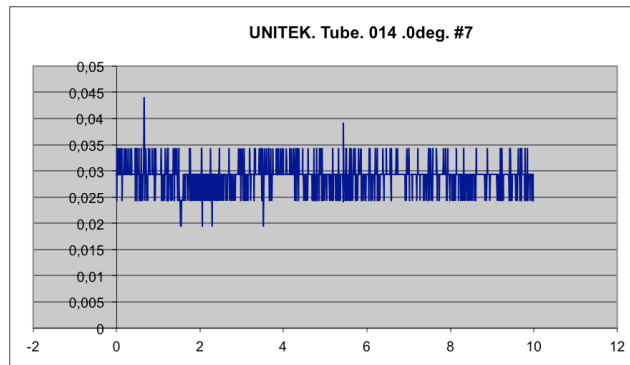
Test #4: Tubo UNITEK. Arco 0.014". 0° de angulación.



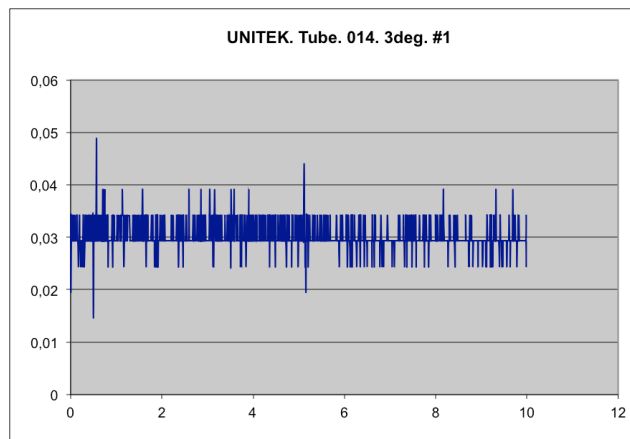
Test #5: Tubo UNITEK. Arco 0.014". 0° de angulación.



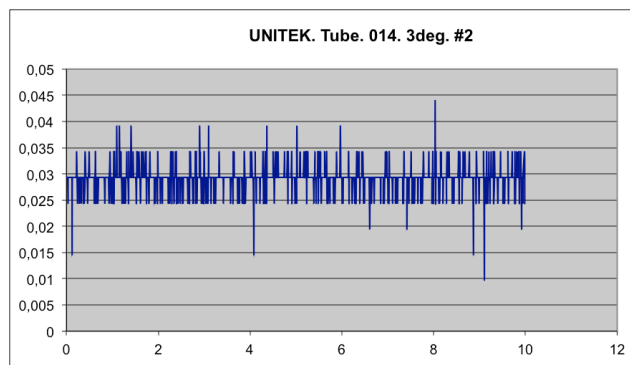
Test #6: Tubo UNITEK. Arco 0.014". 0° de angulación.



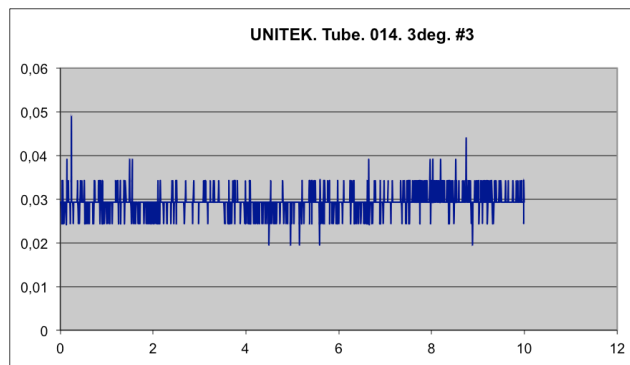
Test #7: Tubo UNITEK. Arco 0.014". 0° de angulación.



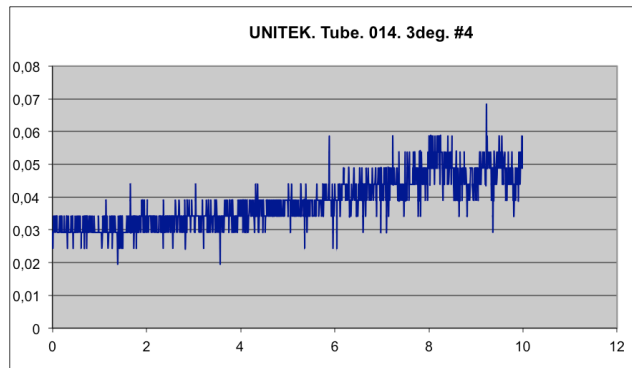
Test #1: Tubo UNITEK. Arco 0.014". 3° de angulación.



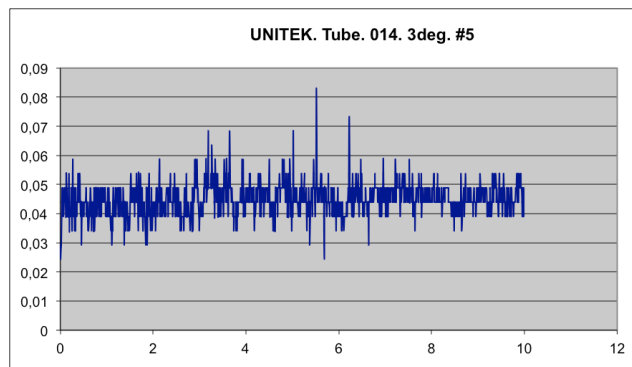
Test #2: Tubo UNITEK. Arco 0.014". 3° de angulación.



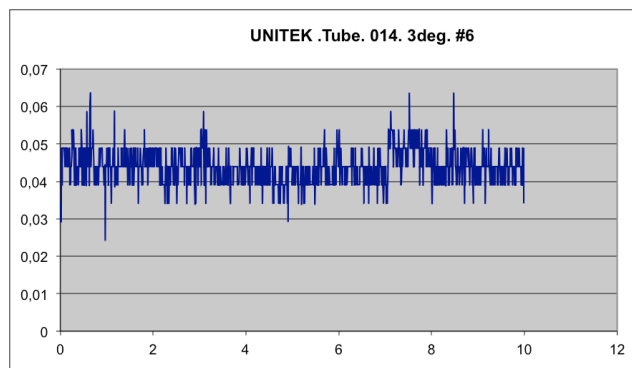
Test #3: Tubo UNITEK. Arco 0.014". 3° de angulación.



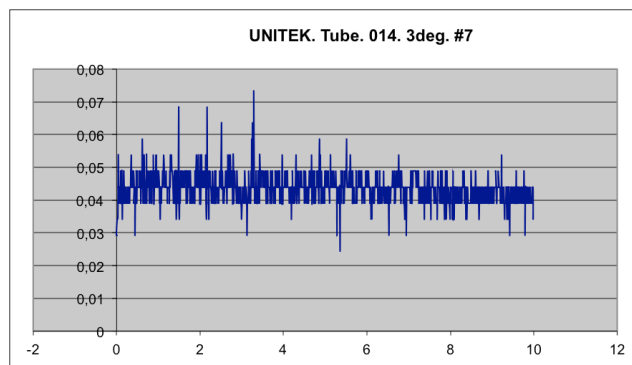
Test #4: Tubo UNITEK. Arco 0.014". 3° de angulación.



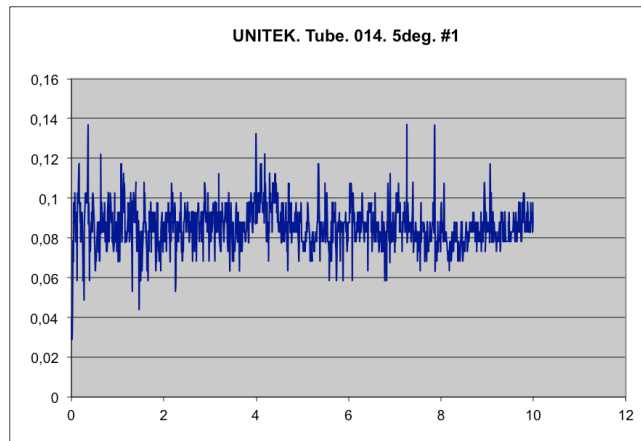
Test #5: Tubo UNITEK. Arco 0.014". 3° de angulación.



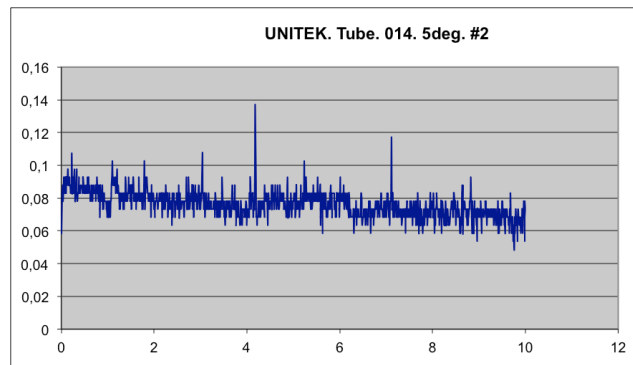
Test #6: Tubo UNITEK. Arco 0.014". 3° de angulación.



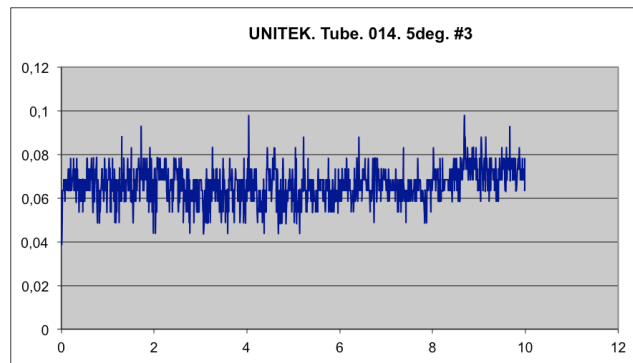
Test #7: Tubo UNITEK. Arco 0.014". 3° de angulación.



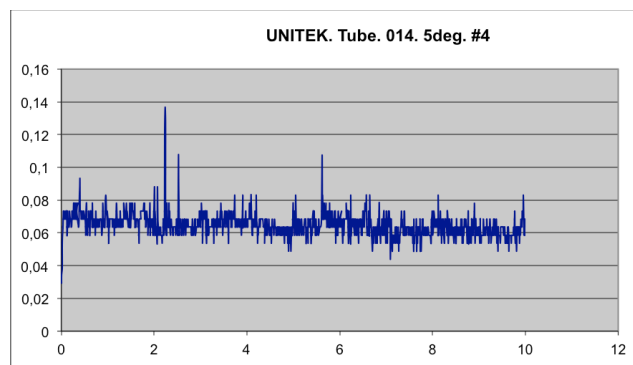
Test #1: Tubo UNITEK. Arco 0.014". 5° de angulación.



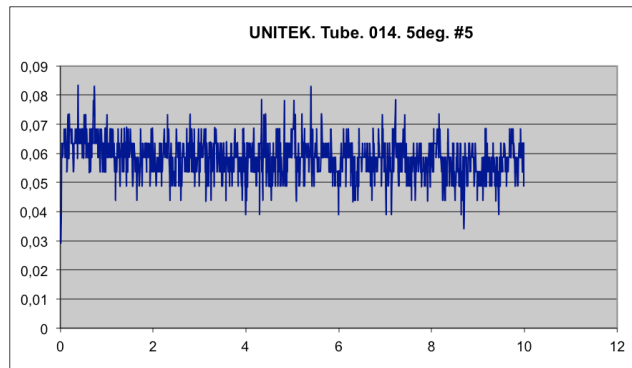
Test #2: Tubo UNITEK. Arco 0.014". 5° de angulación.



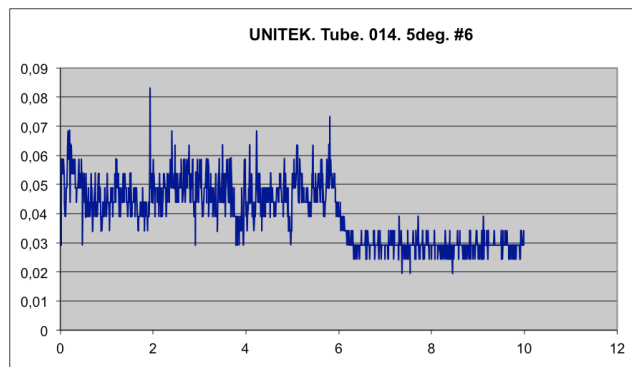
Test #3: Tubo UNITEK. Arco 0.014". 5° de angulación.



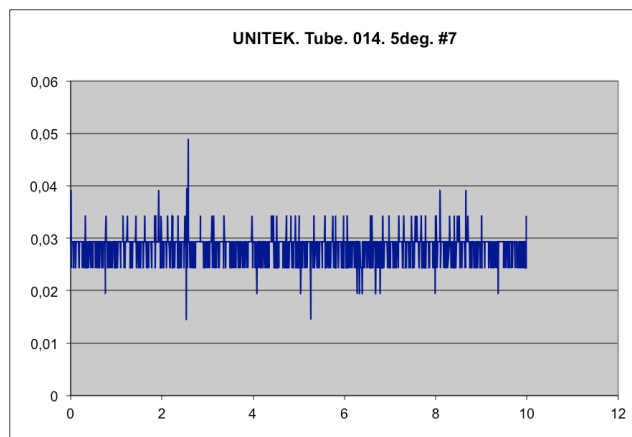
Test #4: Tubo UNITEK. Arco 0.014". 5° de angulación.



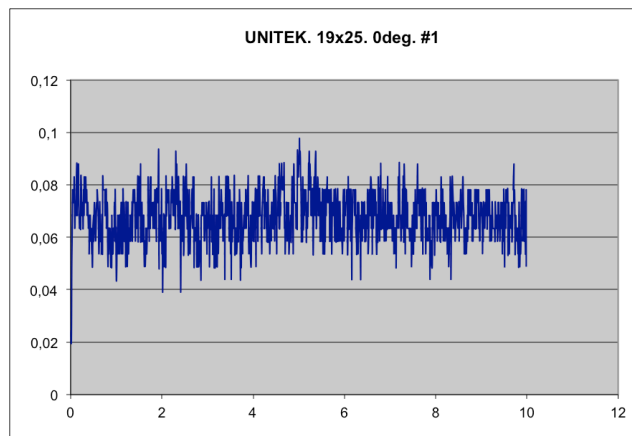
Test #5: Tubo UNITEK. Arco 0.014". 5° de angulación.



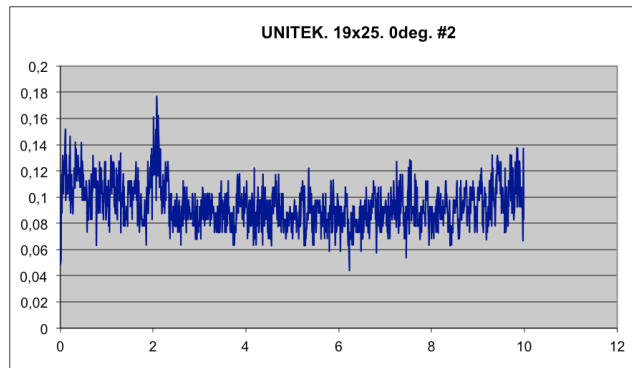
Test #6: Tubo UNITEK. Arco 0.014". 5° de angulación.



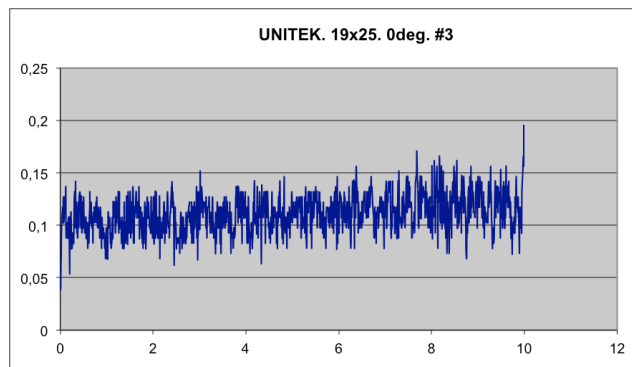
Test #7: Tubo UNITEK. Arco 0.014". 5° de angulación.



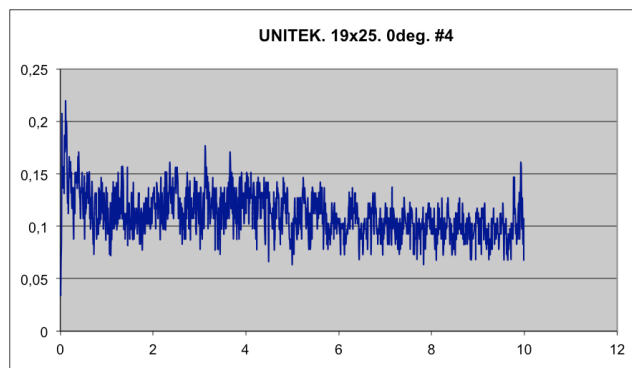
Test #1: Tubo UNITEK. Arco 0.019"x 0.025". 0° de angulación.



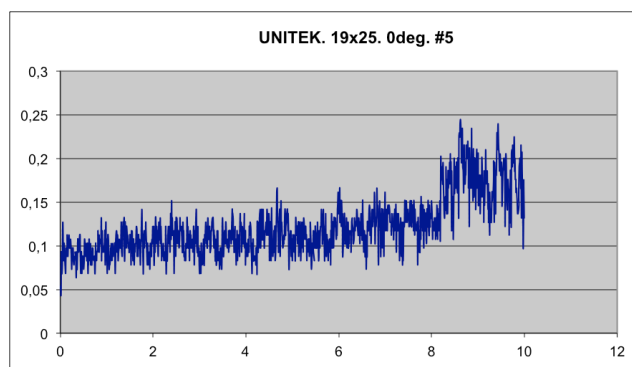
Test #2: Tubo UNITEK. Arco 0.019"x 0.025". 0° de angulación.



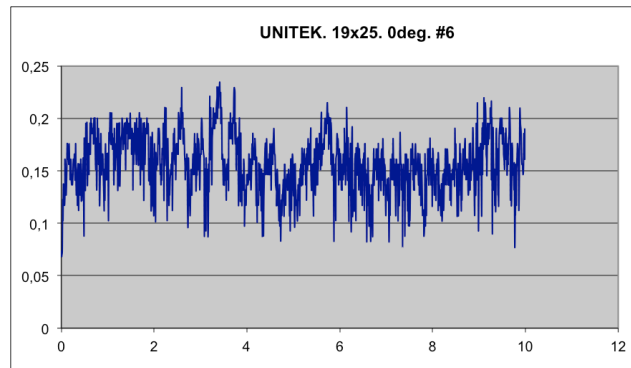
Test #3: Tubo UNITEK. Arco 0.019"x 0.025". 0° de angulación.



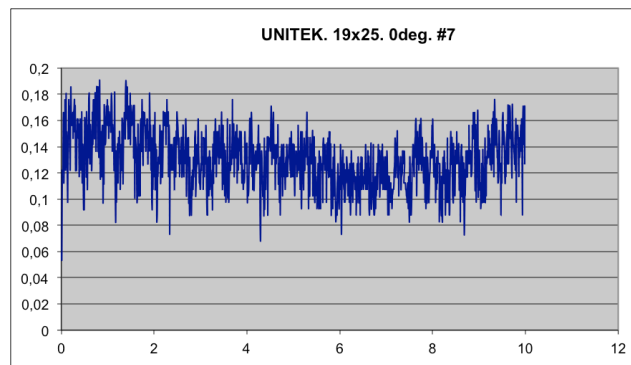
Test #4: Tubo UNITEK. Arco 0.019"x 0.025". 0° de angulación.



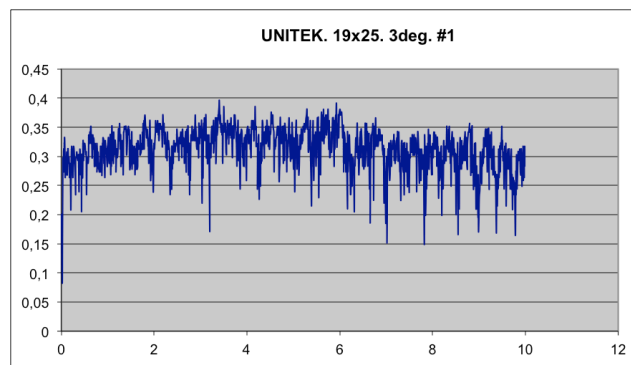
Test #5: Tubo UNITEK. Arco 0.019"x 0.025". 0° de angulación.



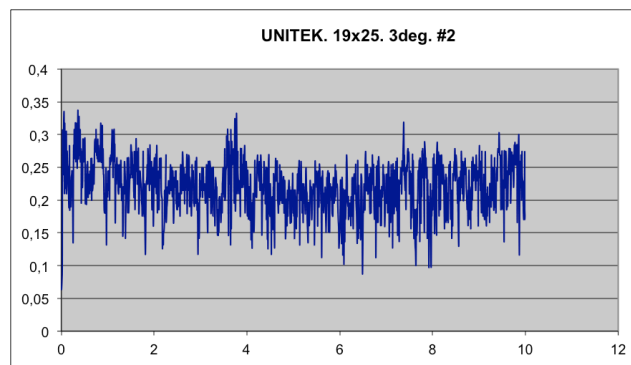
Test #6: Tubo UNITEK. Arco 0.019"x 0.025". 0° de angulación.



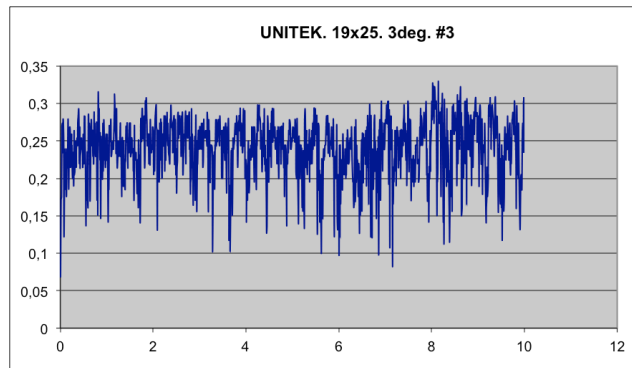
Test #7: Tubo UNITEK. Arco 0.019"x 0.025". 0° de angulación.



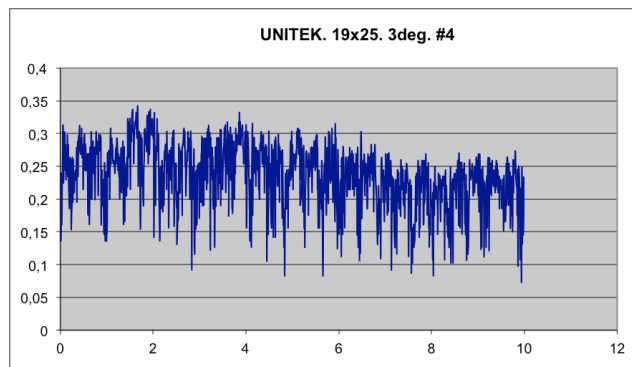
Test #1: Tubo UNITEK. Arco 0.019"x 0.025". 3° de angulación.



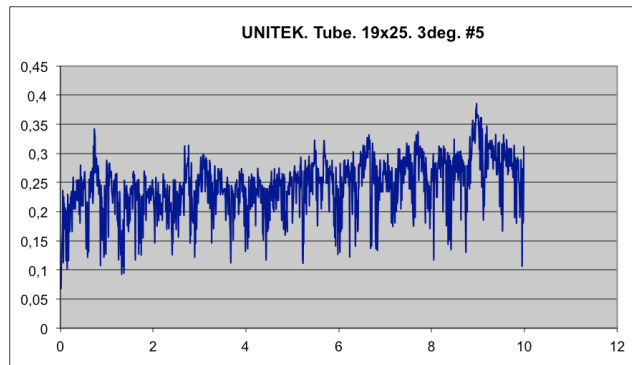
Test #2: Tubo UNITEK. Arco 0.019"x 0.025". 3° de angulación.



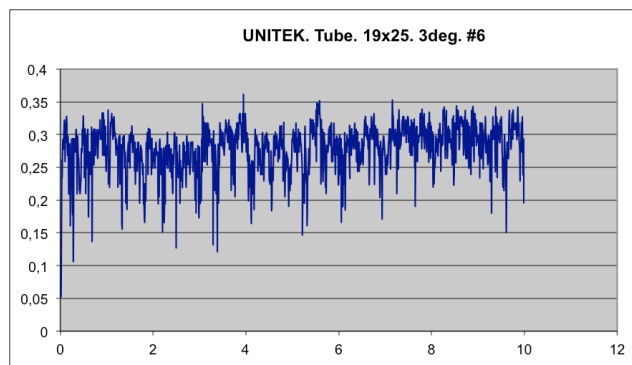
Test #3: Tubo UNITEK. Arco 0.019"x 0.025". 3° de angulación.



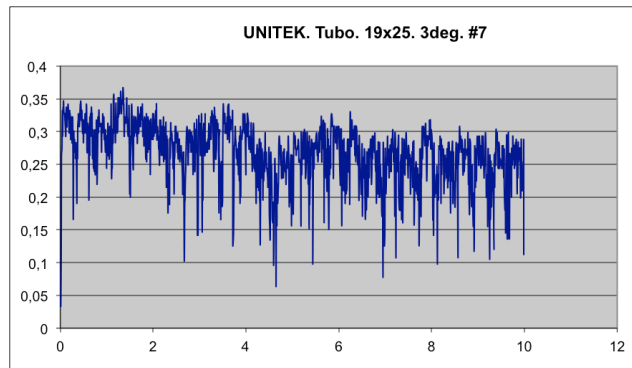
Test #4: Tubo UNITEK. Arco 0.019"x 0.025". 3° de angulación.



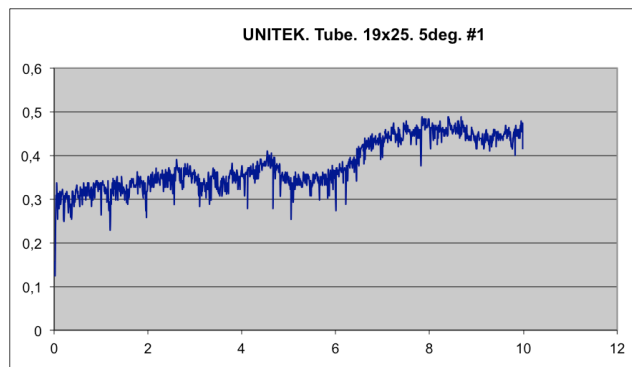
Test #5: Tubo UNITEK. Arco 0.019"x 0.025". 3° de angulación.



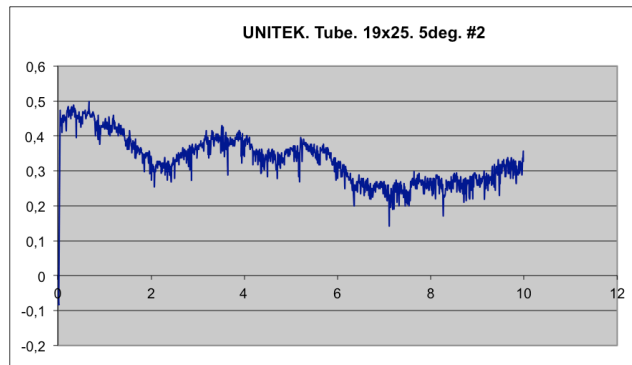
Test #6: Tubo UNITEK. Arco 0.019"x 0.025". 3° de angulación.



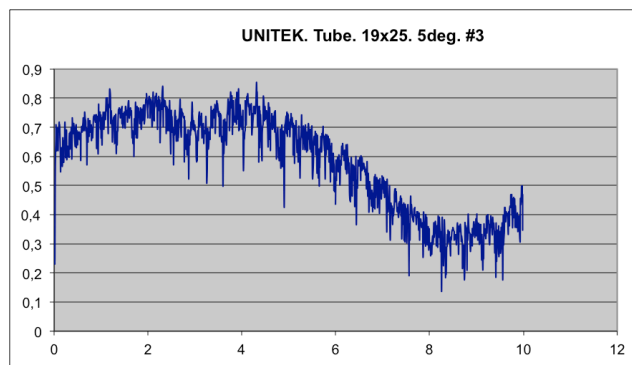
Test #7: Tubo UNITEK. Arco 0.019"x 0.025". 3° de angulación.



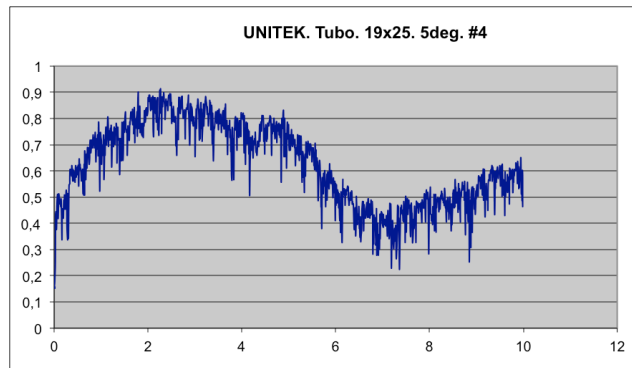
Test #1: Tubo UNITEK. Arco 0.019"x 0.025". 5° de angulación.



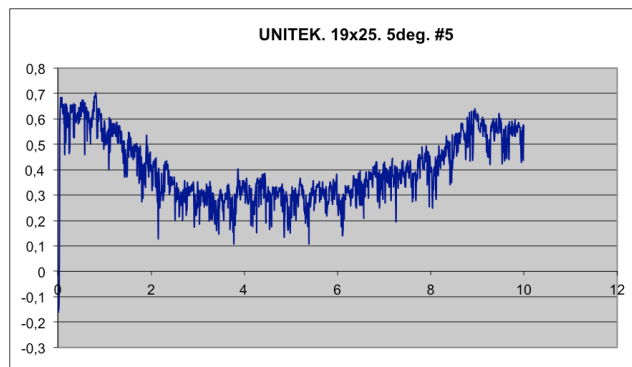
Test #2: Tubo UNITEK. Arco 0.019"x 0.025". 5° de angulación.



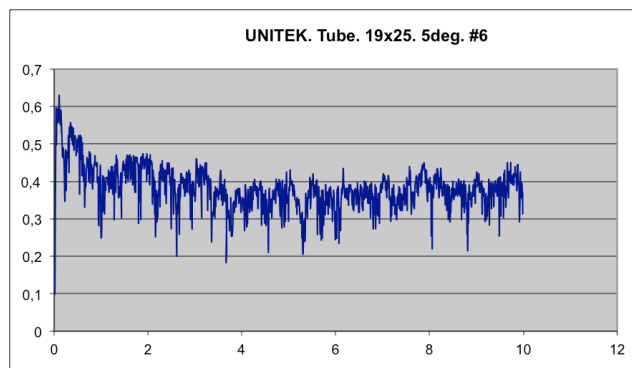
Test #3: Tubo UNITEK. Arco 0.019"x 0.025". 5° de angulación.



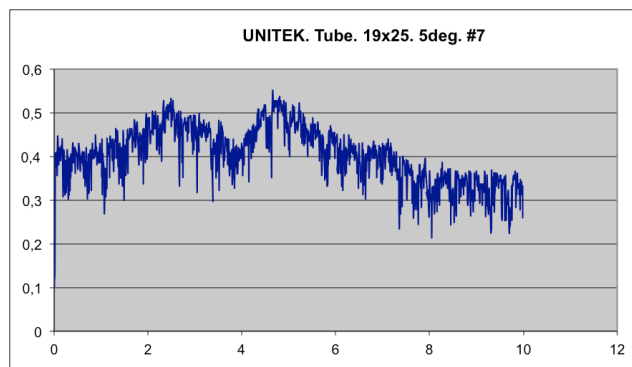
Test #4: Tubo UNITEK. Arco 0.019"x 0.025". 5° de angulación.



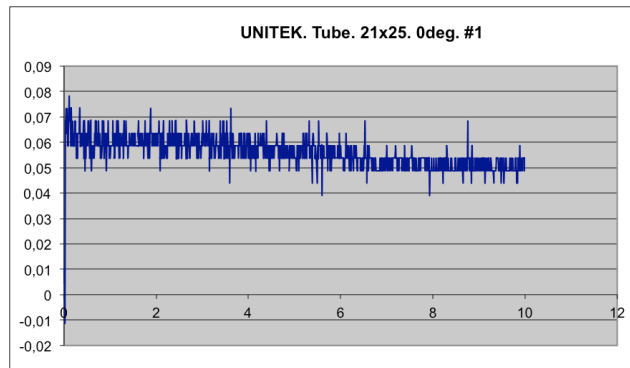
Test #5: Tubo UNITEK. Arco 0.019"x 0.025". 5° de angulación.



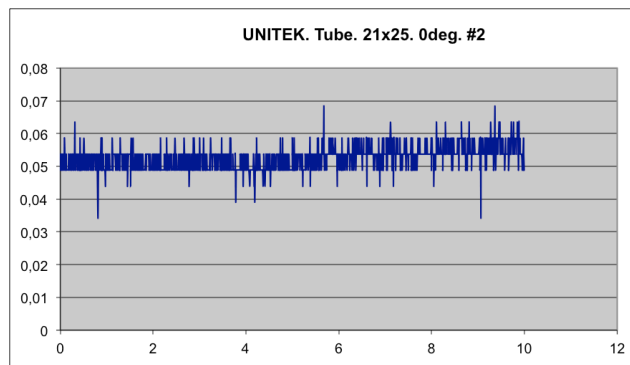
Test #6: Tubo UNITEK. Arco 0.019"x 0.025". 5° de angulación.



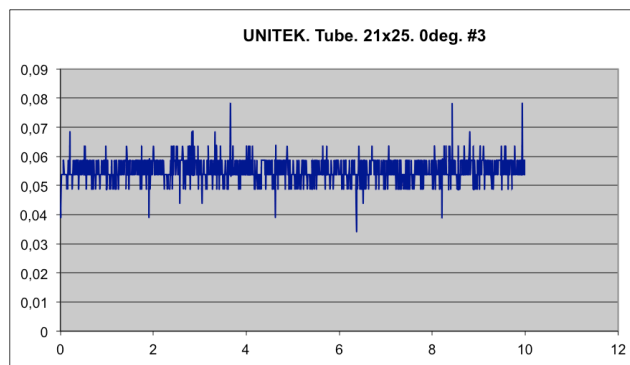
Test #7: Tubo UNITEK. Arco 0.019"x 0.025". 5° de angulación.



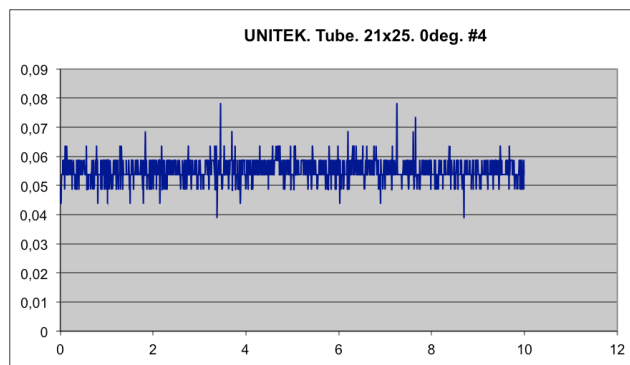
Test #1: Tubo UNITEK. Arco 0.021"x 0.025". 0° de angulación.



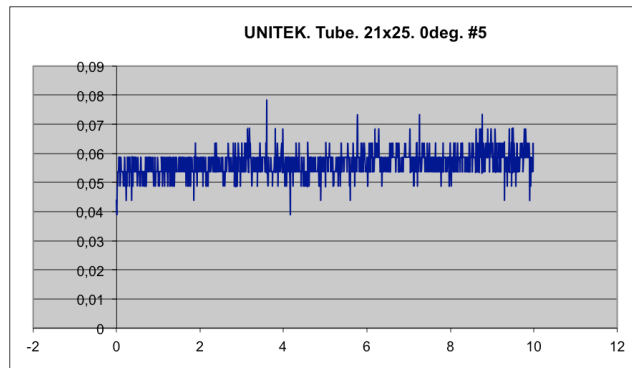
Test #2: Tubo UNITEK. Arco 0.021"x 0.025". 0° de angulación.



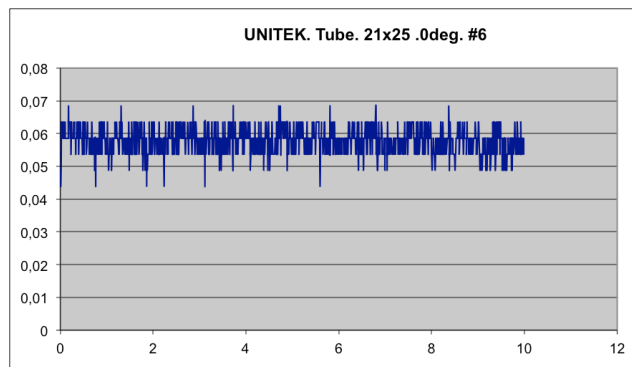
Test #3: Tubo UNITEK. Arco 0.021"x 0.025". 0° de angulación.



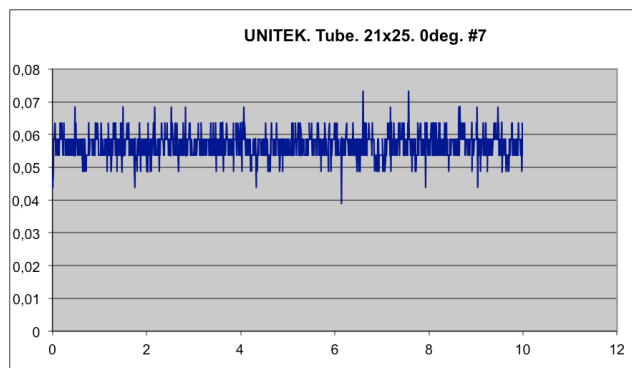
Test #4: Tubo UNITEK. Arco 0.021"x 0.025". 0° de angulación.



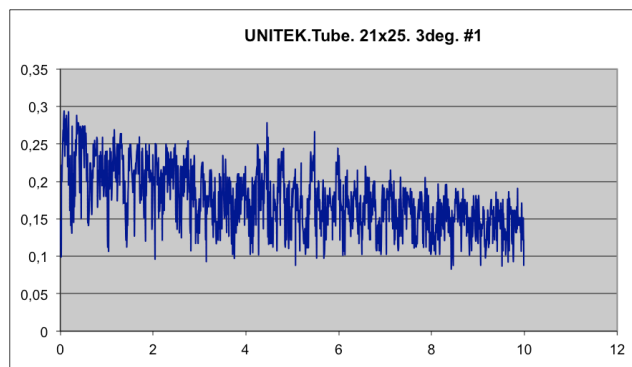
Test #5: Tubo UNITEK. Arco 0.021"x 0.025". 0° de angulación.



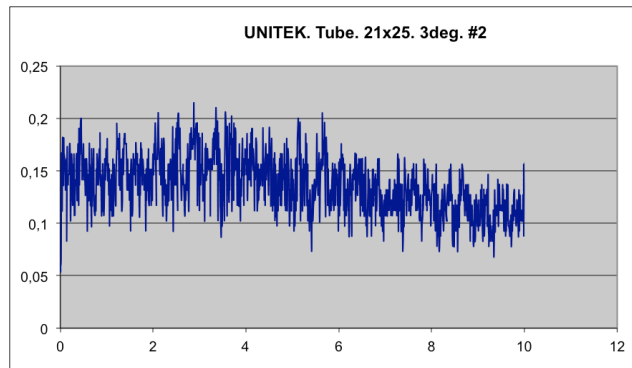
Test #6: Tubo UNITEK. Arco 0.021"x 0.025". 0° de angulación.



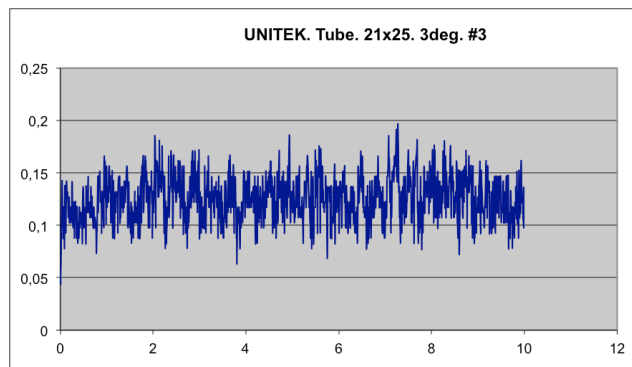
Test #7: Tubo UNITEK. Arco 0.021"x 0.025". 0° de angulación.



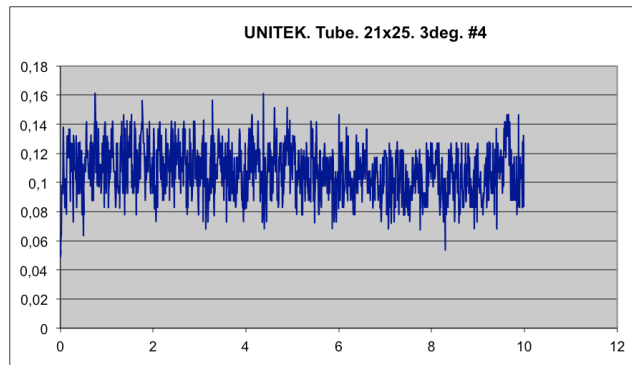
Test #1: Tubo UNITEK. Arco 0.021"x 0.025". 3° de angulación.



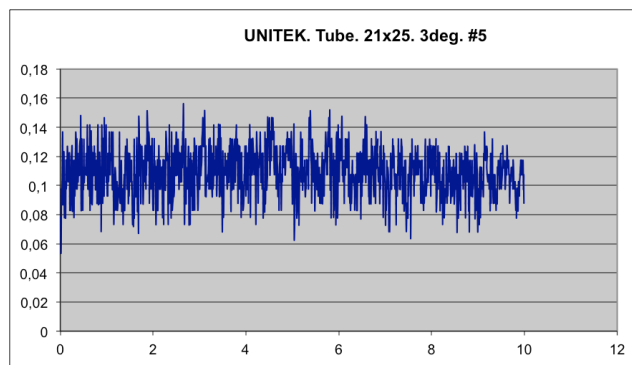
Test #2: Tubo UNITEK. Arco 0.021"x 0.025". 3° de angulación.



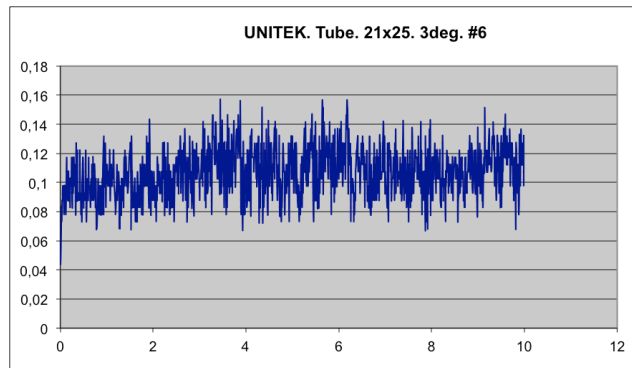
Test #3: Tubo UNITEK. Arco 0.021"x 0.025". 3° de angulación.



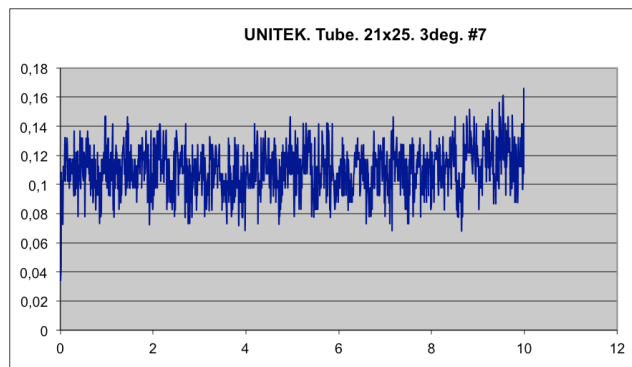
Test #4: Tubo UNITEK. Arco 0.021"x 0.025". 3° de angulación.



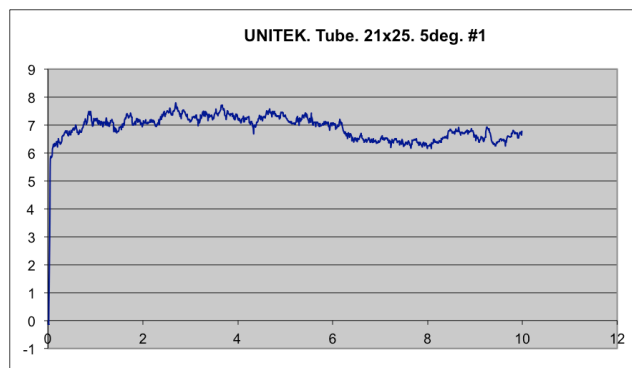
Test #5: Tubo UNITEK. Arco 0.021"x 0.025". 3° de angulación.



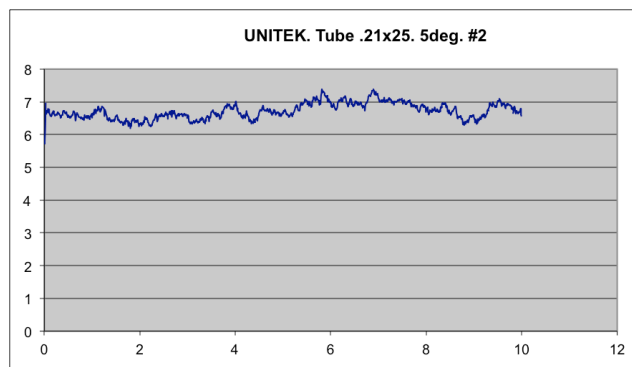
Test #6: Tubo UNITEK. Arco 0.021"x 0.025". 3° de angulación.



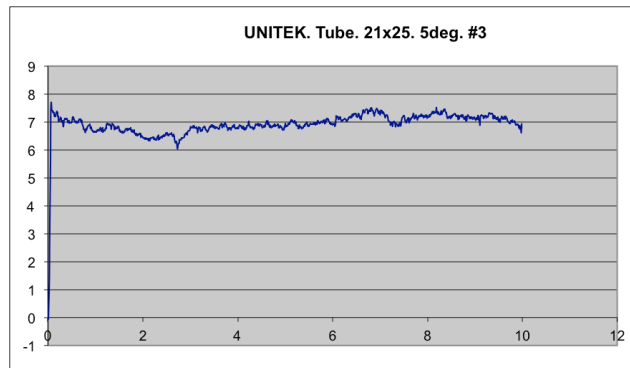
Test #7: Tubo UNITEK. Arco 0.021"x 0.025". 3° de angulación.



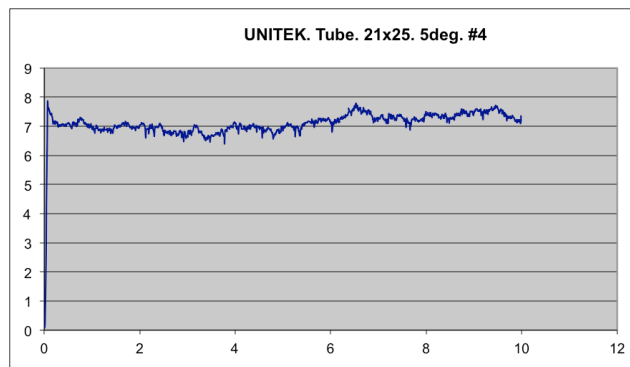
Test #1: Tubo UNITEK. Arco 0.021"x 0.025". 5° de angulación.



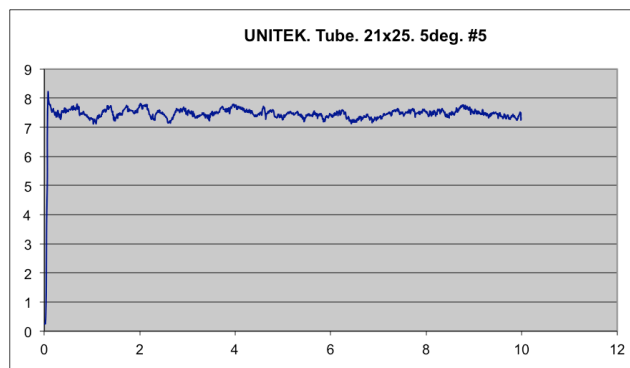
Test #2: Tubo UNITEK. Arco 0.021"x 0.025". 5° de angulación.



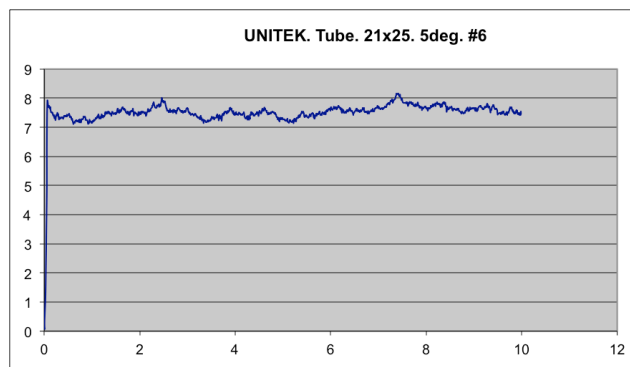
Test #3: Tubo UNITEK. Arco 0.021"x 0.025". 5° de angulación.



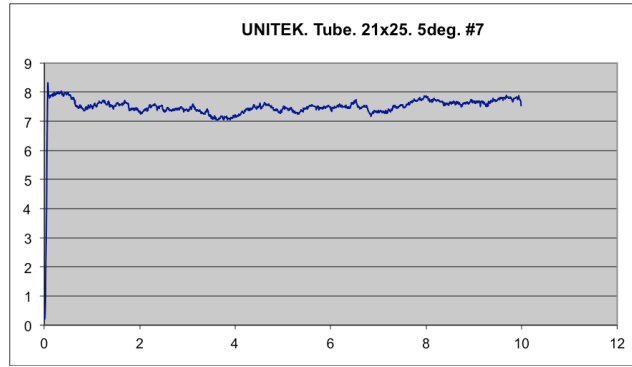
Test #4: Tubo UNITEK. Arco 0.021"x 0.025". 5° de angulación.



Test #5: Tubo UNITEK. Arco 0.021"x 0.025". 5° de angulación.

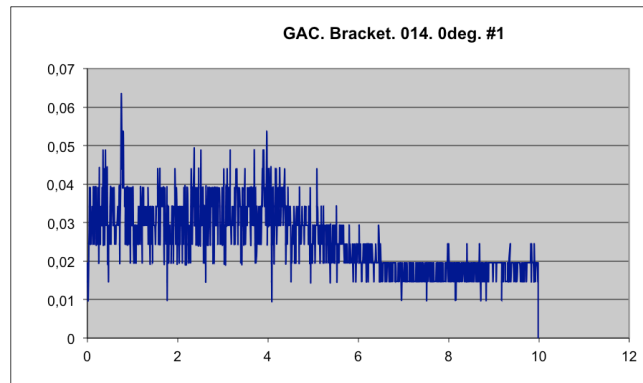


Test #6: Tubo UNITEK. Arco 0.021"x 0.025". 5° de angulación.

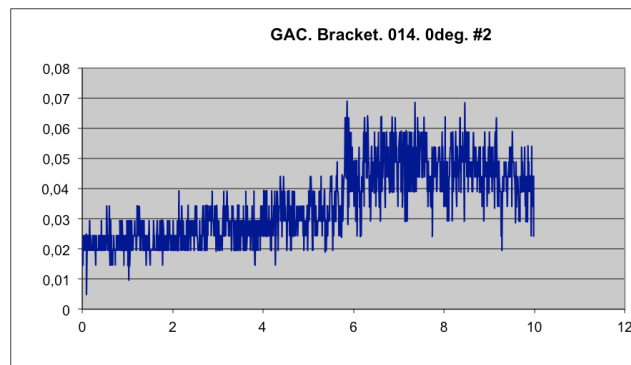


Test #7: Tubo UNITEK. Arco 0.021"x 0.025". 5° de angulación.

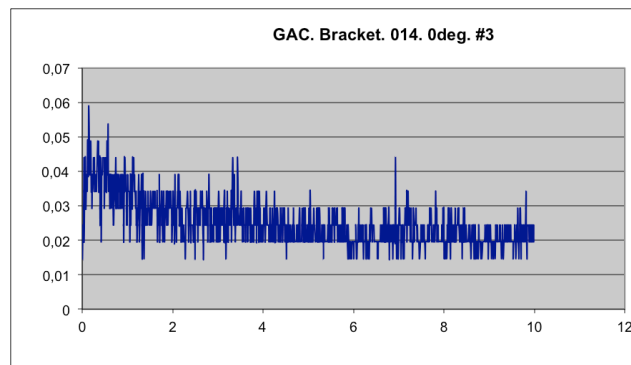
12.ANEXO II (Brackets)



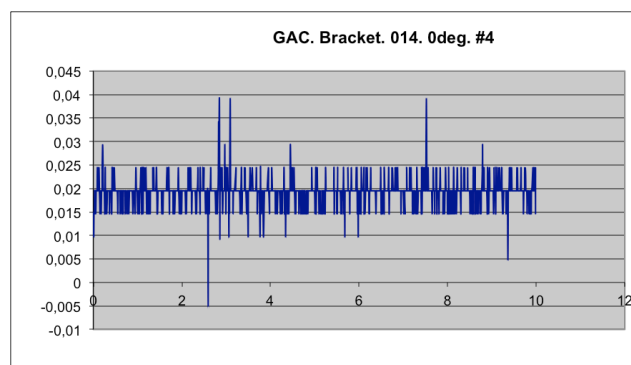
Test #1: Bracket GAC. Arco 0.014". 0° de angulación.



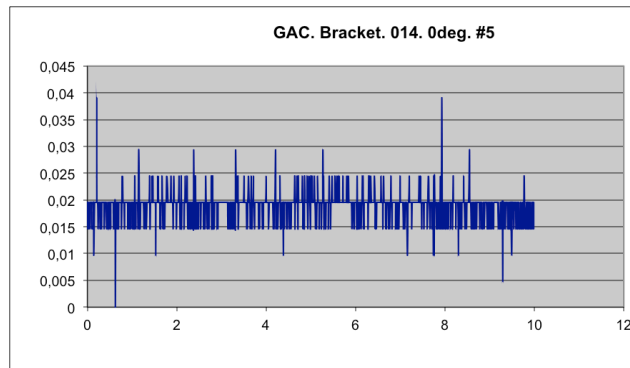
Test #2: Bracket GAC. Arco 0.014". 0° de angulación.



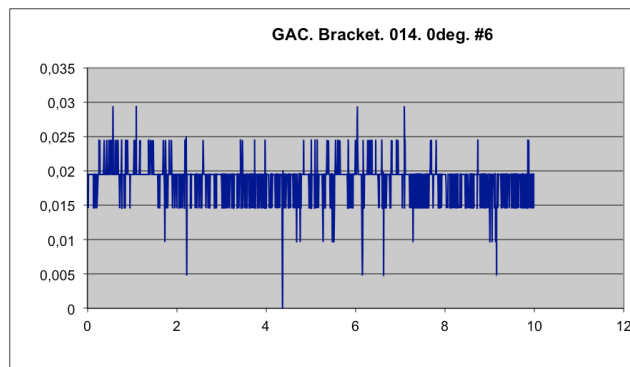
Test #3: Bracket GAC. Arco 0.014". 0° de angulación.



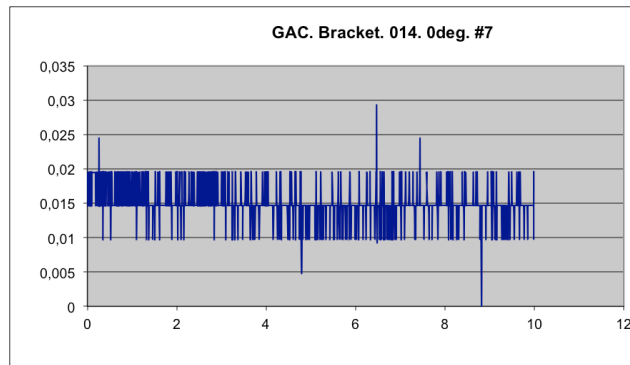
Test #4: Bracket GAC. Arco 0.014". 0° de angulación.



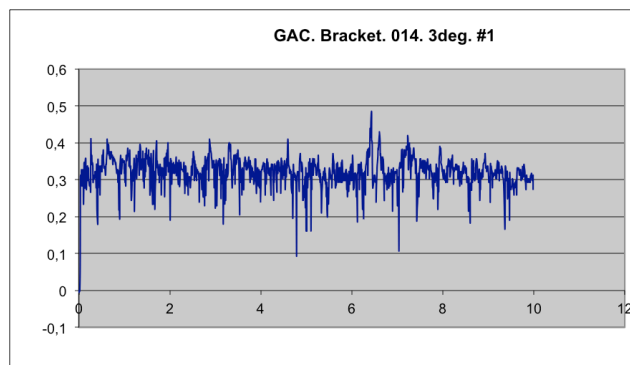
Test #5: Bracket GAC. Arco 0.014". 0° de angulación.



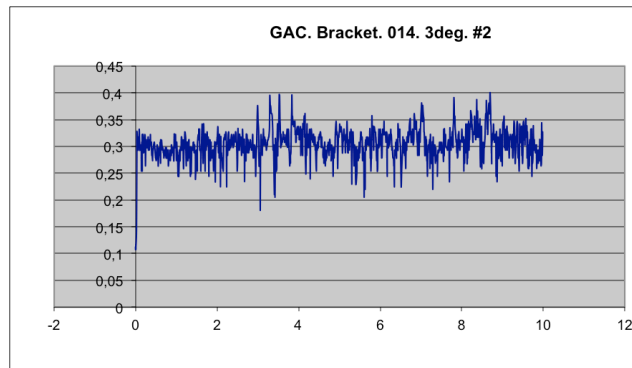
Test #7: Bracket GAC. Arco 0.014". 0° de angulación.



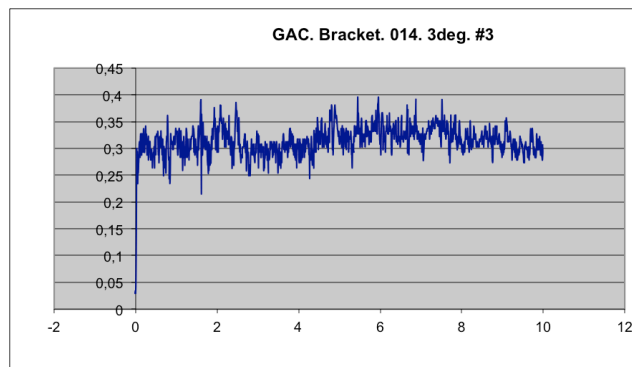
Test #7: Bracket GAC. Arco 0.014". 0° de angulación.



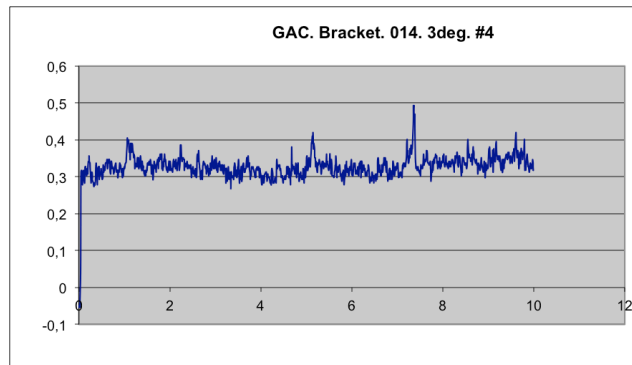
Test #1: Bracket GAC. Arco 0.014". 3° de angulación.



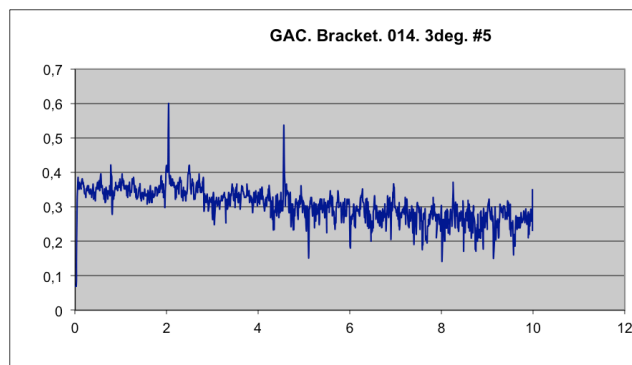
Test #2: Bracket GAC. Arco 0.014". 3° de angulación.



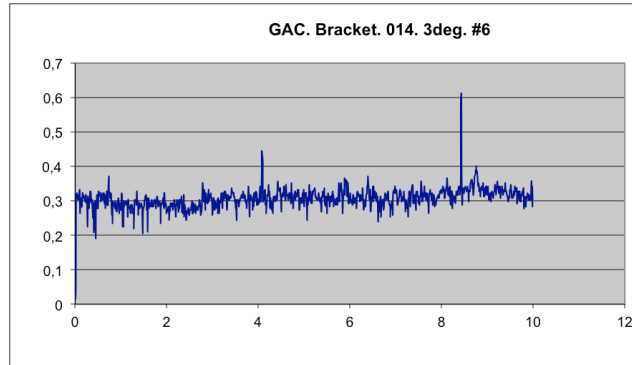
Test #3: Bracket GAC. Arco 0.014". 3° de angulación.



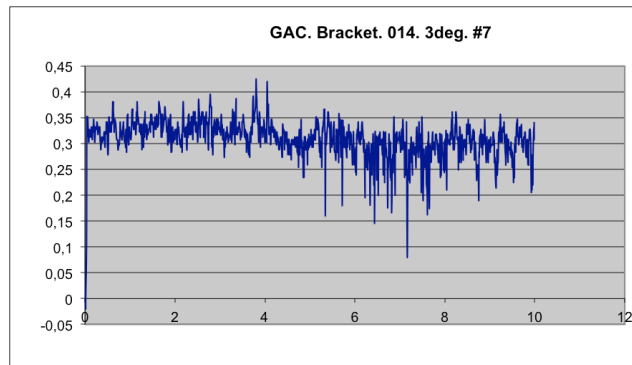
Test #4: Bracket GAC. Arco 0.014". 3° de angulación.



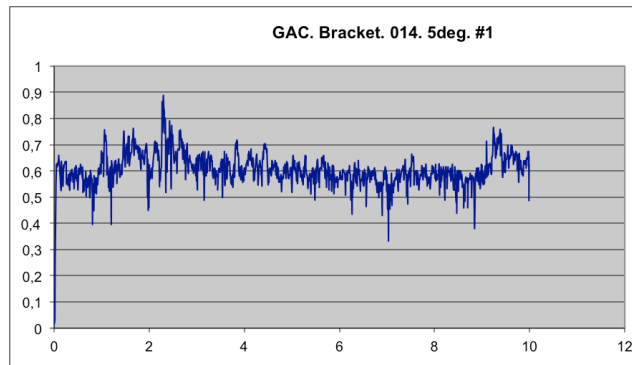
Test #5: Bracket GAC. Arco 0.014". 3° de angulación.



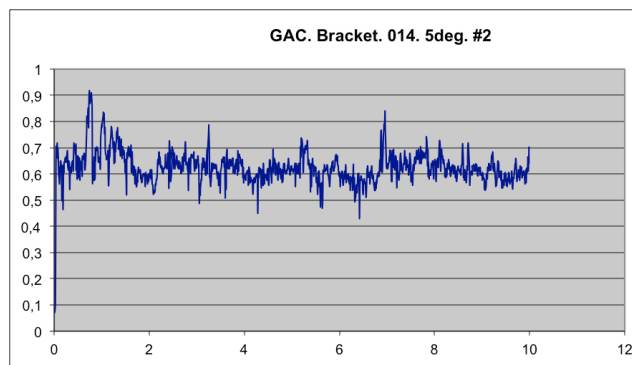
Test #6: Bracket GAC. Arco 0.014". 3° de angulación.



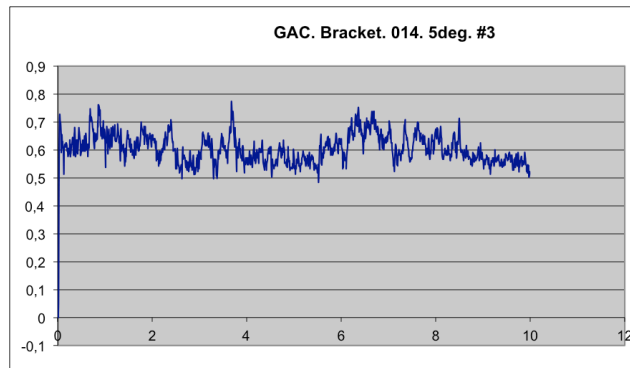
Test #7: Bracket GAC. Arco 0.014". 3° de angulación.



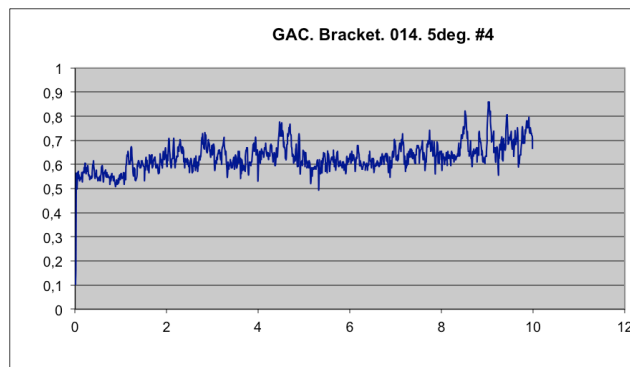
Test #1: Bracket GAC. Arco 0.014". 5° de angulación.



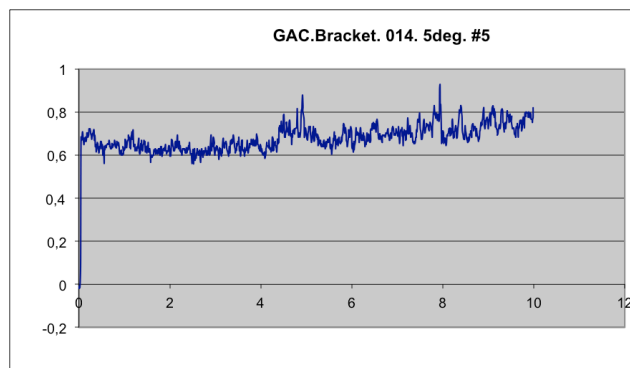
Test #2: Bracket GAC. Arco 0.014". 5° de angulación.



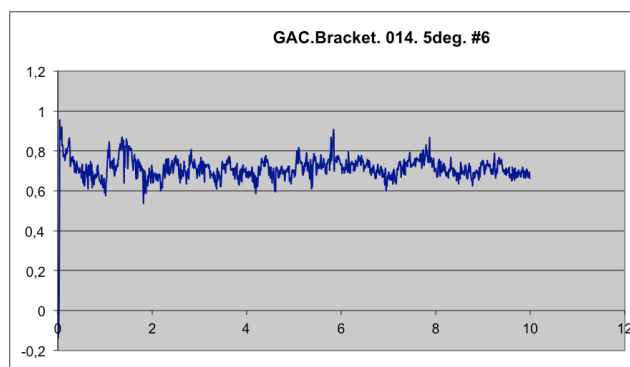
Test #3: Bracket GAC. Arco 0.014". 5° de angulación.



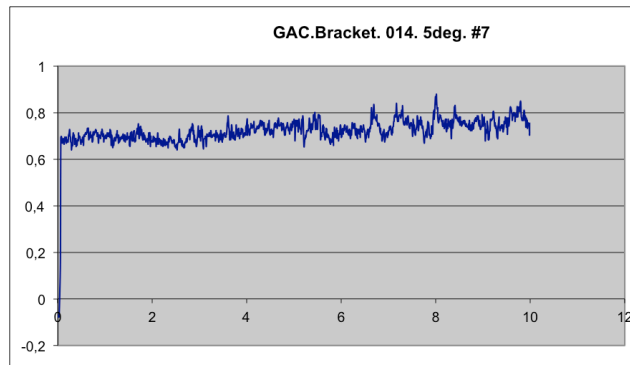
Test #4: Bracket GAC. Arco 0.014". 5° de angulación.



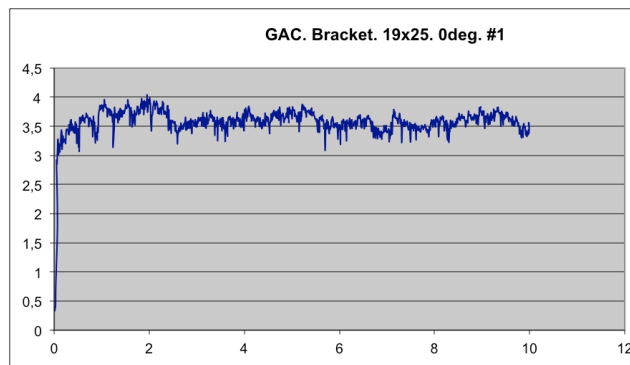
Test #5: Bracket GAC. Arco 0.014". 5° de angulación.



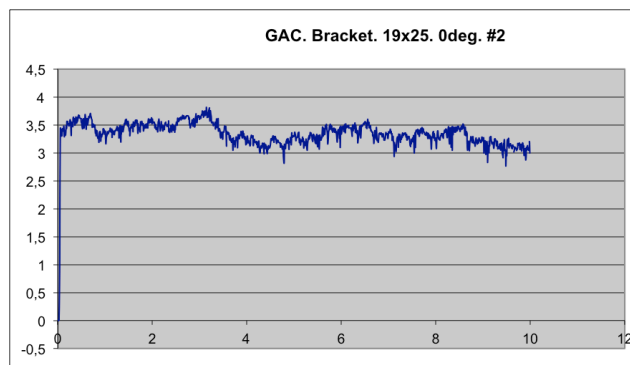
Test #6: Bracket GAC. Arco 0.014". 5° de angulación.



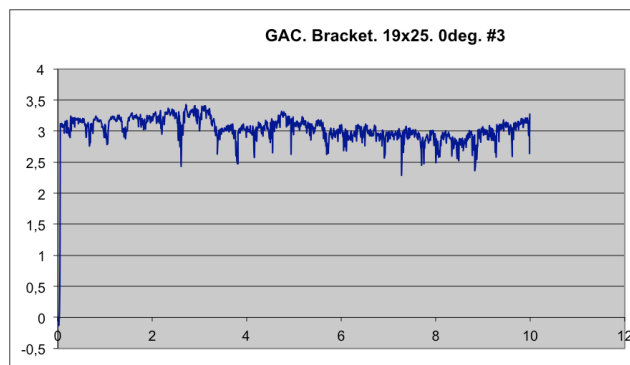
Test #7: Bracket GAC. Arco 0.014". 5° de angulación.



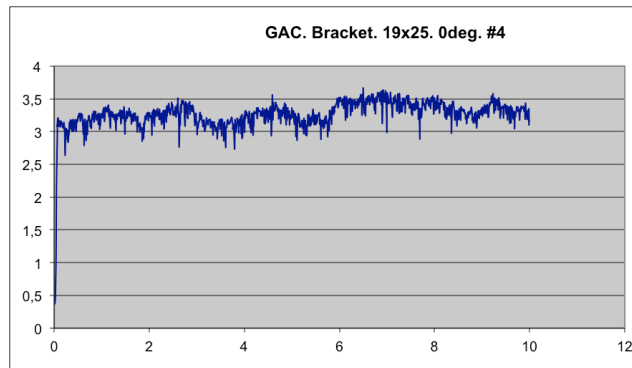
Test #1: Bracket GAC. Arco 0.019"x0.025. 0° de angulación.



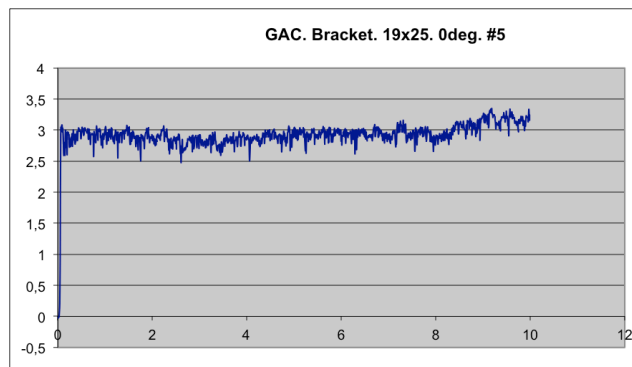
Test #2: Bracket GAC. Arco 0.019"x0.025. 0° de angulación.



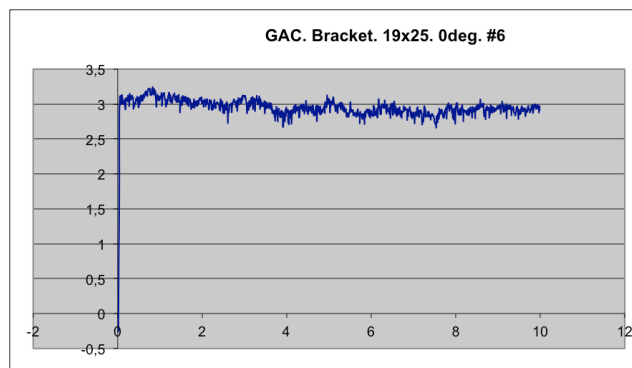
Test #3: Bracket GAC. Arco 0.019"x0.025. 0° de angulación.



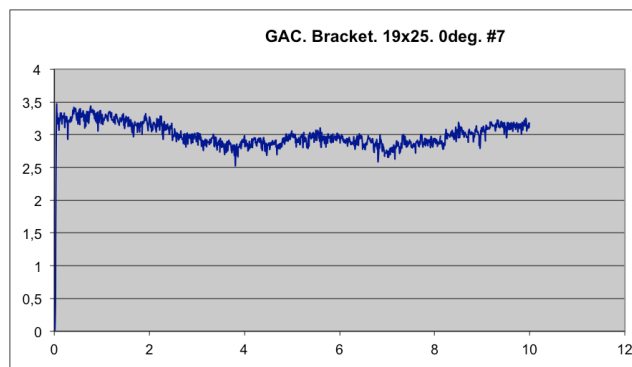
Test #4: Bracket GAC. Arco $0.019'' \times 0.025$. 0° de angulación.



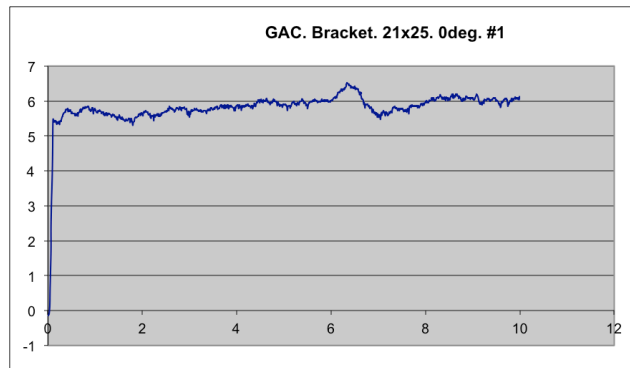
Test #5: Bracket GAC. Arco $0.019'' \times 0.025$. 0° de angulación.



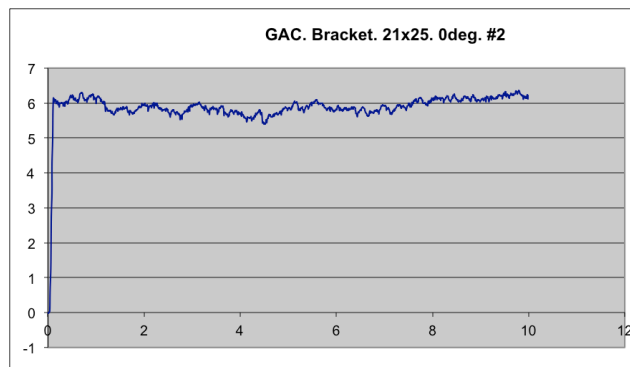
Test #6: Bracket GAC. Arco $0.019'' \times 0.025$. 0° de angulación.



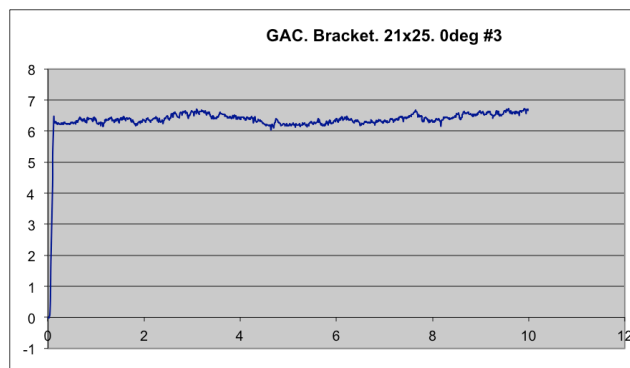
Test #7: Bracket GAC. Arco $0.019'' \times 0.025$. 0° de angulación.



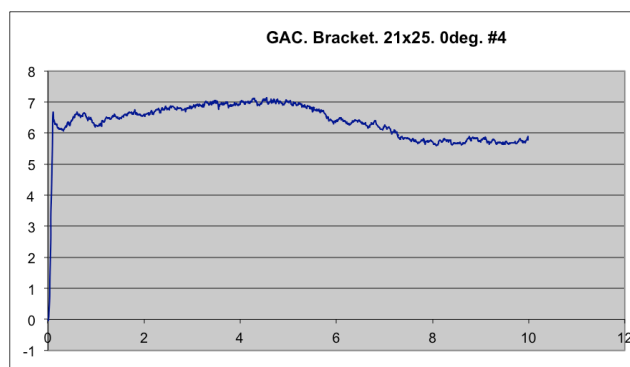
Test #1: Bracket GAC. Arco 0.021"x0.025. 0° de angulación.



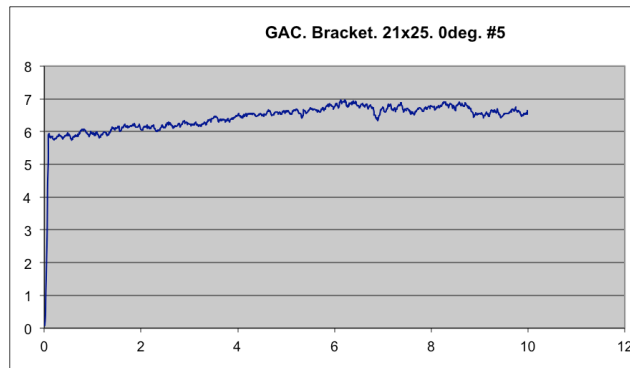
Test #2: Bracket GAC. Arco 0.021"x0.025. 0° de angulación.



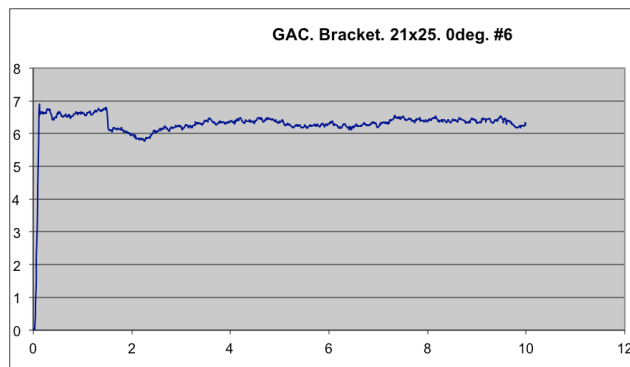
Test #: Bracket GAC. Arco 0.021"x0.025. 0° de angulación.



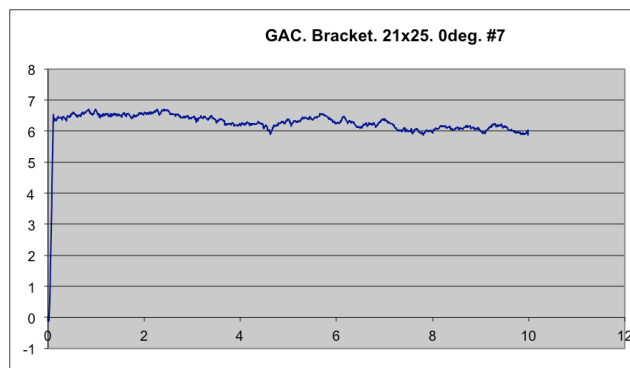
Test #4: Bracket GAC. Arco 0.021"x0.025. 0° de angulación.



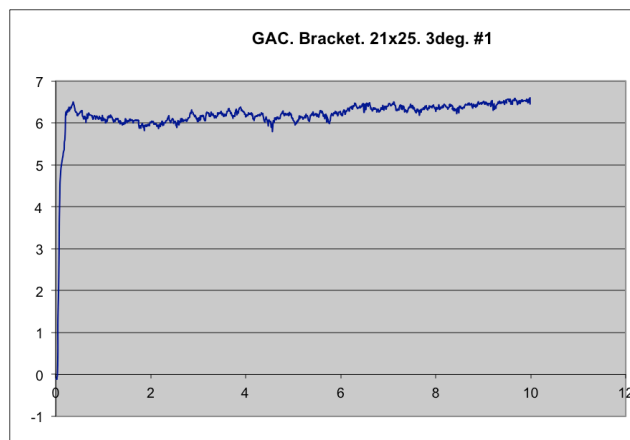
Test #5: Bracket GAC. Arco 0.021"x0.025. 0° de angulación.



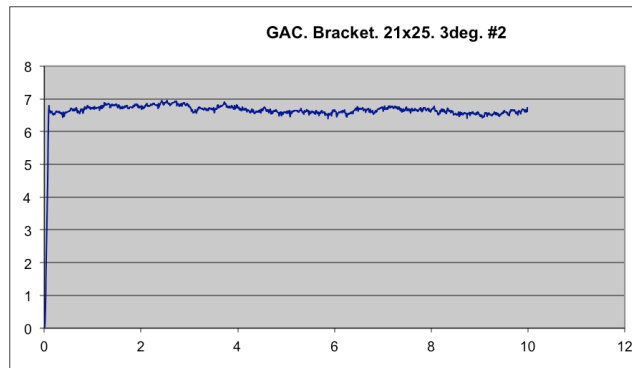
Test #6: Bracket GAC. Arco 0.021"x0.025. 0° de angulación.



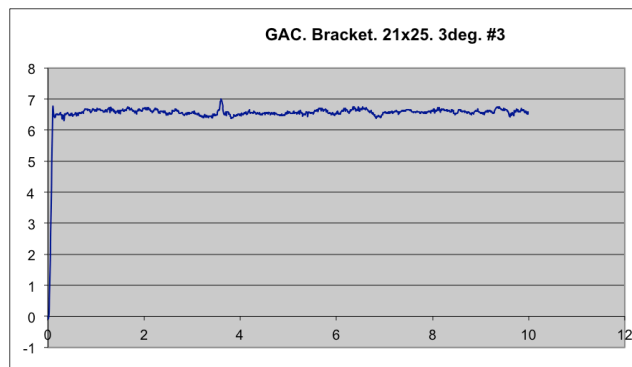
Test #7: Bracket GAC. Arco 0.021"x0.025. 0° de angulación.



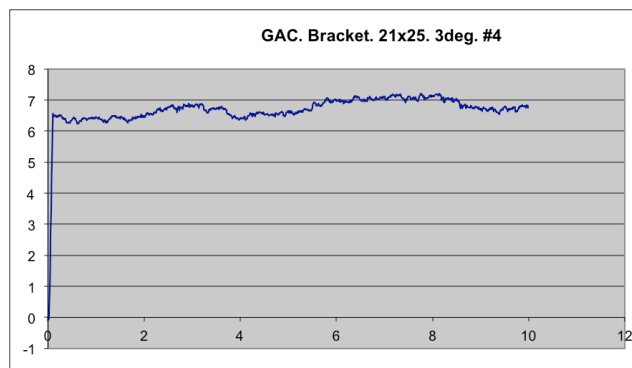
Test #1: Bracket GAC. Arco 0.021"x0.025. 3° de angulación.



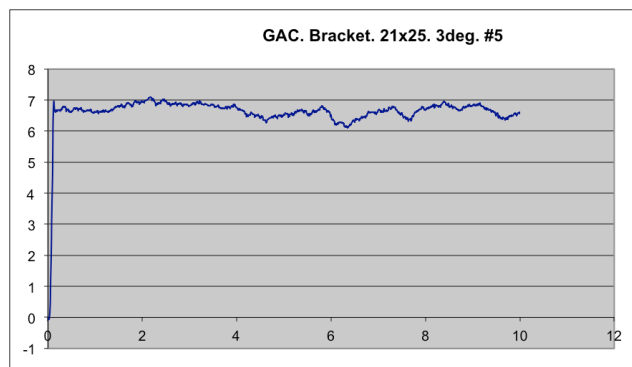
Test #2: Bracket GAC. Arco 0.021"x0.025. 3° de angulación.



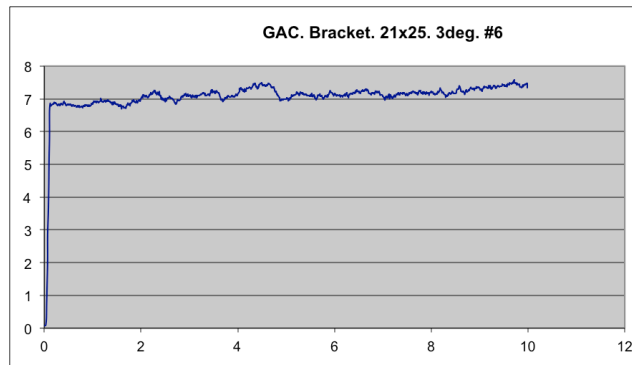
Test #3: Bracket GAC. Arco 0.021"x0.025. 3° de angulación.



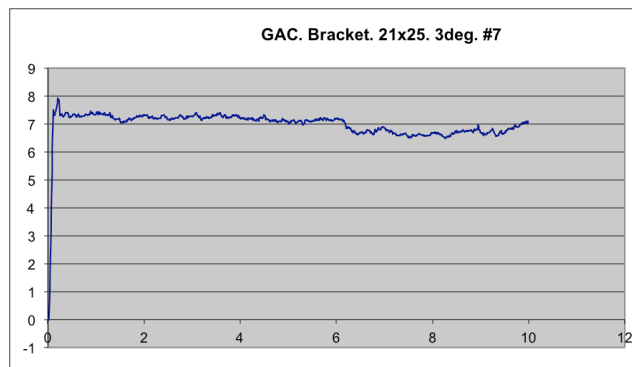
Test #4: Bracket GAC. Arco 0.021"x0.025. 3° de angulación.



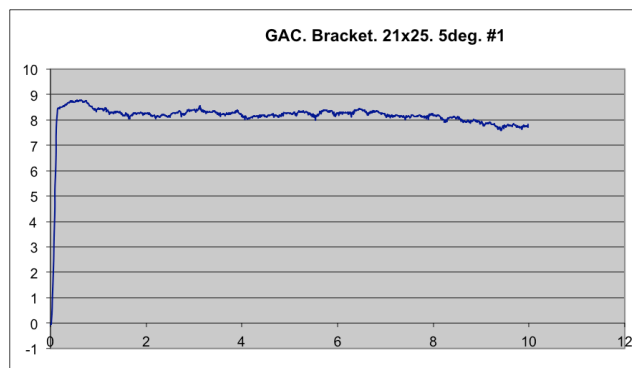
Test #5: Bracket GAC. Arco 0.021"x0.025. 3° de angulación.



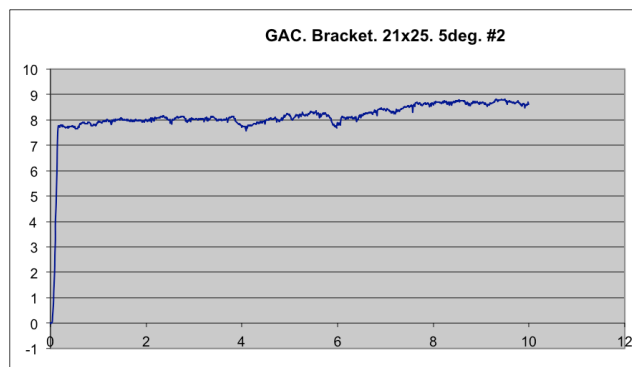
Test #6: Bracket GAC. Arco 0.021"x0.025. 3° de angulación.



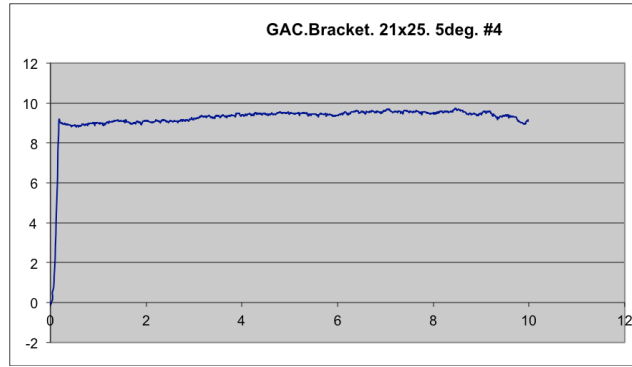
Test #7: Bracket GAC. Arco 0.021"x0.025. 3° de angulación.



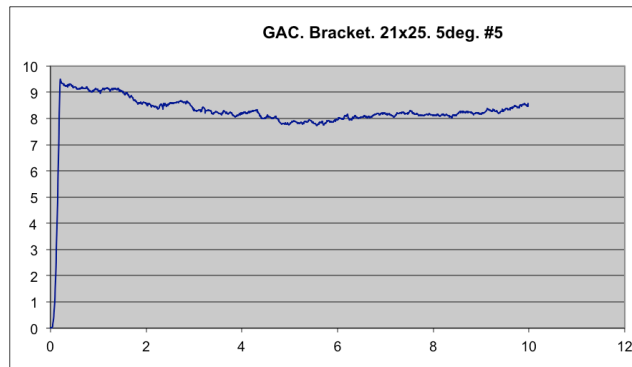
Test #1: Bracket GAC. Arco 0.021"x0.025. 5° de angulación.



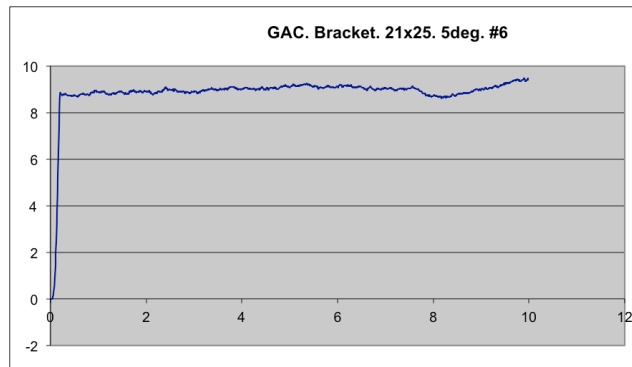
Test #2: Bracket GAC. Arco 0.021"x0.025. 5° de angulación.



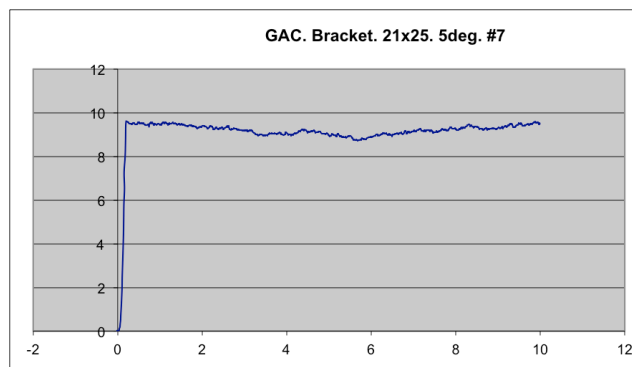
Test #4: Bracket GAC. Arco 0.021"x0.025. 5° de angulación.



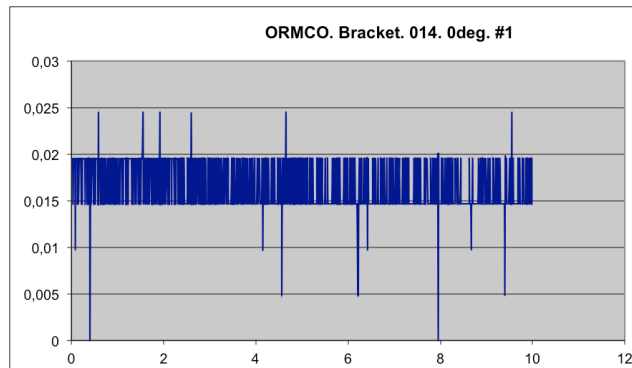
Test #5: Bracket GAC. Arco 0.021"x0.025. 5° de angulación.



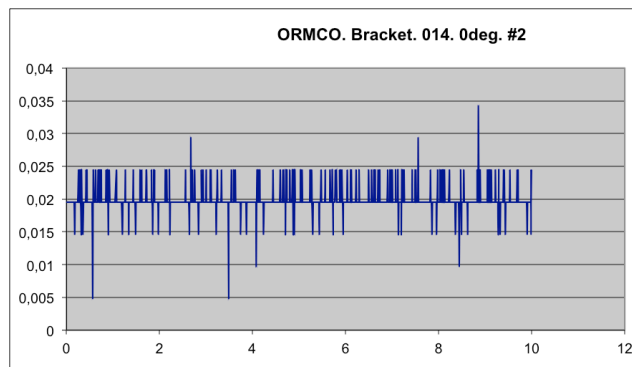
Test #6: Bracket GAC. Arco 0.021"x0.025. 5° de angulación.



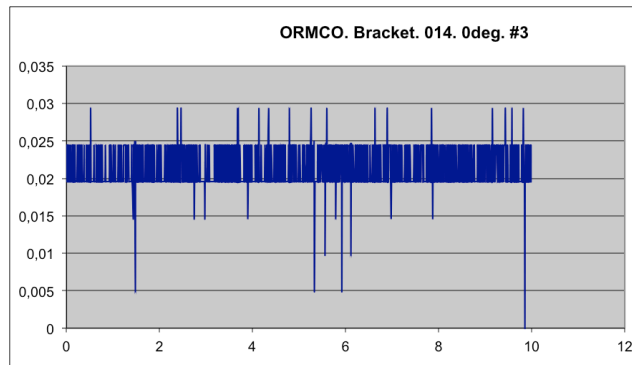
Test #7: Bracket GAC. Arco 0.021"x0.025. 5° de angulación.



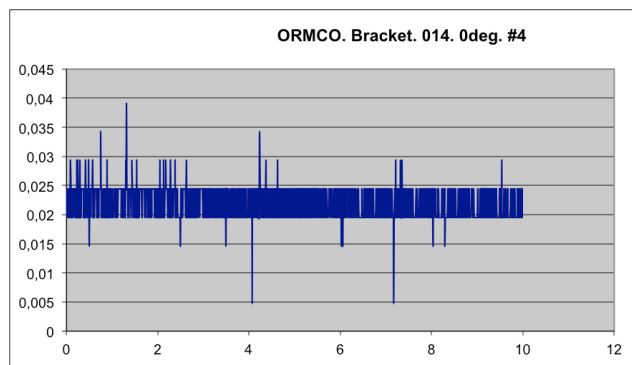
Test #1: Bracket ORMCO. Arco 0.014. 0° de angulación.



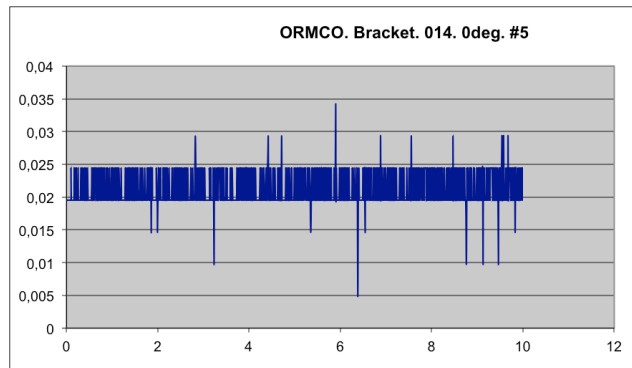
Test #2: Bracket ORMCO. Arco 0.014. 0° de angulación.



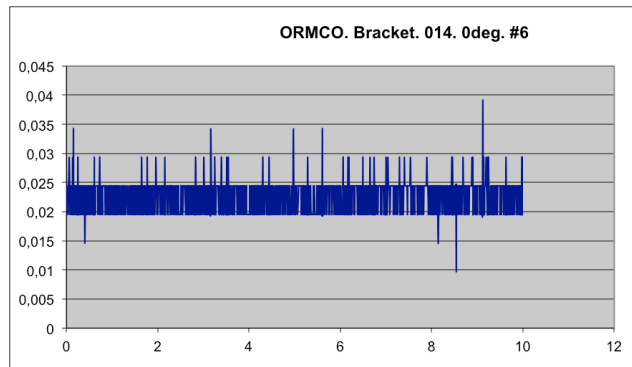
Test #3: Bracket ORMCO. Arco 0.014. 0° de angulación.



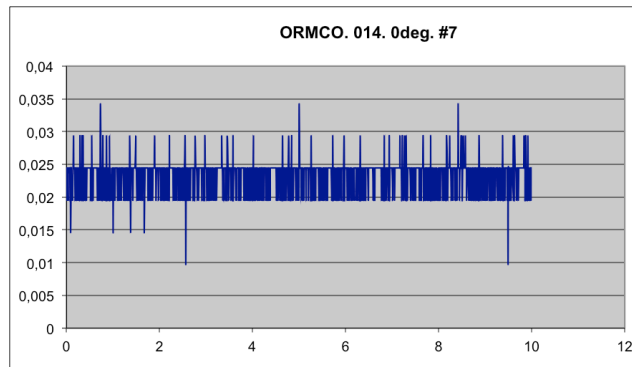
Test #4: Bracket ORMCO. Arco 0.014. 0° de angulación.



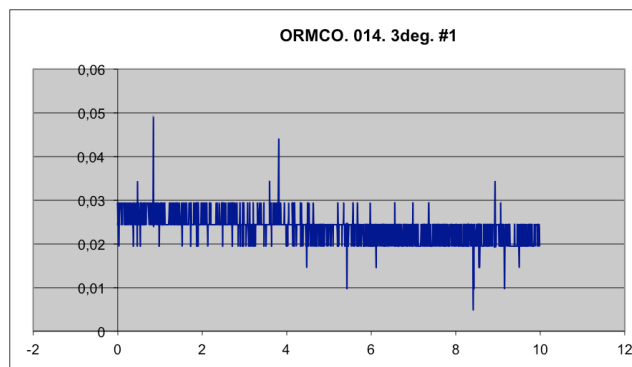
Test #5: Bracket ORMCO. Arco 0.014. 0° de angulación.



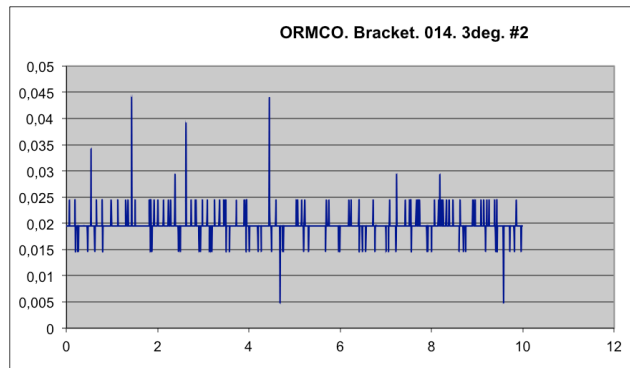
Test #6: Bracket ORMCO. Arco 0.014. 0° de angulación.



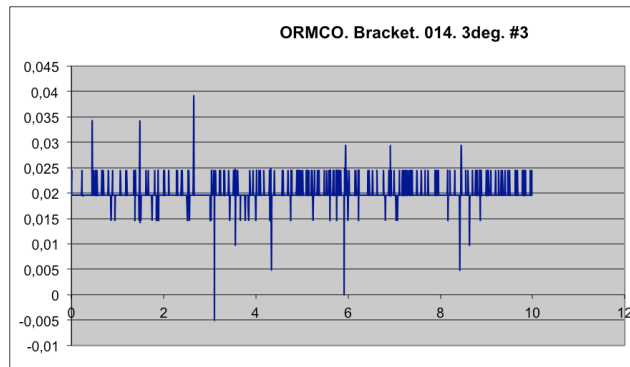
Test #7: Bracket ORMCO. Arco 0.014. 0° de angulación.



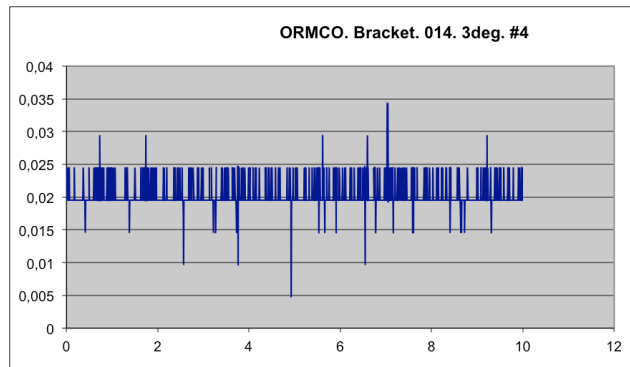
Test #1: Bracket ORMCO. Arco 0.014. 3° de angulación.



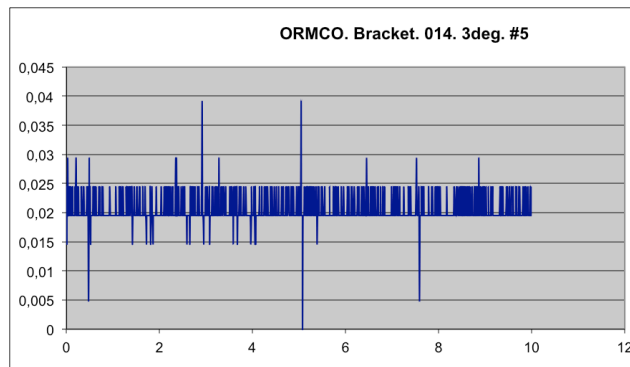
Test #2: Bracket ORMCO. Arco 0.014. 3° de angulación.



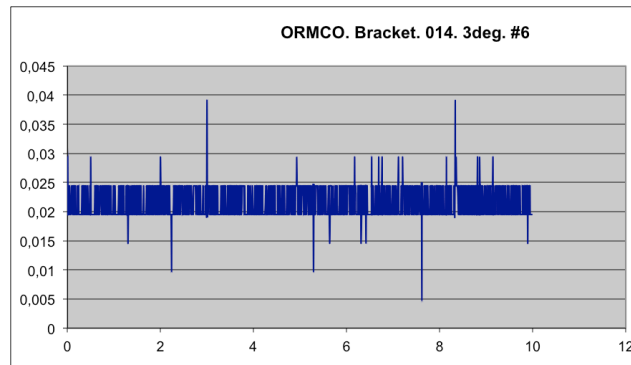
Test #3: Bracket ORMCO. Arco 0.014. 3° de angulación.



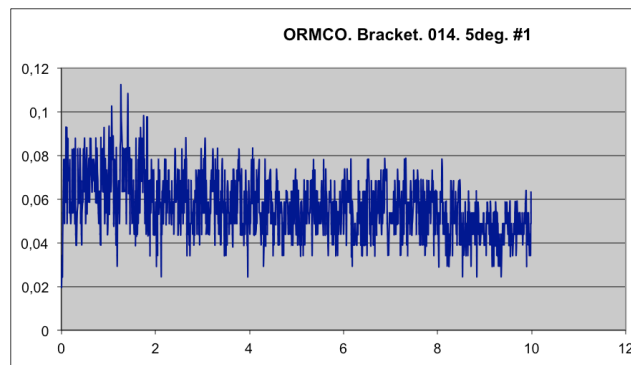
Test #4: Bracket ORMCO. Arco 0.014. 3° de angulación.



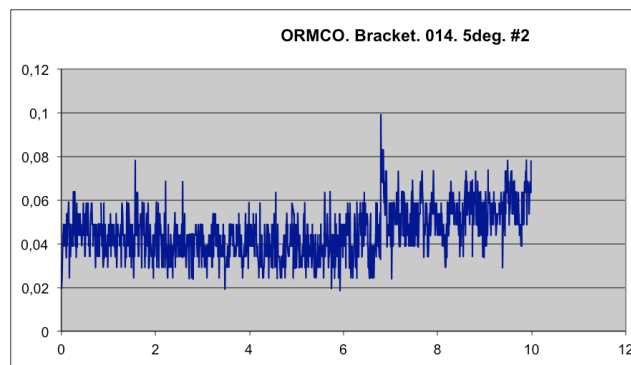
Test #5: Bracket ORMCO. Arco 0.014. 3° de angulación.



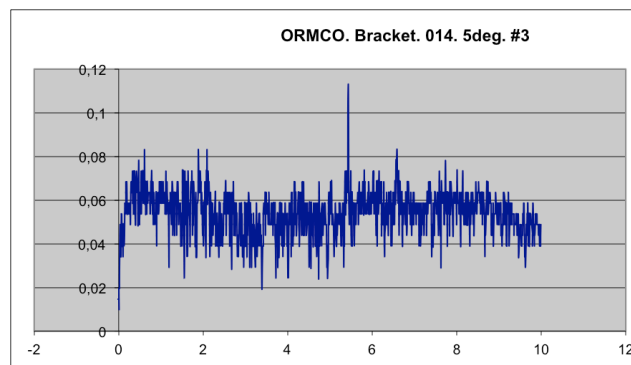
Test #6: Bracket ORMCO. Arco 0.014. 3° de angulación.



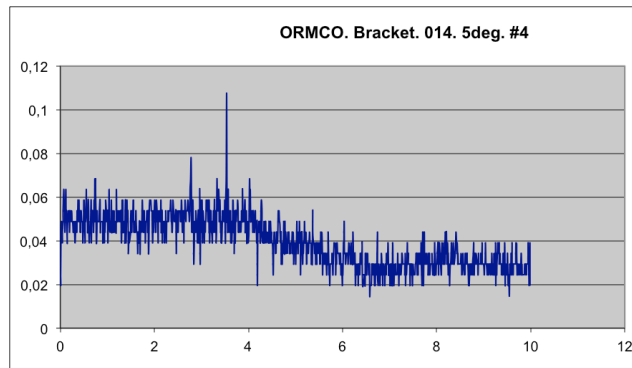
Test #1: Bracket ORMCO. Arco 0.014. 5° de angulación.



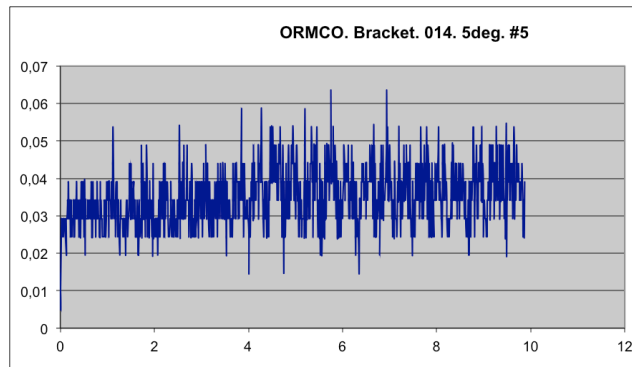
Test #2: Bracket ORMCO. Arco 0.014. 5° de angulación.



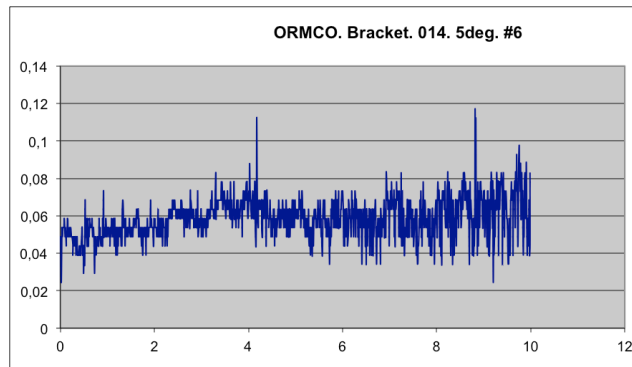
Test #3: Bracket ORMCO. Arco 0.014. 5° de angulación.



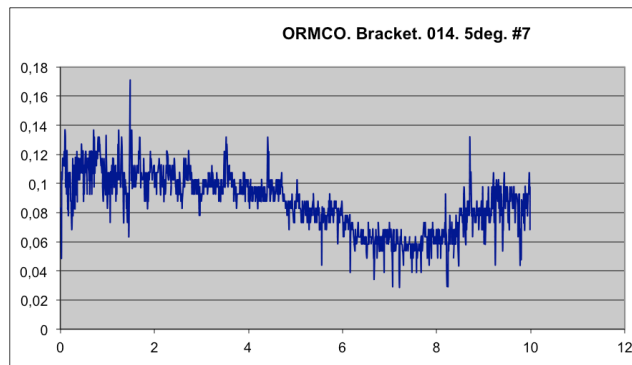
Test #4: Bracket ORMCO. Arco 0.014. 5° de angulación.



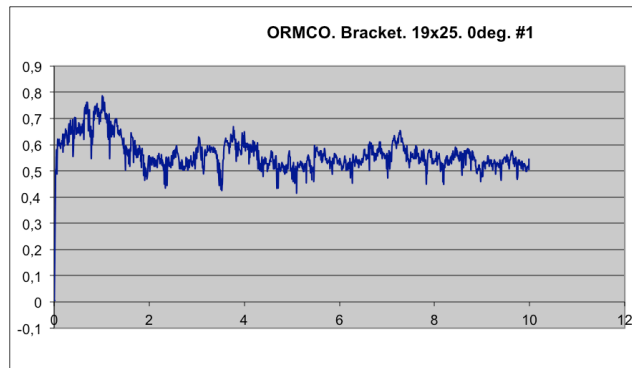
Test #6: Bracket ORMCO. Arco 0.014. 5° de angulación.



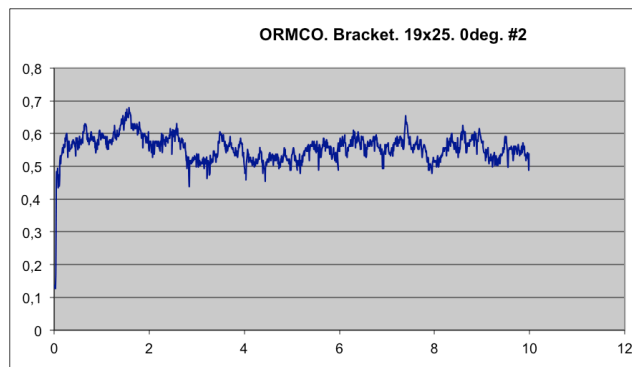
Test #7: Bracket ORMCO. Arco 0.014. 5° de angulación.



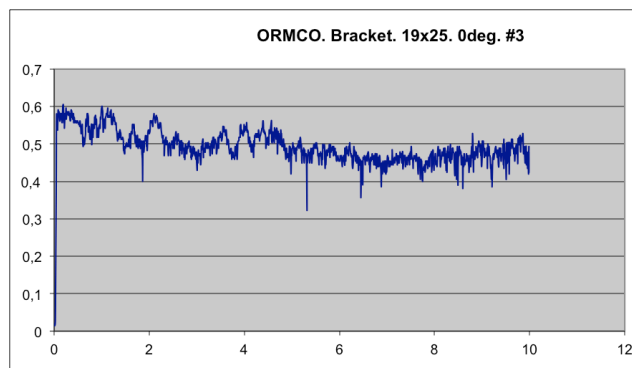
Test #1: Bracket ORMCO. Arco 0.014. 5° de angulación.



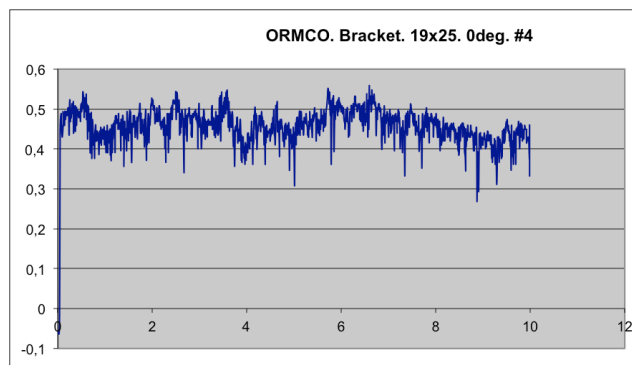
Test #1: Bracket ORMCO. Arco 0.019"x0.025". 0° de angulación.



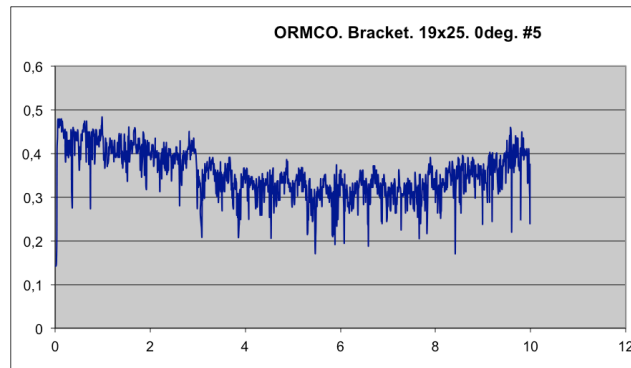
Test #2: Bracket ORMCO. Arco 0.019"x0.025". 0° de angulación.



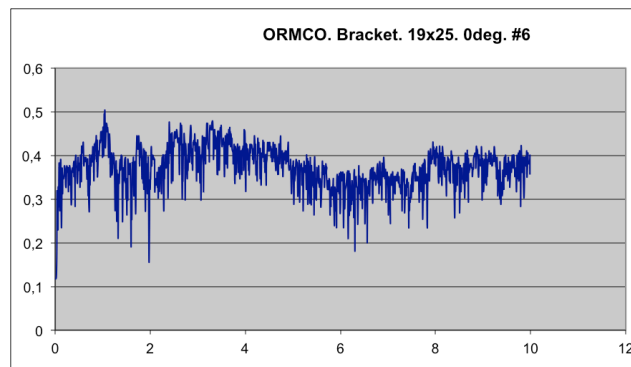
Test #3: Bracket ORMCO. Arco 0.019"x0.025". 0° de angulación.



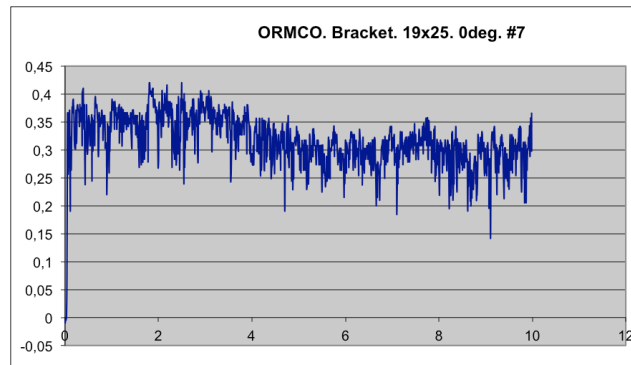
Test #4: Bracket ORMCO. Arco 0.019"x0.025". 0° de angulación.



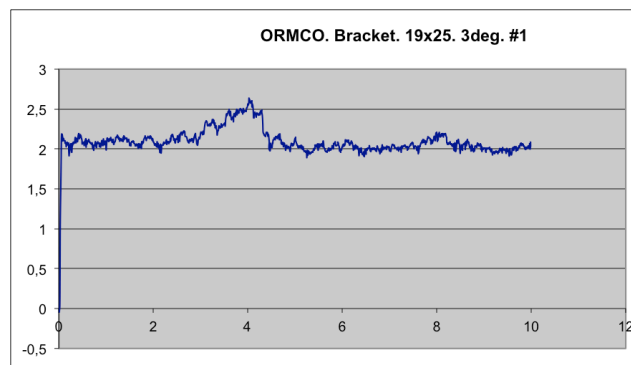
Test #5: Bracket ORMCO. Arco $0.019'' \times 0.025''$. 0° de angulación.



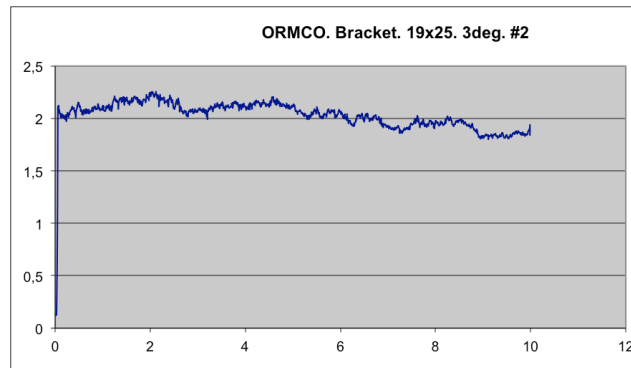
Test #6: Bracket ORMCO. Arco $0.019'' \times 0.025''$. 0° de angulación.



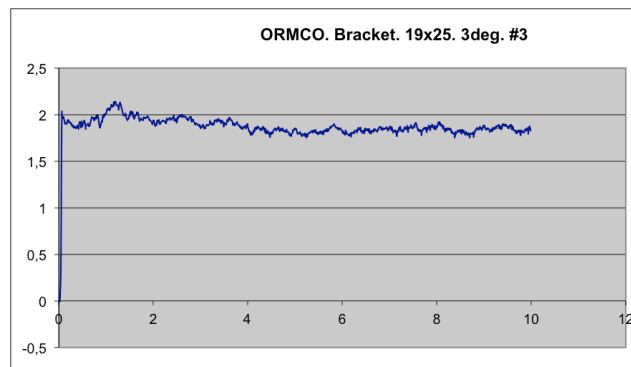
Test #7: Bracket ORMCO. Arco $0.019'' \times 0.025''$. 0° de angulación.



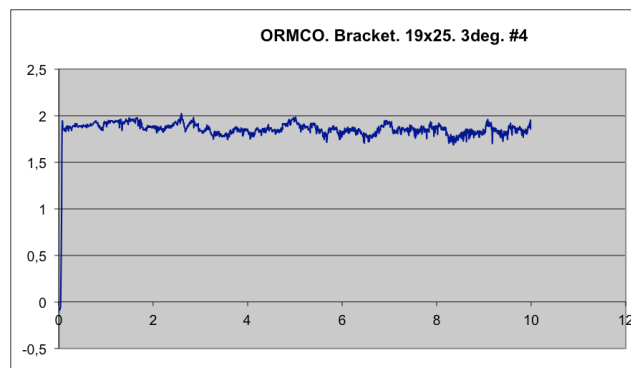
Test #1: Bracket ORMCO. Arco $0.019'' \times 0.025''$. 3° de angulación.



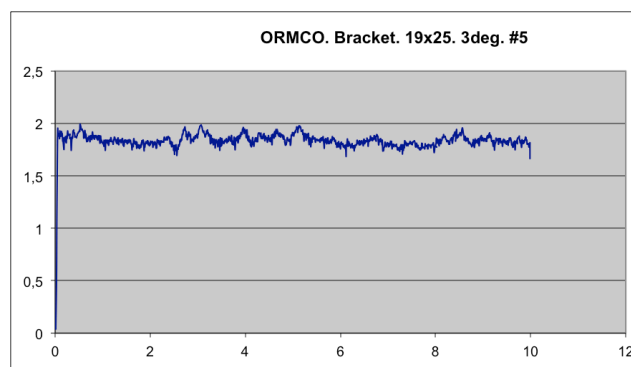
Test #2: Bracket ORMCO. Arco 0.019"x0.025". 3° de angulación.



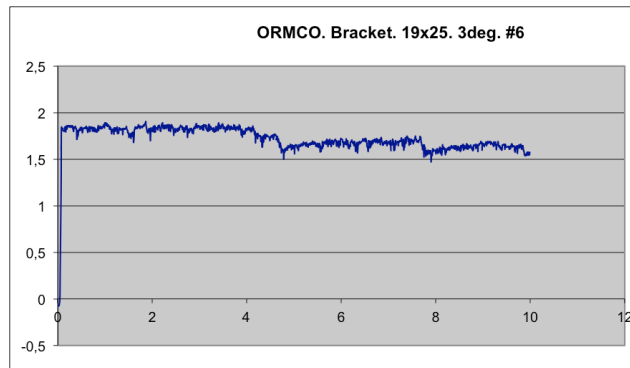
Test #3: Bracket ORMCO. Arco 0.019"x0.025". 3° de angulación.



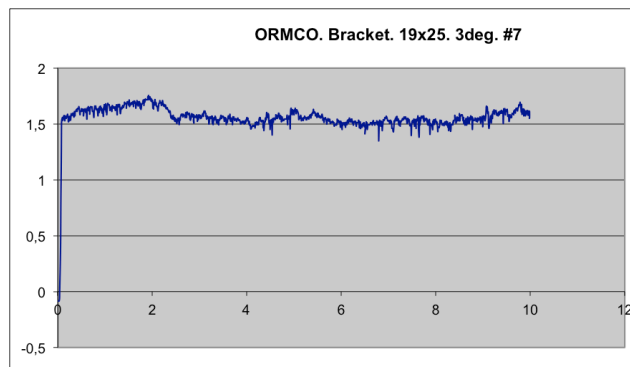
Test #4: Bracket ORMCO. Arco 0.019"x0.025". 3° de angulación.



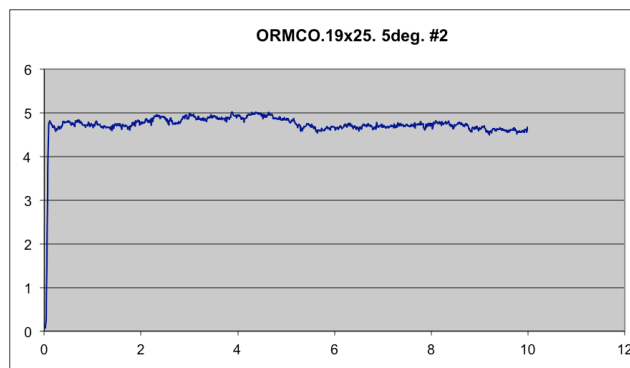
Test #5: Bracket ORMCO. Arco 0.019"x0.025". 3° de angulación.



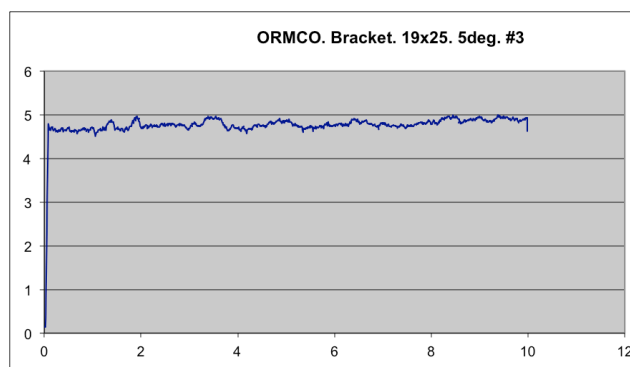
Test #6: Bracket ORMCO. Arco 0.019"x0.025". 3° de angulación.



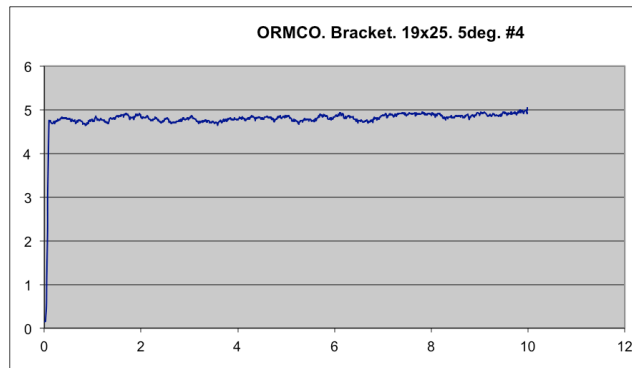
Test #7: Bracket ORMCO. Arco 0.019"x0.025". 3° de angulación.



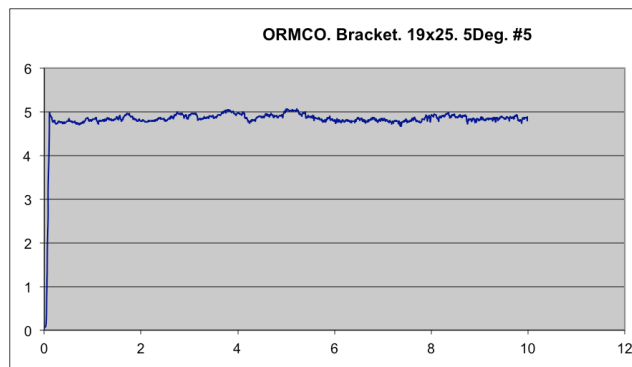
Test #2: Bracket ORMCO. Arco 0.019"x0.025". 5° de angulación.



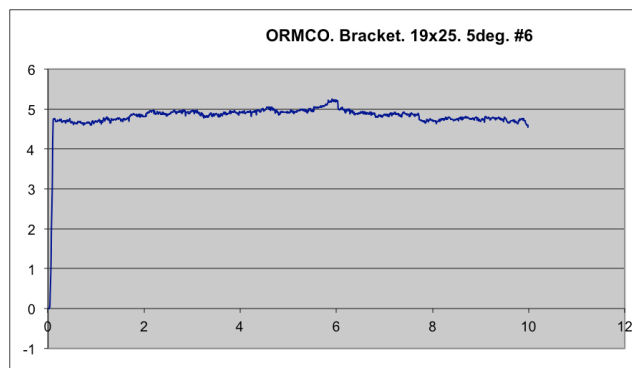
Test #3: Bracket ORMCO. Arco 0.019"x0.025". 5° de angulación.



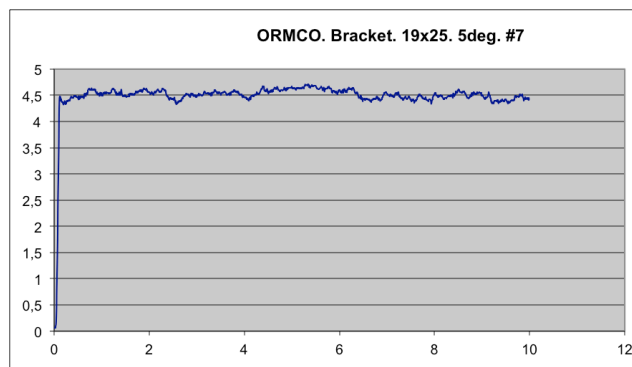
Test #4: Bracket ORMCO. Arco 0.019"x0.025". 5° de angulación.



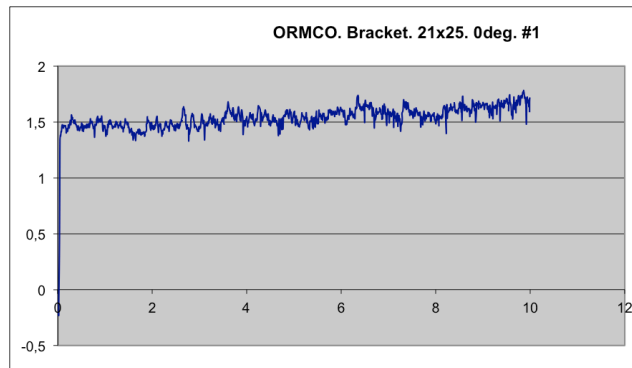
Test #5: Bracket ORMCO. Arco 0.019"x0.025". 5° de angulación.



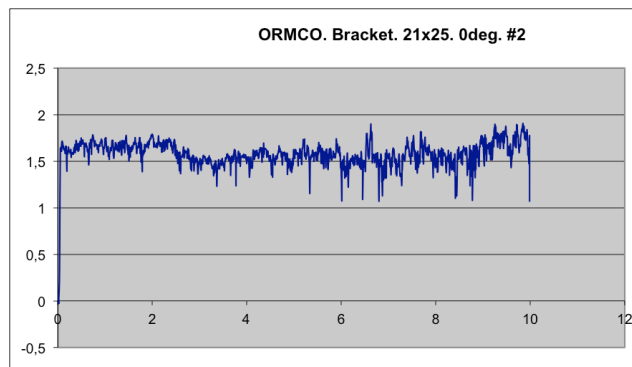
Test #6: Bracket ORMCO. Arco 0.019"x0.025". 5° de angulación.



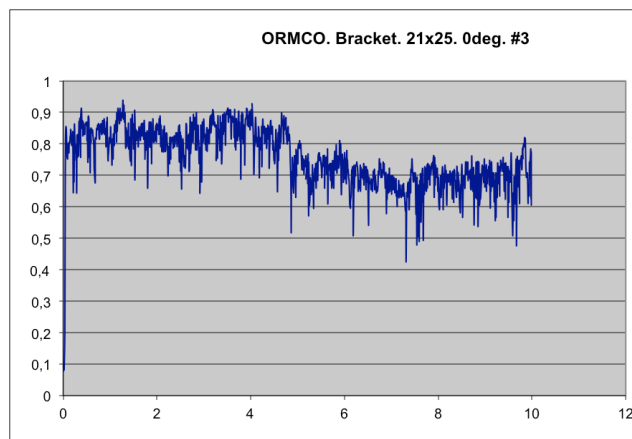
Test #7: Bracket ORMCO. Arco 0.019"x0.025". 5° de angulación.



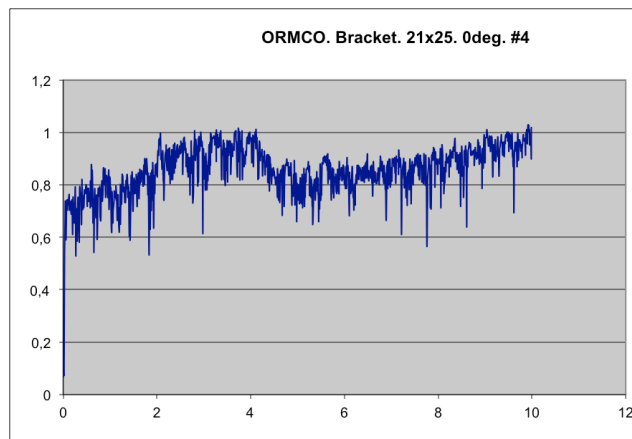
Test #1: Bracket ORMCO. Arco 0.021"x0.025". 0° de angulación.



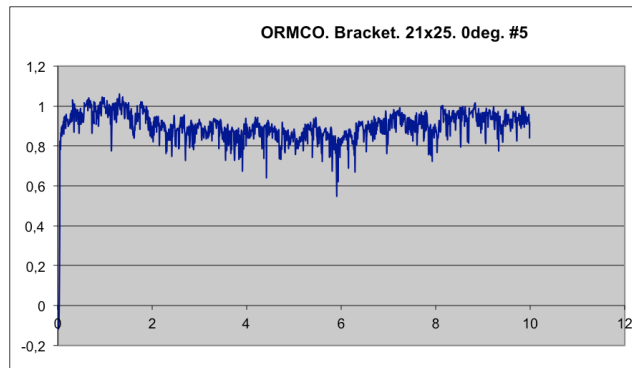
Test #2: Bracket ORMCO. Arco 0.021"x0.025". 0° de angulación.



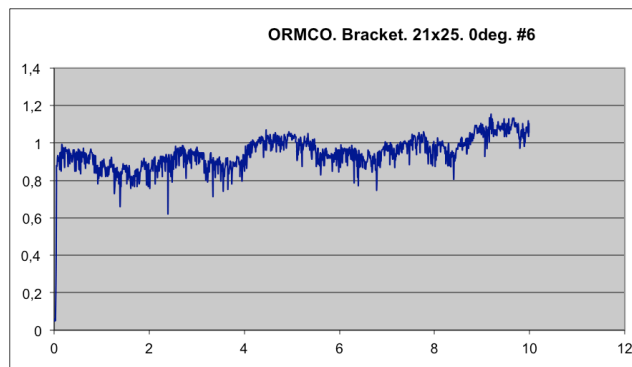
Test #3: Bracket ORMCO. Arco 0.021"x0.025". 0° de angulación.



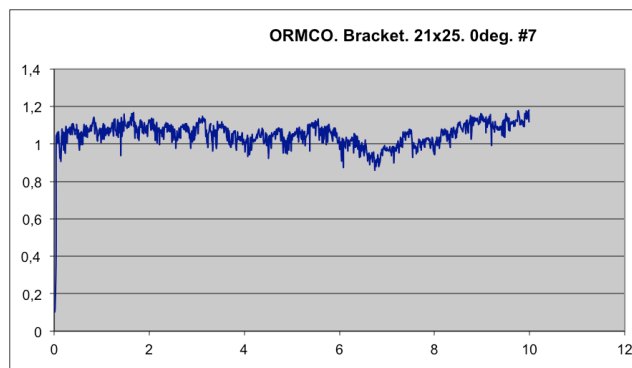
Test #4: Bracket ORMCO. Arco 0.021"x0.025". 0° de angulación.



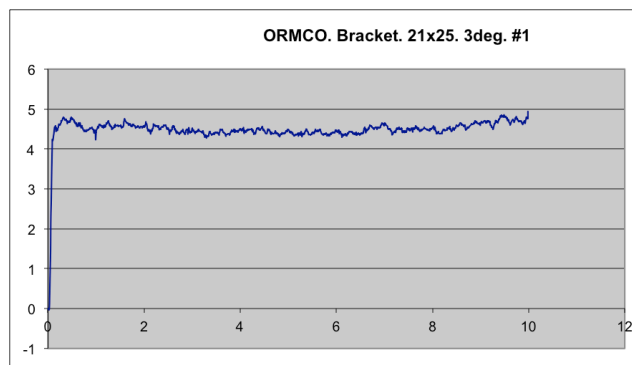
Test #5: Bracket ORMCO. Arco 0.021"x0.025". 0° de angulación.



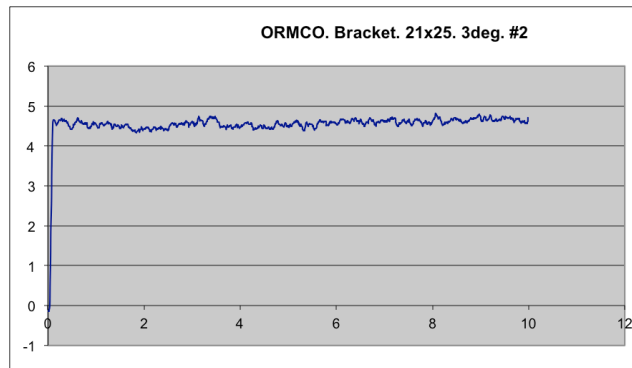
Test #6: Bracket ORMCO. Arco 0.021"x0.025". 0° de angulación.



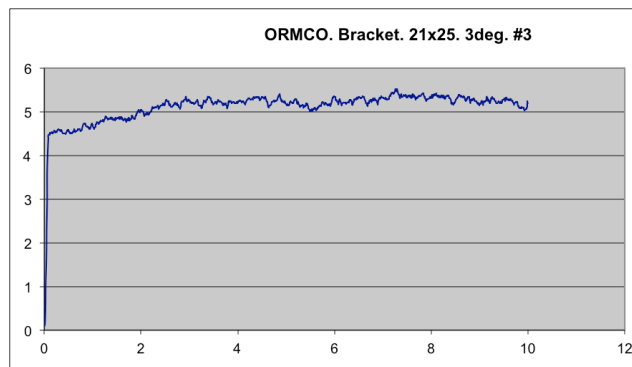
Test #7: Bracket ORMCO. Arco 0.021"x0.025". 0° de angulación.



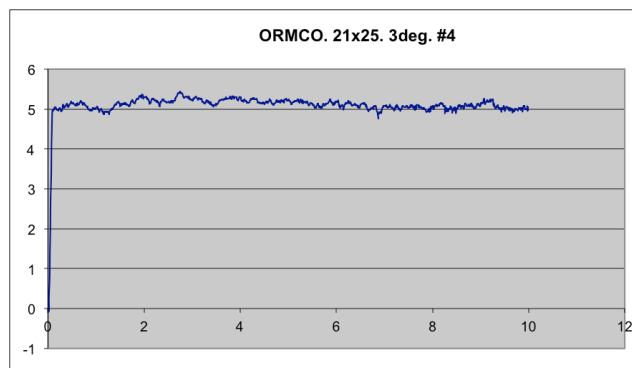
Test #1: Bracket ORMCO. Arco 0.021"x0.025". 3° de angulación.



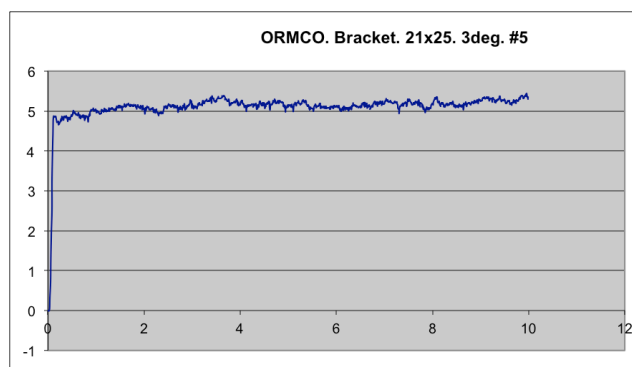
Test #2: Bracket ORMCO. Arco 0.021"x0.025". 3° de angulación.



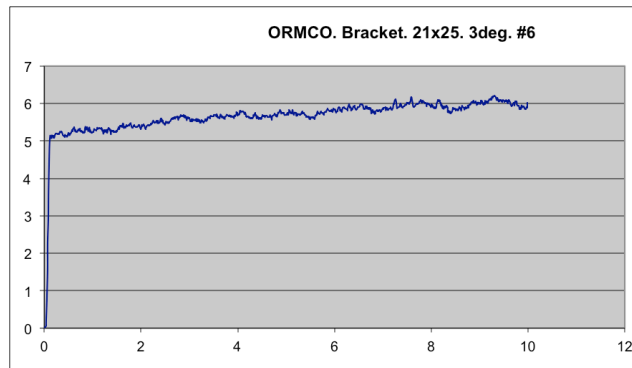
Test #3: Bracket ORMCO. Arco 0.021"x0.025". 3° de angulación.



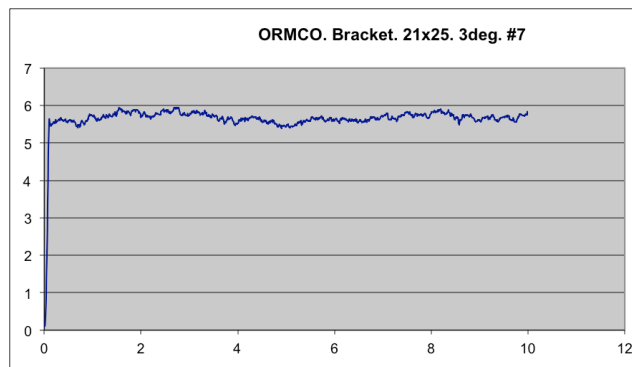
Test #4: Bracket ORMCO. Arco 0.021"x0.025". 3° de angulación.



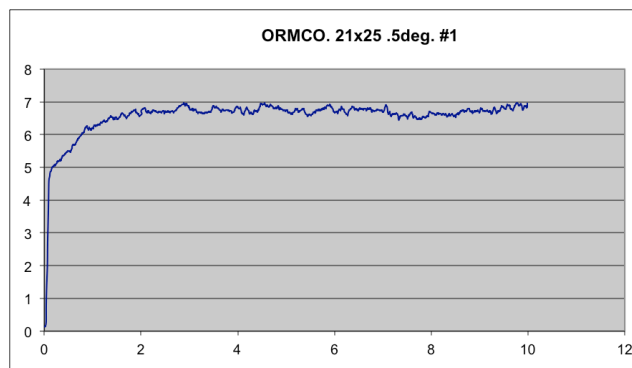
Test #5: Bracket ORMCO. Arco 0.021"x0.025". 3° de angulación.



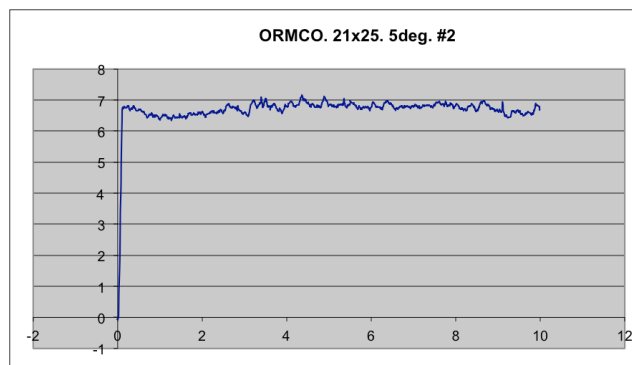
Test #6: Bracket ORMCO. Arco 0.021"x0.025". 3° de angulación.



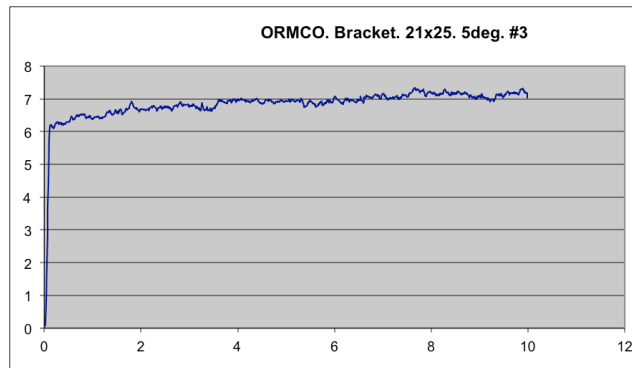
Test #7: Bracket ORMCO. Arco 0.021"x0.025". 3° de angulación.



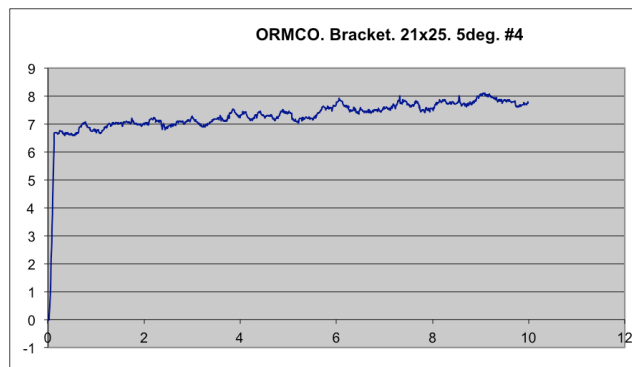
Test #1: Bracket ORMCO. Arco 0.021"x0.025". 5° de angulación.



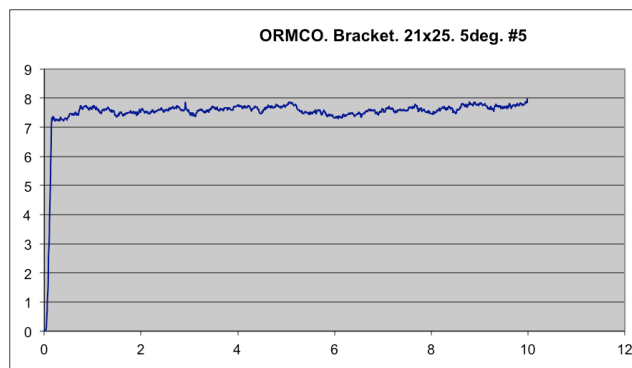
Test #2: Bracket ORMCO. Arco 0.021"x0.025". 5° de angulación.



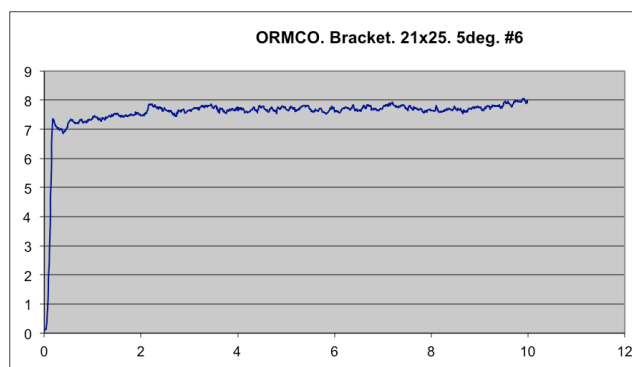
Test #3: Bracket ORMCO. Arco 0.021"x0.025". 5° de angulación.



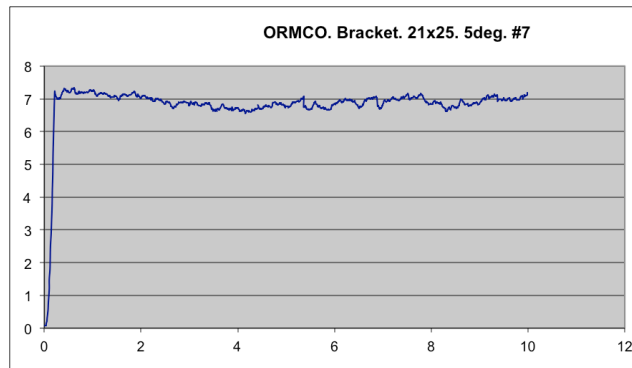
Test #4: Bracket ORMCO. Arco 0.021"x0.025". 5° de angulación.



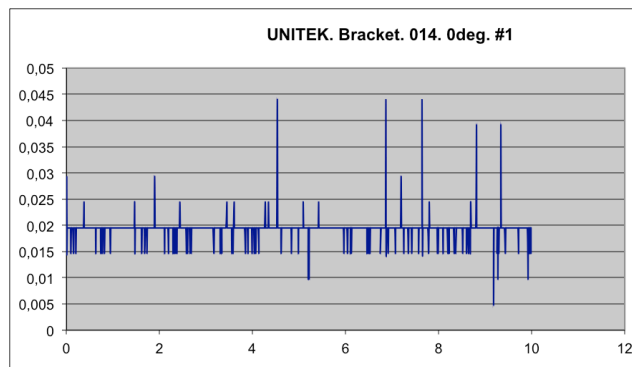
Test #5: Bracket ORMCO. Arco 0.021"x0.025". 5° de angulación.



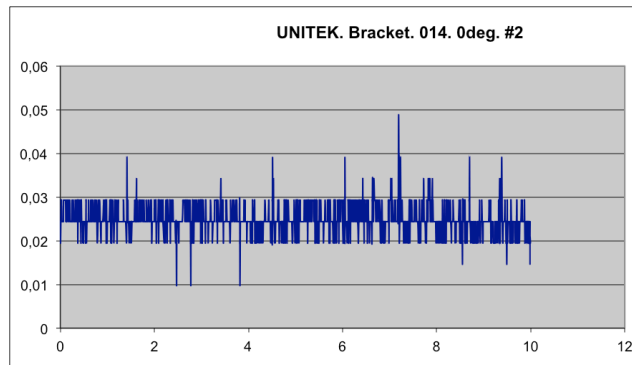
Test #6: Bracket ORMCO. Arco 0.021"x0.025". 5° de angulación.



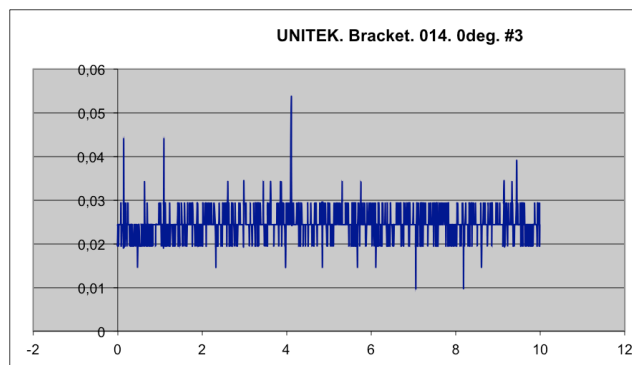
Test #7: Bracket ORMCO. Arco 0.021"x0.025". 5° de angulación.



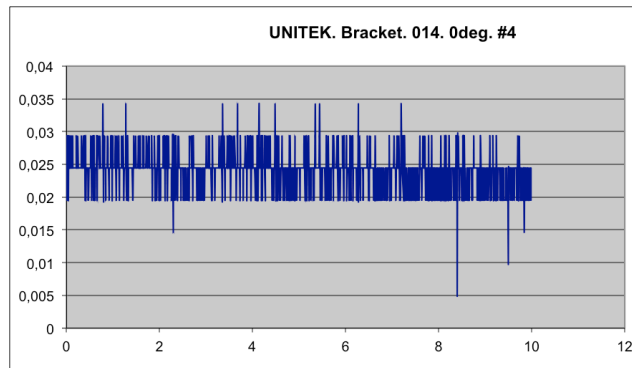
Test #1: Bracket UNITEK. Arco 0.014". 0° de angulación.



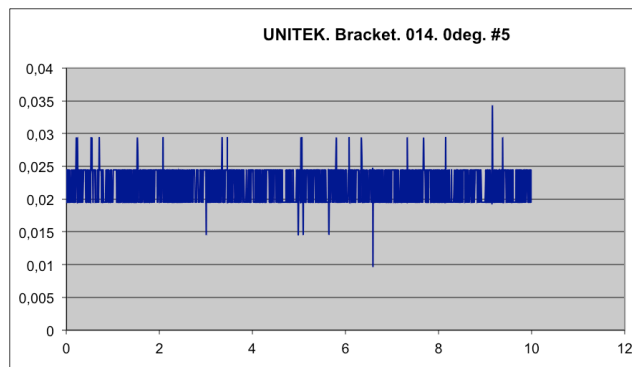
Test #2: Bracket UNITEK. Arco 0.014". 0° de angulación.



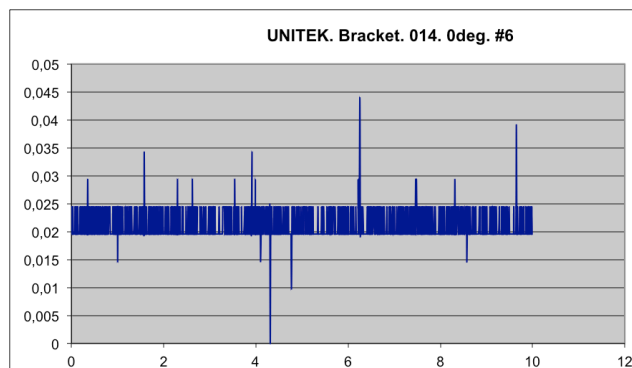
Test #3: Bracket UNITEK. Arco 0.014". 0° de angulación.



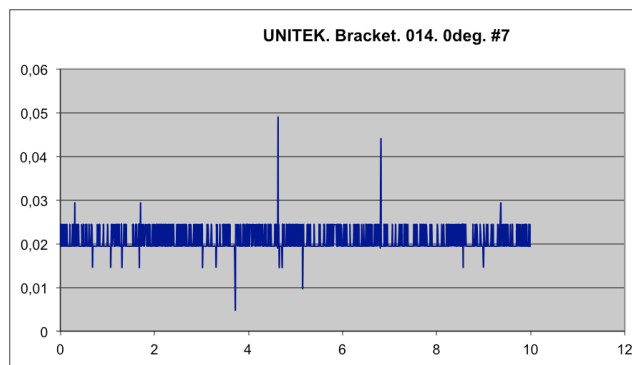
Test #4: Bracket UNITEK. Arco 0.014". 0° de angulación.



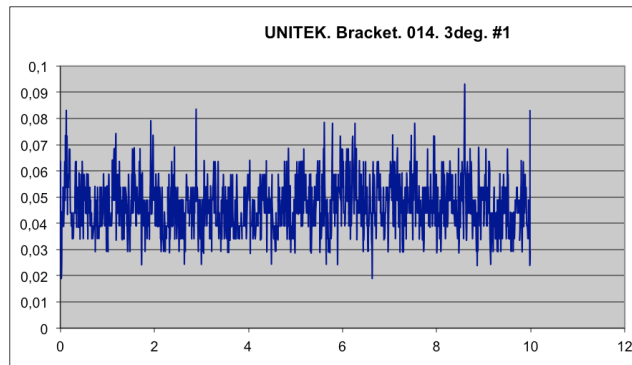
Test #5: Bracket UNITEK. Arco 0.014". 0° de angulación.



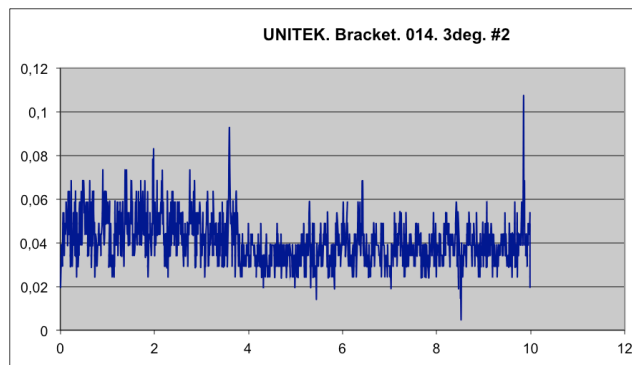
Test #6: Bracket UNITEK. Arco 0.014". 0° de angulación.



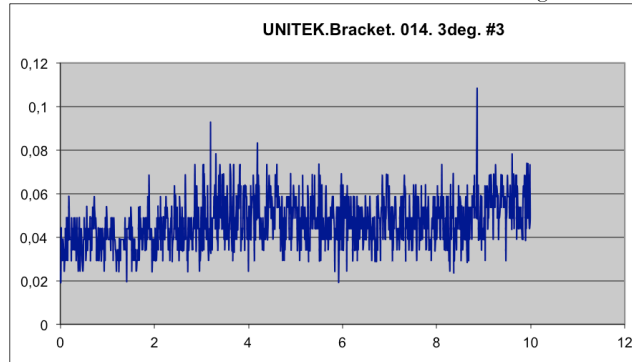
Test #7: Bracket UNITEK. Arco 0.014". 0° de angulación.



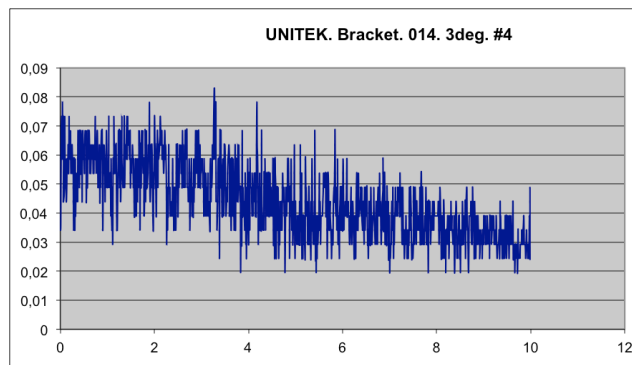
Test #1: Bracket UNITEK. Arco 0.014". 3° de angulación.



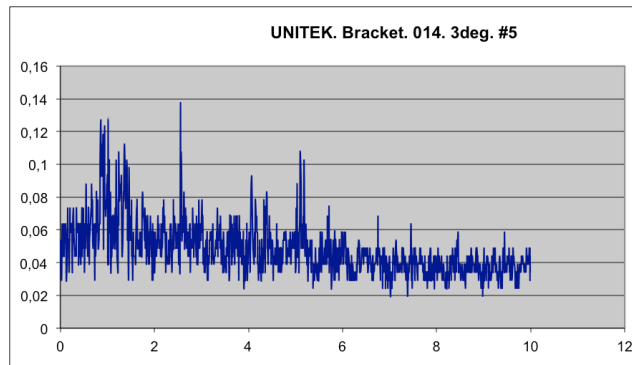
Test #2: Bracket UNITEK. Arco 0.014". 3° de angulación.



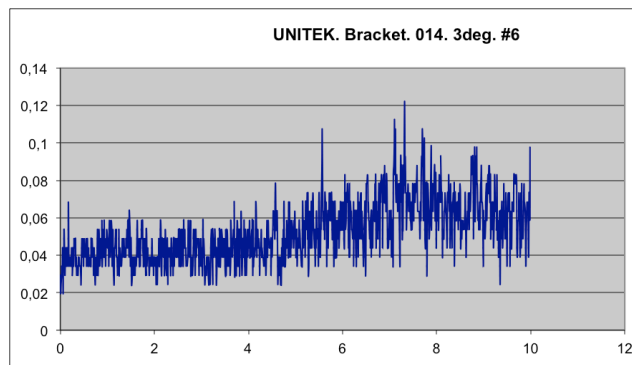
Test #3: Bracket UNITEK. Arco 0.014". 3° de angulación.



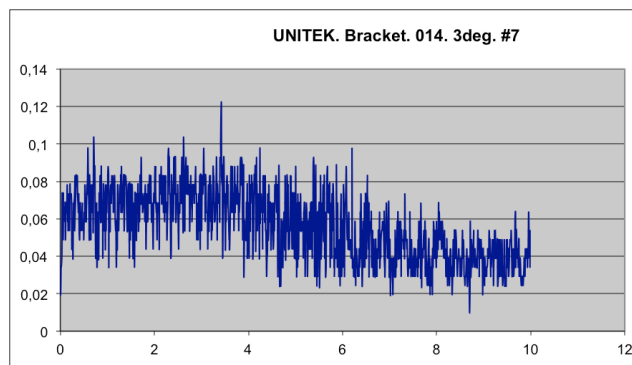
Test #4: Bracket UNITEK. Arco 0.014". 3° de angulación.



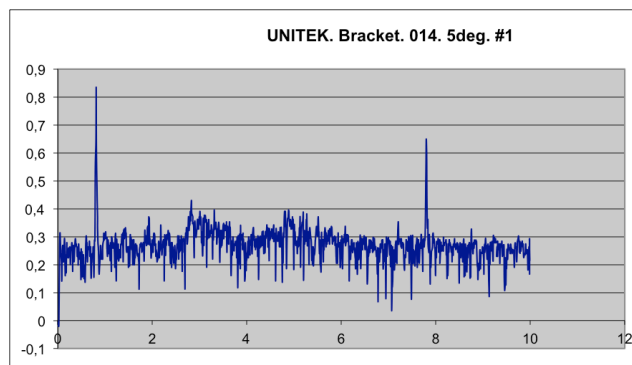
Test #5: Bracket UNITEK. Arco 0.014". 3° de angulación.



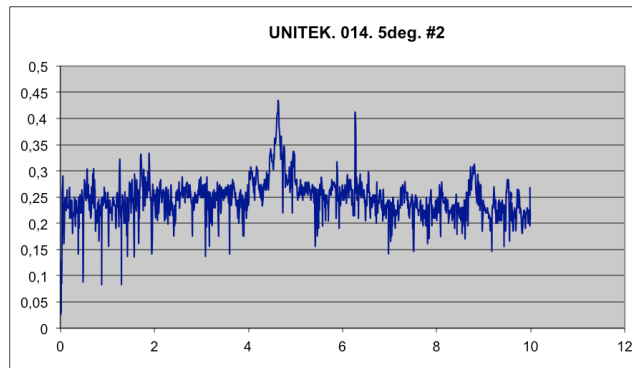
Test #6: Bracket UNITEK. Arco 0.014". 3° de angulación.



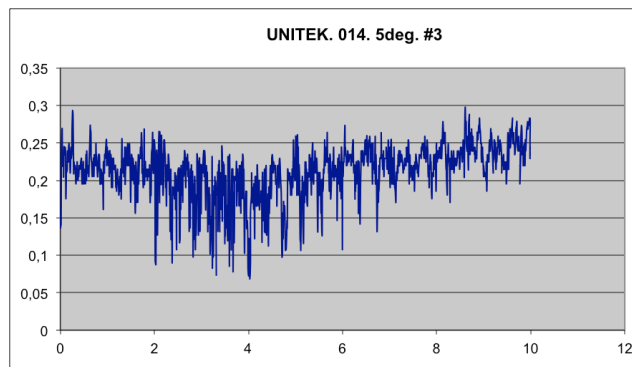
Test #7: Bracket UNITEK. Arco 0.014". 3° de angulación.



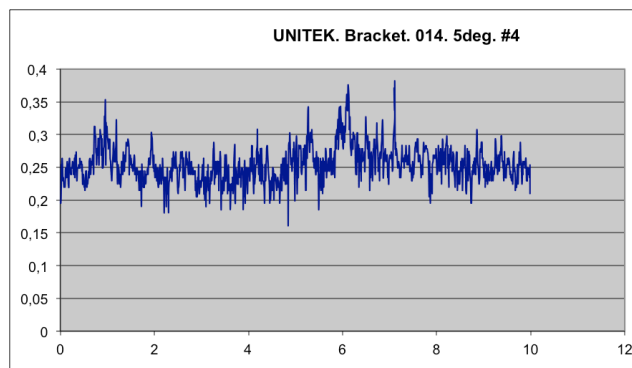
Test #1: Bracket UNITEK. Arco 0.014". 5° de angulación.



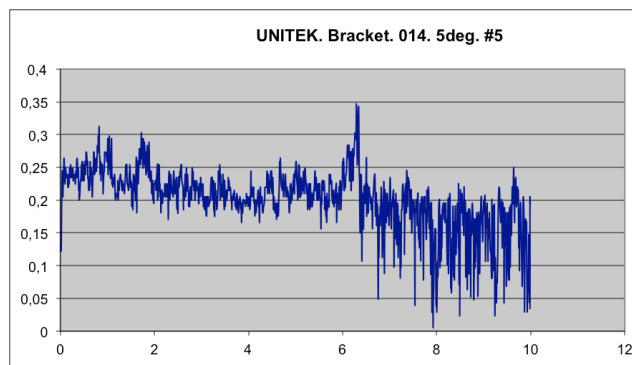
Test #2: Bracket UNITEK. Arco 0.014". 5° de angulación.



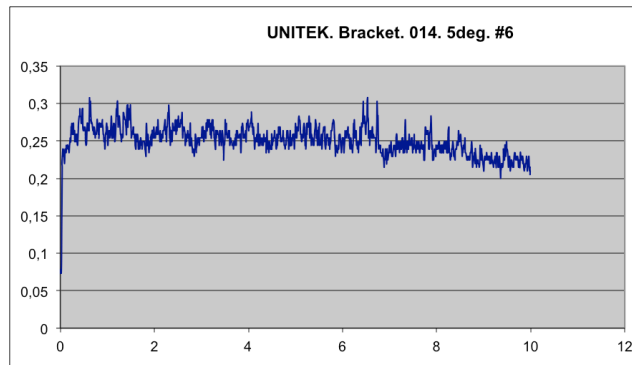
Test #3: Bracket UNITEK. Arco 0.014". 5° de angulación.



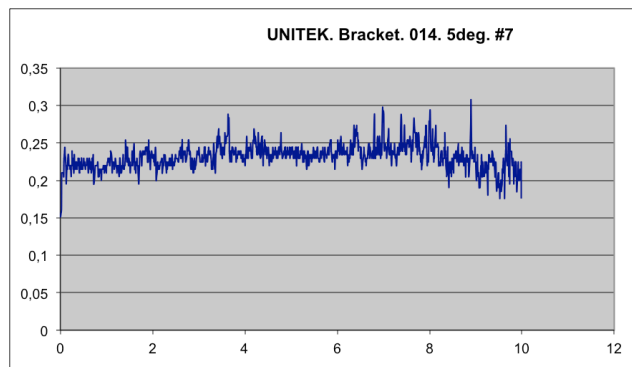
Test #4: Bracket UNITEK. Arco 0.014". 5° de angulación.



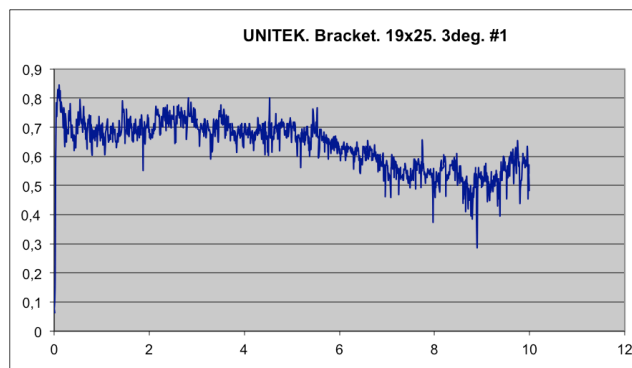
Test #5: Bracket UNITEK. Arco 0.014". 5° de angulación.



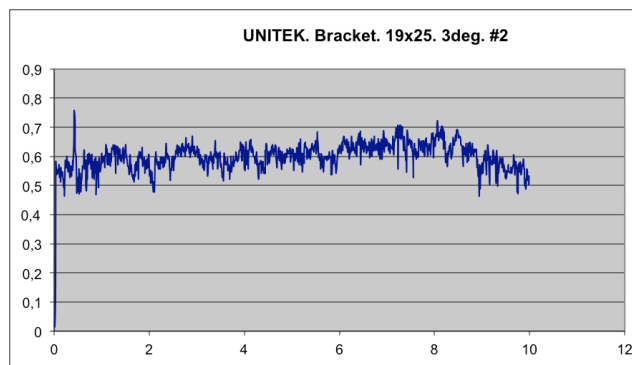
Test #6: Bracket UNITEK. Arco 0.014". 5° de angulación.



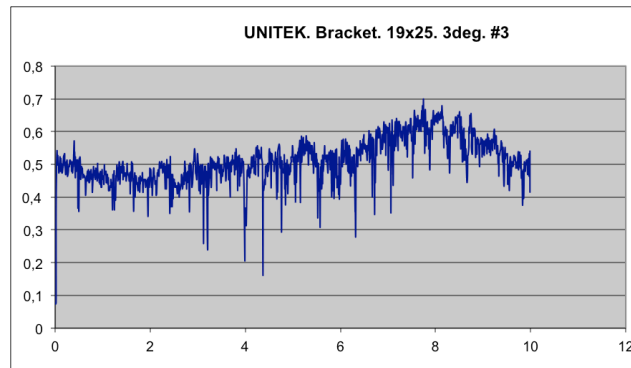
Test #7: Bracket UNITEK. Arco 0.014". 5° de angulación.



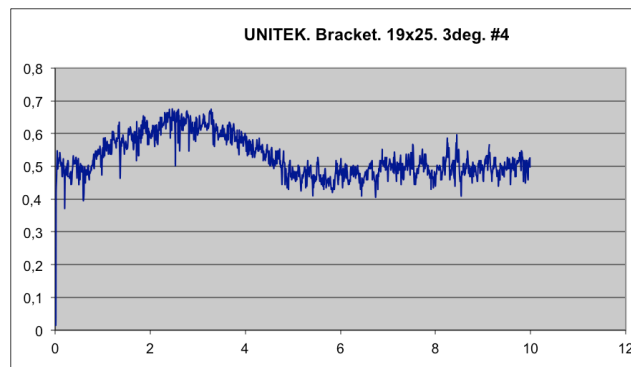
Test #1: Bracket UNITEK. Arco 0.019"x0.025". 3° de angulación.



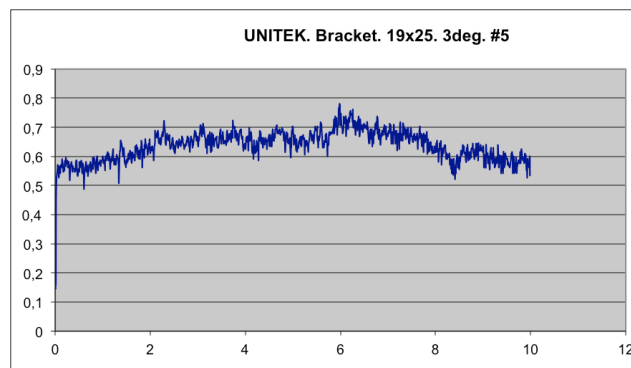
Test #2: Bracket UNITEK. Arco 0.019"x0.025". 3° de angulación.



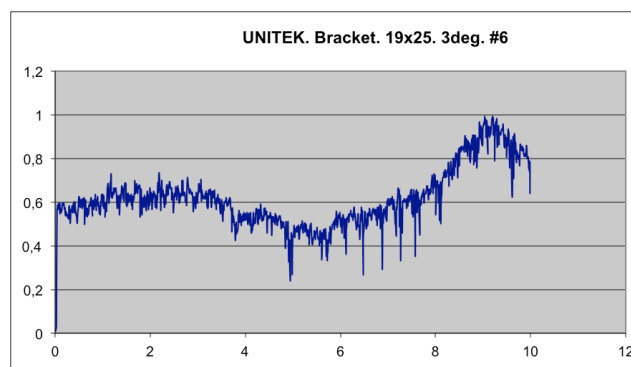
Test #3: Bracket UNITEK. Arco 0.019"x0.025". 3° de angulación.



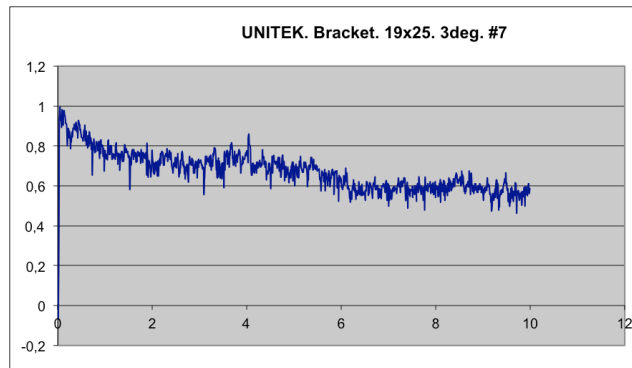
Test #4: Bracket UNITEK. Arco 0.019"x0.025". 3° de angulación.



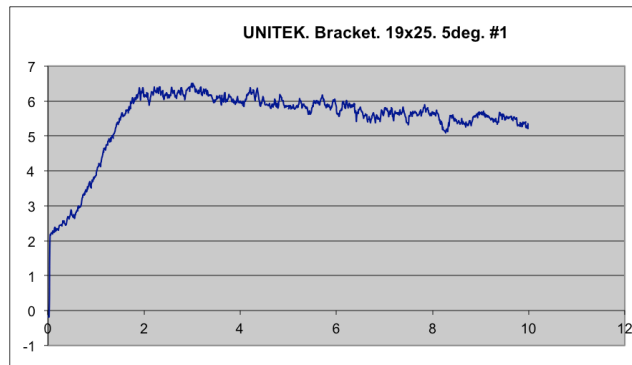
Test #5: Bracket UNITEK. Arco 0.019"x0.025". 3° de angulación.



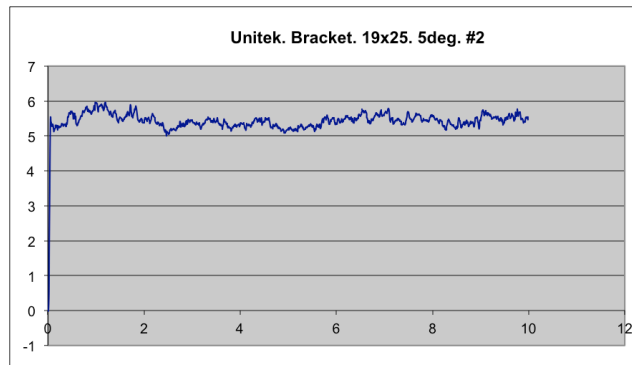
Test #6: Bracket UNITEK. Arco 0.019"x0.025". 3° de angulación.



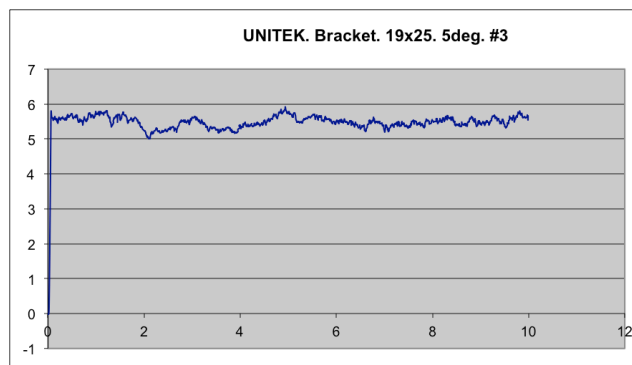
Test #7: Bracket UNITEK. Arco 0.019"x0.025". 3° de angulación.



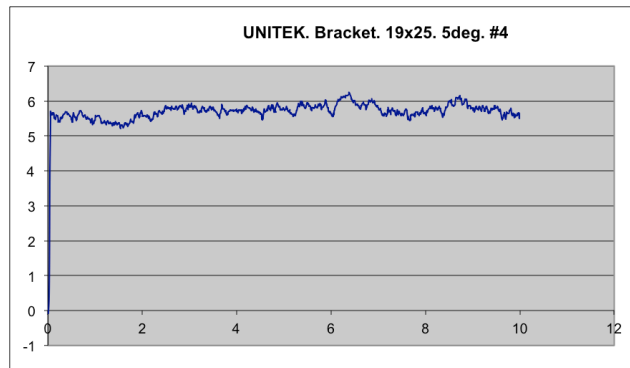
Test #1: Bracket UNITEK. Arco 0.019"x0.025". 5° de angulación.



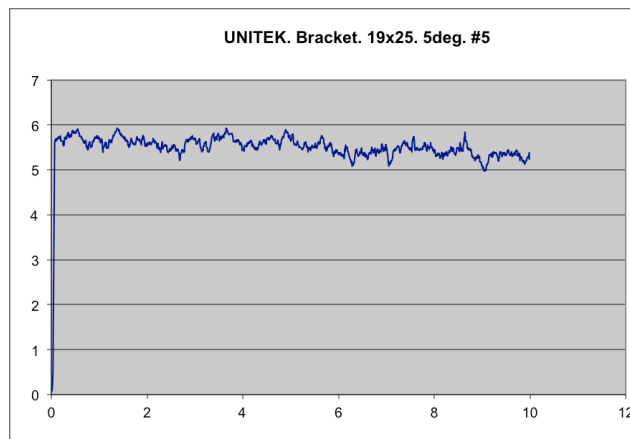
Test #2: Bracket UNITEK. Arco 0.019"x0.025". 5° de angulación.



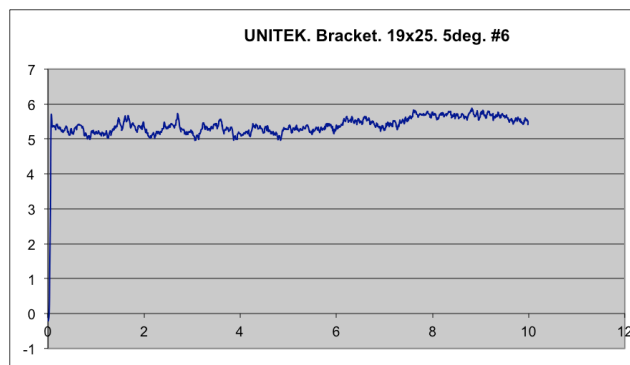
Test #3: Bracket UNITEK. Arco 0.019"x0.025". 5° de angulación.



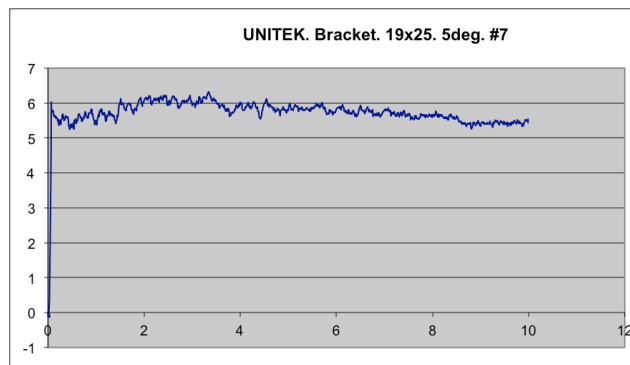
Test #4: Bracket UNITEK. Arco 0.019"x0.025". 5° de angulación.



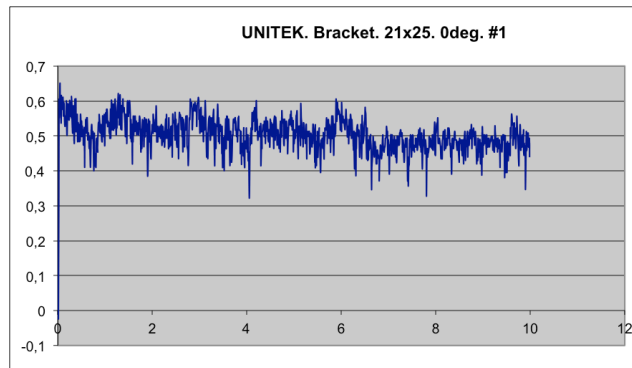
Test #5: Bracket UNITEK. Arco 0.019"x0.025". 5° de angulación.



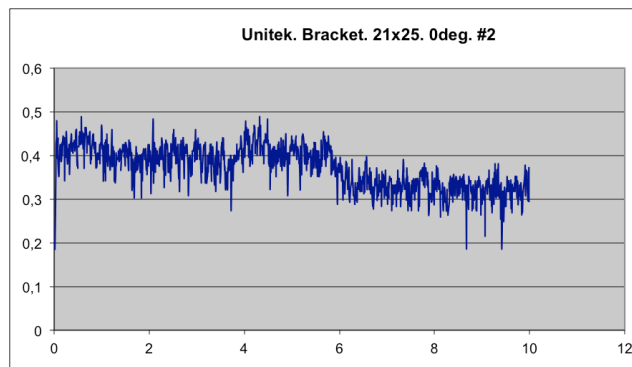
Test #6: Bracket UNITEK. Arco 0.019"x0.025". 5° de angulación.



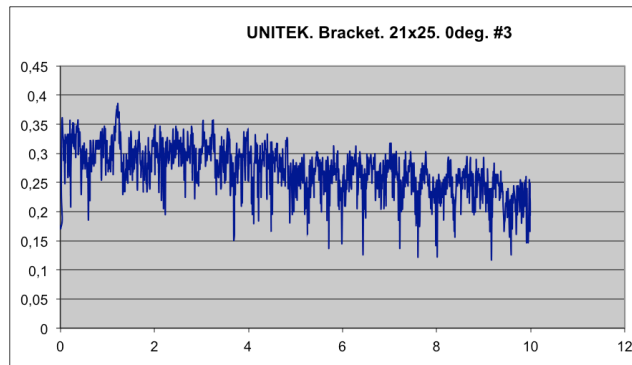
Test #7: Bracket UNITEK. Arco 0.019"x0.025". 5° de angulación.



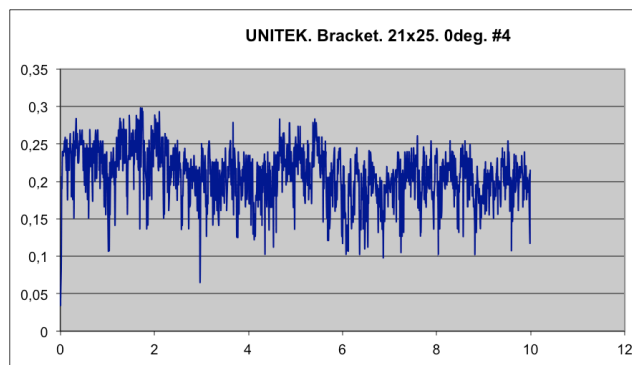
Test #1: Bracket UNITEK. Arco 0.021"x0.025". 0° de angulación.



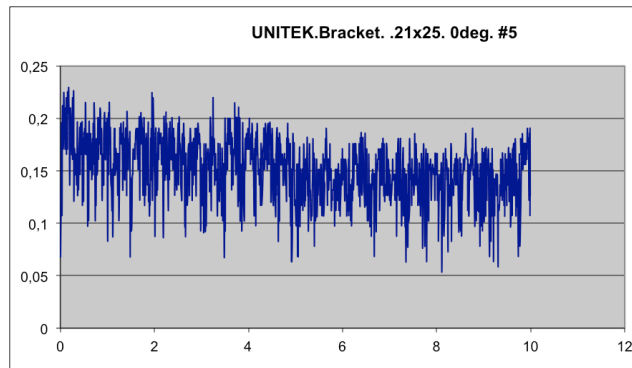
Test #2: Bracket UNITEK. Arco 0.021"x0.025". 0° de angulación.



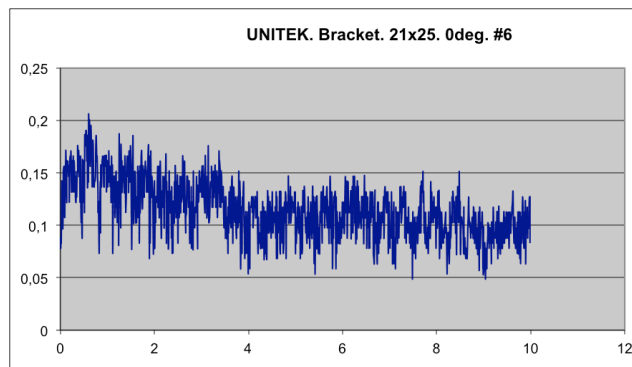
Test #3: Bracket UNITEK. Arco 0.021"x0.025". 0° de angulación.



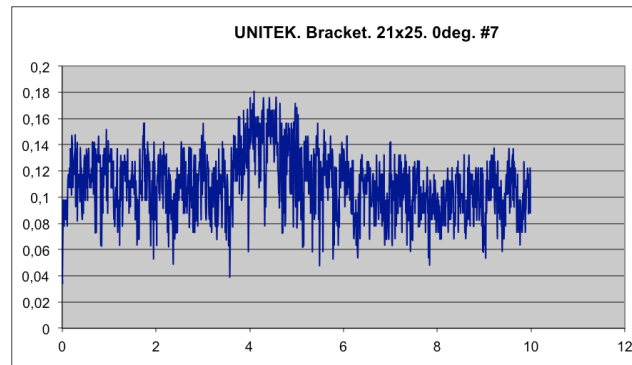
Test #4: Bracket UNITEK. Arco 0.021"x0.025". 0° de angulación.



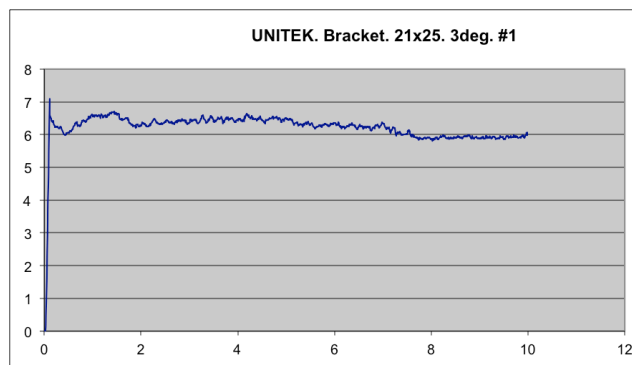
Test #5: Bracket UNITEK. Arco 0.021"x0.025". 0° de angulación.



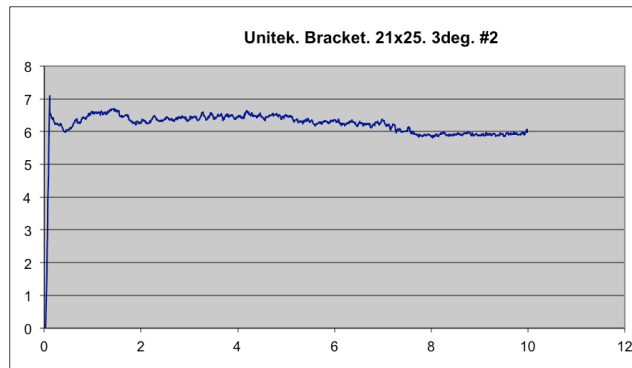
Test #6: Bracket UNITEK. Arco 0.021"x0.025". 0° de angulación.



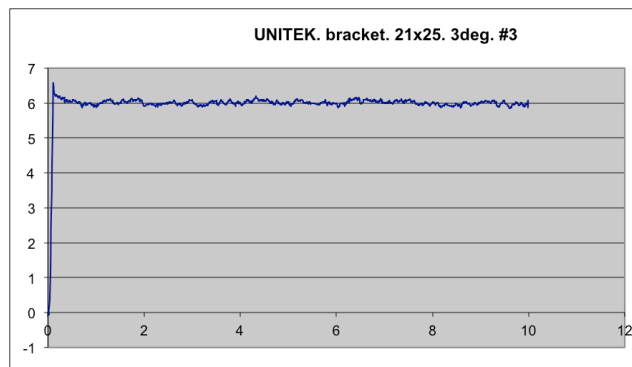
Test #7: Bracket UNITEK. Arco 0.021"x0.025". 0° de angulación.



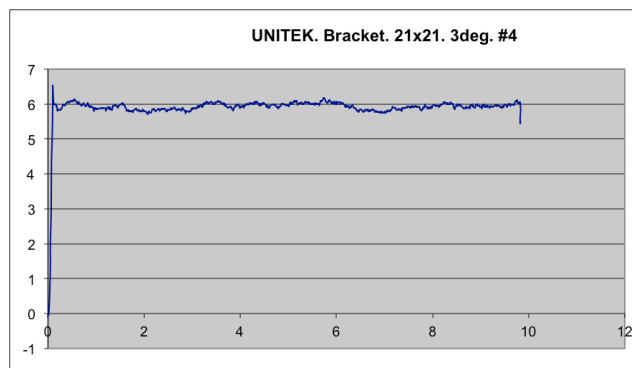
Test #1: Bracket UNITEK. Arco 0.021"x0.025". 3° de angulación.



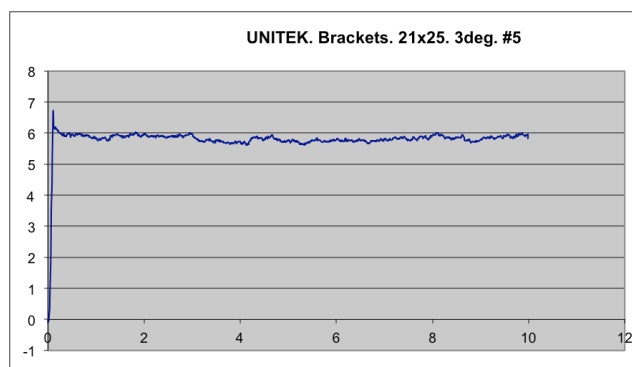
Test #2: Bracket UNITEK. Arco 0.021"x0.025". 3° de angulación.



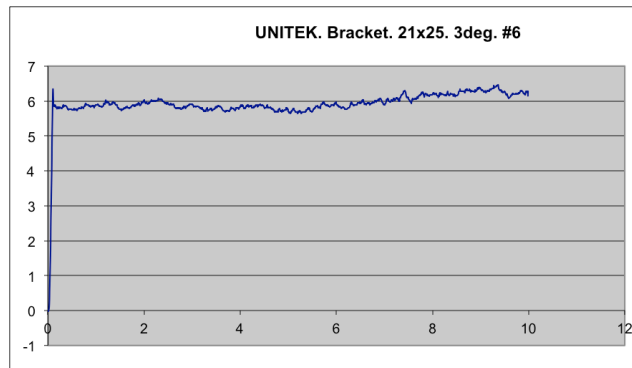
Test #3: Bracket UNITEK. Arco 0.021"x0.025". 3° de angulación.



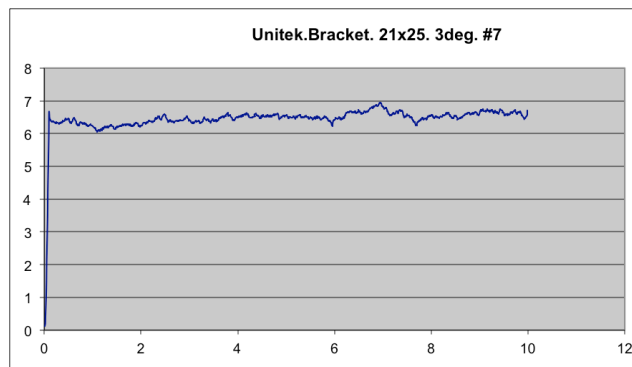
Test #4: Bracket UNITEK. Arco 0.021"x0.025". 3° de angulación.



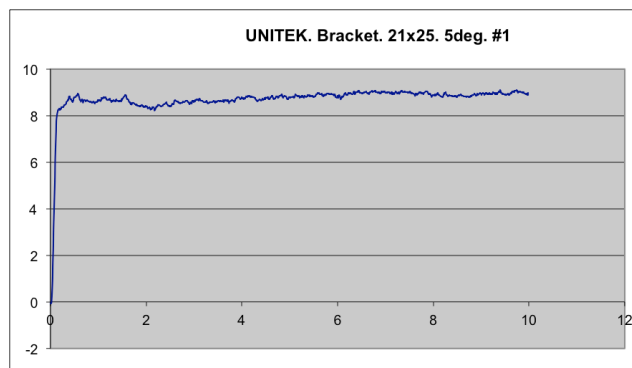
Test #5: Bracket UNITEK. Arco 0.021"x0.025". 3° de angulación.



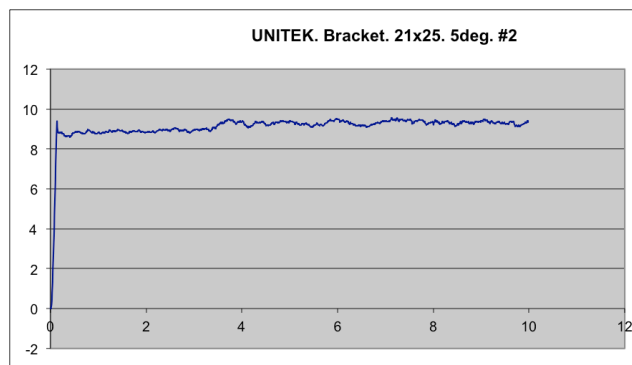
Test #6: Bracket UNITEK. Arco 0.021"x0.025". 3° de angulación.



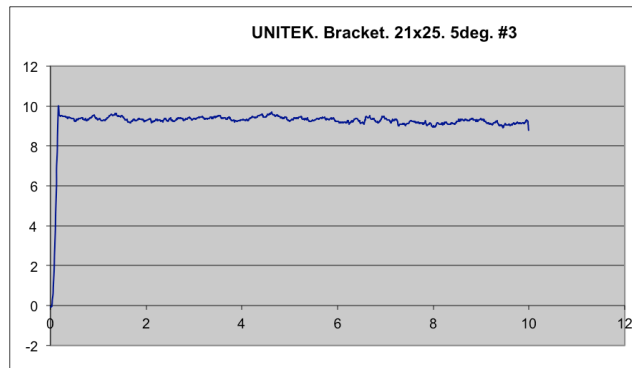
Test #7: Bracket UNITEK. Arco 0.021"x0.025". 3° de angulación.



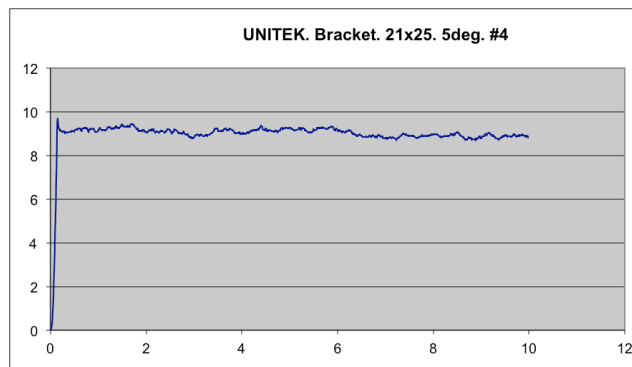
Test #1: Bracket UNITEK. Arco 0.021"x0.025". 5° de angulación.



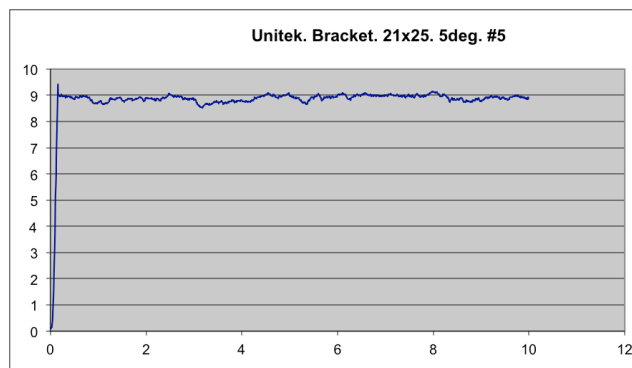
Test #2: Bracket UNITEK. Arco 0.021"x0.025". 5° de angulación.



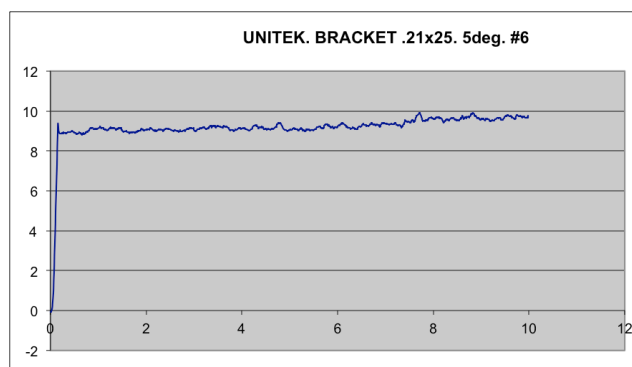
Test #3: Bracket UNITEK. Arco 0.021"x0.025". 5° de angulación.



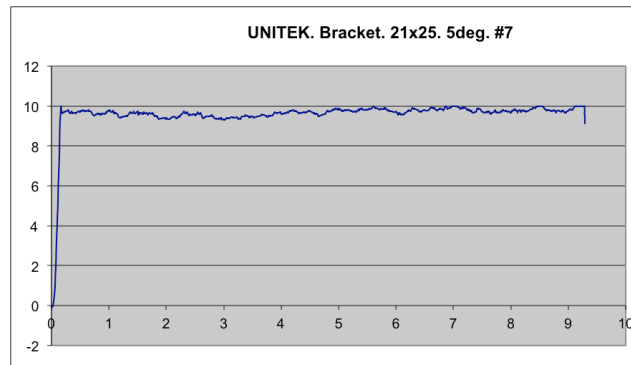
Test #4: Bracket UNITEK. Arco 0.021"x0.025". 5° de angulación.



Test #5: Bracket UNITEK. Arco 0.021"x0.025". 5° de angulación.



Test #6: Bracket UNITEK. Arco 0.021"x0.025". 5° de angulación.



Test #7: Bracket UNITEK. Arco 0.021"x0.025". 5° de angulación.

13. LISTADO DE FIGURAS, GRÁFICAS Y TABLAS

13.LISTADO DE FIGURAS, GRÁFICAS Y TABLAS**FIGURAS**

- Fig. 2.1. Desarrollo del bracket gemelar. Brainerd Swain. Tweed Foundation, 1952.
- Fig. 2.2. Ficción: Es la resistencia al movimiento cuando un objeto se mueve de modo tangencial con respecto a otro.
- Fig. 2.3. Gráfica Fuerza vs Desplazamiento.
- Fig. 2.4. Asperezas o zonas de contacto. Zonas de contacto de átomo a átomo.
- Fig. 2.5. La Fuerza de la fricción es independiente de la superficie de contacto.
- Fig. 2.6. Gráfica de fuerzas friccionales estáticas y dinámicas.
- Fig. 2.7. Configuración activa y pasiva del complejo bracket/arco.
- Fig. 2.8. Gráfica de presión-tensión.
- Fig.6.1. Bracket Damon (Q, 3MX), (Ormco).
- Fig.6.2. Brackets Smart Clip (3M Unitek).
- Fig.6.3. Bracket In-Ovation R (GAC, Denstplay).
- Fig. 6.4. Brackets investigados en el presente estudio. 1. Bracket Smart-Clip (3M, Unitek). 2. Bracket Damon 3MX (Ormco). 3. Bracket In-Ovation R.
- Fig. 6.5. Tubos investigados en el presente estudio. 1. Tubo Smart-Clip (3M, Unitek). 2. Tubo Damon 3MX (Ormco). 3. Tubo In-Ovation R.
- Fig. 6.6. Esquema de la presente investigación.
- Fig. 6.7. Diagrama en el que se representa las modificaciones de segundo orden para los sistemas arco/bracket y arco/tubo.
- Fig.6.8. Aparato de simulación de deslizamiento ortodóncico.
- Fig. 6.9. Área del laboratorio (Escuela de ingeniería de la Universidad de Pennsylvania) en el que se llevó a cabo la investigación.
- Fig. 6.10. Gráfica de la resistencia al deslizamiento. Eje horizontal: Desplazamiento. Eje vertical: Carga.
- Fig. 6.11. Microscopio Electrónico de Barrido (SEM).

LISTADO DE FIGURAS, GRÁFICAS Y TABLAS

- Fig. 6.12. Imagen SEM de los distintos brackets estudiados en el presente estudio (GAC, ORMCO, 3M Unitek).
- Fig. 6.13. Imagen SEM de los distintos tubos estudiados en el presente estudio (GAC, ORMCO, 3M Unitek).
- Fig. 7.1. Imágenes SEM de los brackets In Ovation (GAC), Damon 3MX (Ormco) y SmartClip (Unitek). Medidas obtenidas en micrómetros y traducidas en pulgadas.
- Fig. 7.2. Imágenes SEM de los tubos GAC, Ormco y Unitek. Medidas obtenidas en micrómetros y traducidas en pulgadas.
- Fig. 10.1. Dispositivo diseñado por el presente grupo de investigación realizado en la escuela de ingeniería en la Universidad de Pennsylvania.
- Fig. 10.2. Dispositivo diseñado por el presente grupo de investigación realizado en la escuela de ingeniería en la Universidad de Pennsylvania.

TABLAS

- Tabla 1: Valores friccionales Tubos/Arcos finales entre los distintos grosores de arcos, angulaciones y tipos de tubos.
- Tabla 2: Valores friccionales Brackets/Arcos finales entre los distintos grosores de arcos, angulaciones y tipos de brackets.

GRÁFICAS

- Gráfica 7.1. Valores friccionales: tubos GAC, ORMCO y UNITEK a 0°, 3° y 5° combinados con un arco de 0.014" ANiti
- Gráfica 7.2. Valores friccionales: tubos GAC, ORMCO y UNITEK a 0°, 3° y 5° combinados con un arco de 0.019x0.025" SS.
- Gráfica 7.3. Valores friccionales: tubos GAC, ORMCO y UNITEK a 0°, 3° y 5° combinados con un arco de 0.021x0.025" SS
- Gráfica 7.4. Comparativa entre los tubos de GAC, ORMCO y UNITEK y las variables estudiadas en el presente estudio (angulaciones de segundo

orden y diámetro de arco).

- Gráfica 7.5. Valores friccionales: brackets GAC, ORMCO y UNITEK a 0°, 3° y 5° combinados con un arco de 0.014" ANiti.
- Gráfica 7.6. Valores friccionales: brackets GAC, ORMCO y UNITEK a 0°, 3° y 5° combinados con un arco de 0.010x0.025" SS.
- Gráfica 7.7. Valores friccionales: brackets GAC, ORMCO y UNITEK a 0°, 3° y 5° combinados con un arco de 0.010x0.025" SS.
- Gráfica 7.8. Comparativa entre los brackets de GAC, ORMCO y UNITEK y las variables estudiadas en el presente estudio (angulaciones de segundo orden y diámetro de arco).
- Gráfica 7.9. Comparativa entre los tubos y brackets de GAC y las variables estudiadas en el presente estudio (angulaciones de segundo orden y diámetro de arco).
- Gráfica 7.10. Comparativa entre los tubos y brackets de ORMCO y las variables estudiadas en el presente estudio (angulaciones de segundo orden y diámetro de arco).
- Gráfica 7.11. Comparativa entre los tubos y brackets de UNITEK y las variables estudiadas en el presente estudio (angulaciones de segundo orden y diámetro de arco).

14. BIBLIOGRAFÍA

14.BIBLIOGRAFÍA

1. Graber TM, Vanarsdall RL. Orthodontics: Current Principles and Techniques (ed. 2). St. Louis: Mosby, 1994.
2. Kusy RP, Whitley JQ. Friction between different wire-bracket configurations and materials. *Semin Orthod* 1997;3:166-177.
3. Schumacher HA, Bourauel C, Drescher D. The effect of the ligature on the friction between bracket and arch. *Fortschr Kieferorthop* 1990;51:106-16.
4. Gostovich TL. The influence of bracket design on resistance to sliding. University of Pennsylvania, Department of Orthodontics, Thesis. May 2003.
5. Articulo LC, Kusy K, Saunders CR, Kusy RP. Influence of ceramic and stainless steel brackets on notching of archwires during clinical treatment. *Eur J of Orthod* 2000; 22:409-425.
6. Articulo LC. Evaluation of the resistance to sliding of three distinctive ceramic bracket designs using a new orthodontic sliding simulation device. University of Pennsylvania, Department of Orthodontics, Thesis. May 2002.
7. Henao SP, Kusy RP. Evaluation of the frictional Resistance of Conventional and self-ligating bracket designs using standardized arch-wires and dental typodonts. *Angle Orthod* 2004;74:202-211.
8. Nanda R, Biomechanics in Clinical Orthodontics. Philadelphia: WB Saunders Company, 1997; Ch 10, pp. 188-217.
9. Tecco S, Festa F, Caputi S, Train T, Di Iorio D, D'Attilio M. Friction of conventional and self-ligating brackets using a 10 bracket model. *Angle Orthod* 2005;75:1041-1045.
10. Frank CA, Nikolai RJ. A comparative study of frictional resistances between orthodontic bracket and archwire. *Am J Orthod* 1980;78(6):593-609.
11. Articulo LC, Kusy RP. Influence of angulation on the resistance to sliding in fixed appliances. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1999;115:39-51.

12. Kemp DW. A comparative analysis of frictional forces between self-ligating and conventional edgewise orthodontic brackets. University of Toronto, Department of Orthodontics, Thesis. May 1993.
13. Drescher D, Bourauel C, Schumacher HA. Frictional forces between bracket and archwire. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1989;96(5):397-404.
14. Vaughan JL, Duncanson MG Jr, Nanda RS, Currier GF. Relative frictional forces between sintered stainless steel brackets and orthodontic wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1995;107:20-27.
15. Ogata RH, Nanda RS, Duncanson MG Jr, Sinha PK, Currier GF. Frictional resistances in stainless steel bracket-wire combinations with effects of vertical deflections. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1996;109:535-42.
16. Bednar JR, Gruendman GW, Sandrik JL. A comparative study of frictional forces between orthodontic brackets and archwires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1991;100(6): 513-22.
17. Kusy RP, Whitley JQ, Prwitt MJ. Comparison of the frictional coefficients for selected archwire bracket slot combinations in the dry and wet states. *Angle Orthod* 1991;61:293- 302.
18. Downing A, McCabe JF, Gordon PH. The effect of artificial saliva on the frictional forces between orthodontic brackets and archwires. *Brit J Orthod* 1995;22,141-46.
19. Thorstenson GA, Kusy RP. Effect of archwire size and material on the resistance to sliding of self-ligating brackets with second-order angulation in the dry state. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2002;122:295-305.
20. Cacciafesta V, Sfondrini MF, Ricciardi A, Scribante A, Klersy C, Auricchio F. Evaluation of friction of stainless steel and esthetic self-ligating brackets in various bracket-archwire combinations. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2003; 124:395-402.
21. Thomas S, Sherriff M, Birnie D. A Comparative *in vitro* study of the frictional characteristics of two types of self- ligating brackets and two types of pre-adjusted

- edgewise brackets tied with elastomeric ligatures. *Eur J of Orthod* 1998; 589-596.
22. Miles PG. Self-ligating vs conventional twin brackets during en-masse space closure with sliding mechanics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2007;132:223-5.
23. Harradine NW. Self-ligating brackets: where are we now? *J Orthodontics* 2003; 30:262-73.
24. Matasa CG. Self-engaging brackets: passive vs active. *Orthod Mater Insider* 1996; 9:5-11.
25. Joanna EH, Graham P, Steven PJ. An *ex vivo* laboratory study to determine the static frictional resistance of variable ligation orthodontic bracket system. *Journal of Orthodontics* 2008;35:112-118.
26. Pizzoni L, Raunholt G, Melsen B. Frictional forces related to self-ligating brackets. *Eur J Orthod* 1998;20:283-291.
27. Voudouris JC. Interactive Edgewise mechanisms: form and function comparison with conventional edgewise brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1997;111:119-40.
28. Miles PG. SmartClip versus conventional twin brackets for initial alignment: is there a difference?. *Aust Orthod J* 2005;21:123-7.
29. Rinchuse DJ, Miles PG. Self-ligating brackets: Present and future. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2007; 132:216-22.
30. Franchi L, Baccetti T, Camporesi M, Barbato E. Forces released during sliding mechanics with passive self-ligating brackets or nonconventional elastomeric ligatures. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008; 133:87-90.
31. Budd S, Daskalogiannakis J, Tompson BD. A study of the characteristics of four commercially available self-ligating bracket systems. *Eur J of Orthod* 2008; 30(6):645-53.
32. Thorstenson GA, Kusy RP. Resistance to sliding of self-ligating brackets versus conventional stainless steel twin brackets with second-order angulation in the dry and

wet (saliva) states. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2001;120:361-370.

33. Kim TK, Kim KD, Baek SH. Comparison of frictional forces during the initial leveling stage in various combinations of self-ligating brackets and archwires with a custom-designed typodont system. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2008; 133(2):15-24.

34. Tecco S, Di Iorio D, Cordasco G, Verrocchi I, Festa F. An *in vitro* investigation of the influence of self-ligating brackets, low friction ligatures, and archwire on frictional resistance. *Euro J of Orthod* 2007;29:390-397.

35. Lawrence FA. *Straight Wire, The Concept and Appliance*. L.A Wells Co. San Diego.

36. Matarese G, Nucera R, Militi A, Mazza M, Portelli M, Festa F, Cordasco G. Evaluation of frictional forces during dental alignment: an experimental model with 3 nonleveled brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2008;133(5):708-15.

37. Henoa SP, Kusy RP. Frictional evaluations of dental typodont models using four self-ligating designs and a conventional design. *Angle Orthod* 2005;75:75-85.

38. Strang, RHW. *A text book of orthodontia*. Philadelphia: Lea & Febiger, 1933.

39. Holdaway, RA. Bracket angulation as applied to the edgewise appliance. *Angle Orthod* 1952:227-236.

40. Tweed, CH. *Clinical orthodontics*. Vol 1. St. Louis: The C.V. Mosby Co., 1966.

41. Lindquist JT. Orthodontic bands. In *current orthodontic concepts and techniques*, edited by T. M. Graber and B.F. Swain, vol. 1, 2ed. Philadelphia: W. B. Saunders Co., 1975. Pp. 475 – 501.

42. Saltzmann, JA. *Principles of orthodontics*. 2nd ed. Philadelphia: J. B. Lippincott Co., 1950.

43. Jarabak, JR, and Fizzel, JA. *Technique and treatment with the light-wire appliance*. St. Louis: The C.V. Mosby Co., 1963.

44. Lindquist JT. *Attachments in current orthodontic concepts and techniques*. 2nd ed. Philadelphia: W. B. Saunders Co., 1975.

45. Angle, EH. Classification of malocclusion. *Dental Cosmos* 1899; 41:248–264, 350–357.
46. Wheeler, RC. *A textbook of dental anatomy and physiology*. 4th ed. Philadelphia: W. B. Saunders Co., 1965.
47. Website: Wikipedia.
48. Saunders CR, Kusy RP. Surface topography and frictional characteristics of ceramic brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1994;106:76-87.
49. Hyper physics-link, Georgia State University website.
50. Kusy RP, Whitley JQ. Effects of sliding velocity on the coefficients of friction in model orthodontic system. *Dent Mater* 1989;5:235-240.
51. Besancon RM. *The encyclopedia of physics*. 3rd edition, New York: Van Nostrand Reinhold Company; 1985:497-9.
52. Johnson KL. *Contact Mechanics*. Cambridge Univ. Press; 1985; 306-311.
53. Morris W. *The American Heritage dictionary*. Boston: American Heritage and Houghton Mifflin, 1969; 577.
54. Jastrzebski ZD. *The Nature and Properties of Engineering Materials*. 2nd edition, New York: Wiley & Sons, 1976; 182-185.
55. Saunders CR, Kusy RP. Surface topography and frictional characteristics of ceramic brackets. . *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1994;106:76-87.
56. Proffit WR. *Contemporary Orthodontics*. 2nd edition, St Louise: Mosby, 1994.
57. Eshbach OW, Saunders M. *Handbook of Engineering Fundamentals*. 3rd edition, New York: Wiley & Sons; 1975:515-523.
58. Edwards GD, Davies EH, Jones SP. The *ex vivo* effect of ligation technique on the static frictional resistance of stainless steel brackets and archwires. *Br J Orthod Dentofac Orthop* 1995; 22:145-53.
59. Baker KL, Nieberg LG, Weimer AD, Hanna M. Frictional changes in force values

- caused by saliva substitution. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1987;91:316-320.
60. Stannard JG, Gau JM, Hanna MA. Comparative friction of orthodontic wires under dry and wet conditions. *American Journal of Orthodontics* 1986; 89: 485-491.
61. Andreason GF, Quevedo FR. Evaluation of friction forces in the 0.022x0.028 edge wise bracket *in vitro*. *Journal of Biomechanics* 1970; 3:151-160.
62. Read-Ward GF, Jones SP, Davis EH. A comparison of self-ligating and conventional orthodontic bracket systems. *British Journal of Orthodontics* 1997; 24:309-317.
63. Downing A, McCabe JF, Gordon PH. The effect of artificial saliva on the frictional forces between orthodontic brackets and archwires. *British Journal of Orthodontics* 1995; 22:41-46.
64. Burrow SJ. Friction and resistance to sliding in orthodontics: A critical review. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2009; 135:442-447.
65. Nanda R. *Biomecánica en ortodoncia clínica*. Buenos Aires: Editorial Médica Panamericana 1998; 3:45-58.
66. Ehsani S. Frictional resistance in Self-Ligating orthodontic brackets and conventionally ligated brackets. *Angle Orthod* 2009; 79(3):592-601.
67. Krishnan M, Kalathil S, Abraham KM. Comparative evaluation of frictional forces in active and passive self- ligating brackets with various archwire alloys. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2009;136(5):675-82.
68. Kusy RP. Materials and appliances in orthodontics: brackets, arch wires, and friction. *Curr Opin Dent* 1991; 1:634-644.
69. Angolkar PD, Kapila S, Duncanson MG, and Nanda RS. Evaluation of friction between ceramic brackets and orthodontic wires of four alloys. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1990; 98:499-506.
70. Garner LD, Allai WW, and Moore BK. A comparison of frictional forces during simulated canine retraction of a continuous edgewise arch wire. *Am J Orthod Dentofac*

Orthop 1986;90:199-203.

71. Kapila S, Angolkar PD, Duncanson MG, and Nanda RS. Evaluation of friction between edgewise stainless Steel brackets and orthodontic wires off our alloys. Am J Orthod Dentofac Orthop 1990; 98:100-109.

72. Proski RR, Bagby MD, and Erickson LC. Static frictional force and surface roughness of nickel-titanium archwires. Am J Orthod Dentofac Orthop 1991; 100: 341-348.

73. Downing A, McCabe J, and Gordon P. A study of frictional forces between orthodontic brackets and archwires. BrJOrthod1994;21:349-357.

74. Ho KS, and West VC. Friction resistance between edgewise brackets and archwires. Aust Orthod J 1991; 12: 95-99.

75 Kusy RP and Whitley JQ. Effects of surface roughness on the coefficients of friction in model orthodontic systems. J Biomech 1990; 23:913-925.

76 Weiss L. Frictional characteristics of aesthetic brackets in sliding mechanics. University of Toronto, Department of Orthodontics, Thesis, 1993.

77 Kusy RP, and Whitley JQ. Assessment of second-order clearances between orthodontic archwires and brackets slots via the critical contact angle for binding. Angle Orthod 1999; 69:71-80.

78. Rose CM, and Zernik JH. Reduced resistance to sliding in ceramic brackets. J Clin Orthod 1996; 30:78-84.

79. Dickson JAS, Jones SP, and Davies EH. A comparison of the frictional characteristics of five initial alignment wires and stainless steel brackets at three bracket to wire angulations *in vitro* study. Br J Orthod 1994;21:15-22.

80. Tidy DC. Frictional forces in fixed appliances. Am J Orthod Dentofac Orthop 1989; 96:249-254.

81. Omana HM, Moore RN, and Bagby MD. Frictional properties of metal and ceramic brackets. J Clin Orthod 1992; 27:425-432.

82. Loftus BP, Artun J, Nicholls JJ, Alonzo TA, and Stoner JA. Evaluation of function during sliding tooth movement in various bracket-arch wire combinations. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1999; 116:336-345.
83. O'Reilly D, Dowling PA, Lagerstrom L, and Swartz ML. An *ex vivo* investigation into the effect of bracket displacement on the resistance to sliding. *Br J Orthod* 1999; 26:219-227.
84. Mendes KC. Frictional characteristics of ion implanted orthodontic archwires and brackets. University of Toronto, Department of Orthodontics, Thesis, 1995.
85. Sioshanshi P. Tailoring surface properties by ion implantation. *Mater Engineer* 1987; 2:19-23.
86. Burstone CJ, and Farzin-Nia F. Production of low friction and coloured TMA by ion implantation. *J Clin Orthod* 1995; 29:453-461.
87. Kusy RP, Tobin EJ, Whitley JQ, and Sioshanshi P. Frictional coefficients of ion-implanted alumina against ion-implanted beta-titanium in the low load, low velocity, single pass regime. *Dent Mater* 1992; 8:167-172.
88. Defranco DJ, Spiller RE, and von Fraunhofer JA. Frictional resistances using Teflon-coated ligatures with various bracket-archwire combinations. *Angle Orthod* 1995; 65:63-72.
89. Jones SP, Ben Bihil S. Static frictional resistance with the slide low-friction elastomeric ligature system. *Aust Orthod J* 2009; 25(2):136-41.
90. Kahlon S1, Rinchuse D, Robison JM, Close JM. In- vitro evaluation of frictional resistance with 5 ligation methods and Gianelly-type working wires. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2010; 138(1):67-71.
91. Stannard JG, Gau JM, and Hanna MA. Comparative friction of orthodontic wires under dry and wet conditions. *Am J Orthod* 1986; 89: 485-491.
92. Keith O, Kusy RP, Whitley JQ. Zirconia brackets: an evaluation of morphology and coefficients of friction. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1994; 106: 605-614.

93. Taylor NG, and Ison K. Frictional resistance between orthodontic brackets and archwires in the buccal segments. *Angle Orthod* 1996; 66: 215-222.
94. Tselepis M, Brockhurst P, and West VC. The dynamic frictional resistance between orthodontic brackets and arch wires. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1994; 106: 131-138.
95. Rock W, Wilson HJ, and Fisher SE. Force reduction of orthodontic elastomeric chains after one month in the mouth. *Br J Orthod* 1986; 13: 377-385.
96. Wong AK. Orthodontic elastic materials. *Angle Orthod* 1976; 46: 196-205.
97. Riley JL, Garrett SG, and Moon PC. Frictional forces of ligated plastic and metal edgewise brackets. *J Dent Res* 1979; 58: 98-99.
98. Bazakidou E, Nanda RS, Duncanson MG Jr, Sinha P. Evaluation of frictional resistance in esthetic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1997;112(2): 138-44.
99. Dowling PA, Jones WB, Lagerstrom L, Sandham JA. An investigation into the behavioral characteristics of orthodontic elastomeric modules. *Br J Orthod* 1998;25:197- 202.
100. Kuroe K, Tajin T, Nakayama T, Nagakubo C, Kubota S, Matsuda T, Ito G. Frictional forces with the friction edgewise bracket. *J Clin Orthod* 1994; 28: 347-35.
101. Berger JL. The influence of the Speed brackets self- ligating design on force levels in tooth movement: a comparative study. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1990; 97: 219-228.
102. Shivapuja PK, Berger J. A comparative study of conventional ligation and self- ligation bracket systems. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1994; 106: 472-480.
103. Kapur R, Sinha P, and Nanda R. Frictional resistance of the Damon SL bracket. *J Clin Orthod* 1998; 32: 485-489.
104. Sims APT, Waters NE, Birnie DJ, and Pethybridge RI. A comparison of the forces required to produce tooth movement *in vitro* using two self-ligating brackets and a pre-adjusted bracket employing two types of ligation. *Eur J Orthod* 1993; 15: 377- 385.
105. Andreasen GF, and Quevedo FR. Evaluation of frictional forces in the

0.022x0.028edgewisebracket*in vitro*. JBiomechanics1970;3:151-160.

106. Tanne K, Matsubara S, Shibaguchi T, and Sakuda M. Wire friction non ceramicbracketsduringsimulatedcanineretraktion. AngleOrthod 1991;61:285-290.

107. Peterson L, Spencer R, and Andreasen G. A cornparison of friction resistance for nitinol and stainless steel wire in edgewise brackets. Quintessence Int 1982; 5563-571.

108. Ireland AJ, Sherriff M, and McDonald F. Effect of bracket and wire composition on frictional forces. Eur J Orthod 1991; 13: 322-328.

109. Braun S, Bluestein M, Moore K, and Benson G. Friction in perspective. Am J Orthod Dentofac Orthop 1999; 115: 619-627.

110. Yeh CL, Kusnoto B, Viana G, Evans CA, and Drummond JL. *In vitro* evaluation of frictional resistance between brackets with passive-ligation designs. Am J Orthod Dentofac Orthop. 2007; 131(6): 704. e11-22.

111. Zufall SW, Kusy RP. Sliding mechanics of coated composite wires and thedevelopmentofanengineeringmode1forbinding. AngleOrthod2000;70:34-47.

112. Sims APT, Waters NE, and Bimie DJ. A comparison of the forces required to produce tooth movement *exvivo* through three types of pre-adjusted brackets when subjected to determined tip or torque values. Br J Orthod 1994; 21: 367-373.

113. Stefanos S, Secchi AG, Coby G, Tanna N, and Mante FK. Friction between various self-ligating brackets and archwirecouples during sliding mechanics. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2010;138(4):463-7.

114. Gick MR, Nobrega C, Benetti JJ, Zucchi TU, Jacob SR, and Arsati F. Orthodontic Science and Practice. 2012; 5(17):37-46.

115. Badawi H, Major P. Three-dimensional orthodontic force measurements.. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2010;137(3):299-300.

116. Thorenston GA. SmartClip self-ligating brackets frictional study. Orthod Perspect 2005;12:8-11.

117. Wikipedia: https://es.wikipedia.org/wiki/In_vitro.

118. Pasha A, Vishwakarma S, Narayan A, Vinay K, and Shetty SV, P. Comparison of frictional forces generated by a new ceramic bracket with the conventional brackets using unconventional and conventional Ligation system and the self-ligating brackets: An *In vitro* Study. *J Int Oral Health*. 2015; 7(9): 108–113.
119. Holtmann S, Konermann A, Keilig L, Reimann S, Jäger A, Montasser M. Different bracket–archwire combinations for simulated correction of two-dimensional tooth malalignment: Leveling outcomes and initial force systems. *Journal of Orofacial Orthopedics / Fortschritte der Kieferorthopädie* 2014; 75(6): 459–470.
120. Szczupakowski A, Reimann S, Dirk C, Keilig L, Weber A, Jäger A, and Bourauel C. Friction behavior of self-ligating and conventional brackets with different ligature systems. *J Orofac Orthop*. 2016;77(4):287-95.
121. Fansa M, Keilig L, Reimann S, Jäger A, and Bourauel C. The leveling effectiveness of self-ligating and conventional brackets for complex tooth malalignments. *J Orofac Orthop*. 2009;70(4):285-96.
122. Turpin DL, Jumani KS, Spiekerman CF, and Huang GJ. Retrospective investigation of the effects and efficiency of self-ligating and conventional brackets. *Am J of Orthod and Dentofac Orthop* 2015; 148(1): 67–75.
123. Songra G, Clover M, Atack NE, Ewings P, Sherriff M, Sandy JR, and Ireland AJ. Comparative assessment of alignment efficiency and space closure of active and passive self-ligating vs conventional appliances in adolescents: A single-center randomized controlled trial. *Am J of Orthod and Dentofac Orthop*. 2014; 145(5): 569–578.
124. Drescher D, Bourauel C, and Schumacher HA. Frictional forces between bracket and arch wire. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1989;96:397–404.
125. Tidy DC. Frictional forces in fixed appliances. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1989; 96(3): 249–254.
126. Kapila S, Angolkara V, Duncanson G Jr, and Nanda S. Evaluation of friction between edgewise stainless steel brackets and orthodontic wires of four alloys. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1990; 98(2): 117–126.
127. Ogata RH, Nanda RS, Duncanson MG, Sinha PK, and Currier GF. Frictional resistances in stainless steel bracket-wire combinations with effects of vertical

defections. Am J Orthod Dentofac Orthop 1996; 109(5): 535–542.

128. Wang Y, Jian F, Lai W, Zhao Z, Yang Z, Liao Z, Shi Z, Wu T, Millett DT, McIntyre GT, and Hickman J. Initial arch wires for alignment of crooked teeth with fixed orthodontic braces. Cochrane Database Syst Rev 2010; 14(4).

129. Tselepis M, Brockhurst P, and West VC. The dynamic frictional resistance between orthodontic brackets and arch wires. Am J Orthod Dentofac Orthop. 1994; 106(2): 131-8.

130. Husain N, Kumar A. Frictional resistance between orthodontic brackets and archwire: an *in vitro* study. J Contemp Dent Pract. 2011;12(2):91-9.

131. Frank CA, Nikolai RJ. A comparative study of frictional resistances between orthodontic bracket and arch wire. Am J Orthod. 1980;78(6):593-609.

132. Pratten DH, Popli K, Germane N, and Gunsolley JC. Frictional resistance of ceramic and stainless steel orthodontic brackets. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1990;98(5):398-403.

133. Čelar A, Schedlberger M, Dörfler P, and Bertl M. Systematic review on self-ligating vs conventional brackets: initial pain, number of visits, treatment time. J Orofac Orthop 2013;74(1):40-51.

134. Noble J, Hetcher FJ, Kariskos N, and Wiltshire WA. Motivational factors and future life plans of orthodontic residents in the United States. Am J Orthod Dentofac Orthop 2010 May; 137(5): 623-30.