

Universidad Nacional de La Plata

Facultad de Odontología

Carrera de Doctorado

Título

Estudio comparativo in vitro del aflojamiento de  
tornillos de fijación en pilares de prótesis  
implanto asistida.

Autor

MG. Emanuel Ricardo Tomaghelli.

Director de Tesis

Prof. Dr. Carlos Alberto Tomaghelli.

Foto

Año 2013

## **Titulo**

Estudio comparativo in vitro del aflojamiento de tornillos de fijación en pilares de prótesis implanto asistida.

## **Agradecimientos**

A la firma Tree –Oss por el aporte de productos.

A mis hijas Josefina, Juana y Catalina por todas las horas que nos perdimos de jugar juntos.

A mi compañera de la vida Ivana, mano derecha, pilar incondicional.

A mi papá ejemplo permanente y continuo de lo que se debe hacer.

A mi mamá ángel de mi guarda

Emanuel R. Tomaghelli.



## INDICE GENERAL

Índice general.....	Pág. 1
Índice de Tablas.....	Pág. 2
Índice de gráficos.....	Pág. 6
Índice de ilustraciones.....	Pág. 8
Resumen.....	Pág. 12
Introducción.....	Pág. 17
Objetivos generales y específicos.....	Pág. 40
Hipótesis.....	Pág. 42
Marco teórico.....	Pág. 43
Diseño metodológico. Material y métodos. Procedimientos.....	Pág. 77
Resultados.....	Pág. 91
Discusión.....	Pág. 138
Conclusiones.....	Pág. 141
Bibliografía.....	Pág. 143

## ÍNDICE DE TABLAS

Tabla Nº 1 Propiedades de la aleación de Titanio Grado 5.....	54
Tabla Nº 2 Valores de contra torque con tornillos de Au 100% ajustados a 20 N/cm con lubricante. <sup>(73)</sup> .....	75
Tabla Nº 3 Valores de contra torque con tornillos de Au 100% ajustados a 32 N/cm con lubricante. <sup>(73)</sup> .....	76
Tabla Nº 4 Análisis del aflojamiento de tornillos de fijación de titanio ajustados a 20 N/cm.....	91
Tabla Nº 5 Resumen de estadística descriptiva del análisis del aflojamiento de tornillos de fijación de titanio ajustados a 20 N/cm por intento de desajuste....	92
Tabla Nº 6 Distribución de los datos para las muestras ajustadas a 20 N/cm.	94
Tabla Nº 7 ANOVA para muestras ajustadas a 20 N/cm por factor. ....	94
Tabla Nº 8 Pruebas de Múltiple Rangos para muestras ajustadas a 20 N/cm por factor. Método: 95,0 porcentaje Tukey HSD .....	95
Tabla Nº 9 Análisis de Tukey para muestras ajustadas a 20 N/cm. ....	95
Tabla Nº 10 Análisis del aflojamiento de tornillos de fijación de titanio ajustados a 32 N/cm.....	97
Tabla Nº 11 Resumen de estadística descriptiva de resultados de aflojamiento de tornillos de fijación de titanio ajustados a 32 N/cm.....	98
Tabla Nº 12 Resumen Estadístico para muestras ajustadas a 32 N/cm. ....	100
Tabla Nº 13 Distribución de los datos para las muestras ajustadas a 32 N/cm. ....	100
Tabla Nº 14 ANOVA para muestras ajustadas a 32 N/cm por factor.....	101
Tabla Nº 15 Pruebas de Múltiple Rangos para muestras ajustadas a 32 N/cm por factor. Método: 95,0 porcentaje Tukey HSD. ....	101

Tabla Nº 16 Análisis de Tukey para muestras ajustadas a 32 N/cm. ....	101
Tabla Nº 17 Análisis comparativo de las medias de tornillos de fijación de titanio ajustados a 20 N/cm – 32 N/cm. ....	103
Tabla Nº 18 Análisis del aflojamiento de tornillos de fijación de titanio en frío ajustados a 32 N/cm. ....	104
Tabla Nº 19 Resumen de estadística descriptiva del aflojamiento de tornillos de fijación de titanio en frío ajustados a 32 N/cm. ....	105
Tabla Nº 20 Resumen Estadístico para muestras ajustadas en frío a 32 N/cm. ....	107
Tabla Nº 21 Distribución de los datos para las muestras ajustadas a 32 N/cm en frío. ....	108
Tabla Nº 22 ANOVA para muestras en frío ajustadas a 32 N/cm por factor. ....	108
Tabla Nº 23 Pruebas de Múltiple Rangos para muestras frías ajustadas a 32N/cm por factor. Método: 95,0 porcentaje LSD. ....	108
Tabla Nº 24 Análisis de Tukey para muestras frías ajustadas a 32 N/cm. ....	109
Tabla Nº 25 Análisis comparativo de las medias de tornillos de fijación de titanio en frío y temperatura ambiente ajustados a 32 N/cm. ....	110
Tabla Nº 26 Análisis del aflojamiento de tornillos de fijación de titanio en caliente ajustados a 32 N/cm. ....	112
Tabla Nº 27 Resumen de estadística descriptiva aflojamiento en caliente ajustados a 32 N/cm. ....	113
Tabla Nº 28 ANOVA para muestras calientes ajustadas a 32 N/cm por factor. ....	115

Tabla N° 29 Pruebas de Múltiple Rangos para muestras ajustadas a 32 N/cm calientes por factor. Método: 95,0 porcentaje Tukey HSD. ....	115
Tabla N° 30 Análisis de Tukey para muestras ajustadas a 32 N/cm calientes. ....	116
Tabla N° 31 Análisis comparativo de tornillos de fijación de titanio a temperatura ambiente y calor ajustados a 32 N/cm. ....	117
Tabla N° 32 Análisis del aflojamiento de los tornillos de fijación de titanio arenados ajustados a 32 N/cm.....	118
Tabla N° 33 Resumen de estadística descriptiva de aflojamiento de tornillos de fijación de titanio arenados ajustados a 32 N/cm. ....	119
Tabla N° 34 ANOVA para muestras arenadas ajustadas a 32 N/cm por factor. ....	121
Tabla N° 35 Pruebas de Múltiple Rangos para muestras ajustadas a 32 N/cm arenadas por factor. Método: 95,0 porcentaje Tukey HSD. ....	122
Tabla N° 36 Análisis de Tukey para muestras ajustadas a 32 N/cm arenadas. ....	122
Tabla N° 37 Análisis comparativo de tornillos de fijación de titanio arenados y sin arenar ajustados a 32 N/cm.....	123
Tabla N° 38 Análisis del aflojamiento de tornillos de fijación de titanio lubricados ajustados a 32 N/cm. ....	125
Tabla N° 39 Resumen de estadística descriptiva de aflojamiento de tornillos de fijación de titanio lubricados ajustados a 32 N/cm.....	126
Tabla N° 40 Análisis comparativo de tornillos de fijación de titanio lubricados y sin lubricar ajustados a 32 N/cm. ....	128



Tabla N° 41 Análisis del aflojamiento de tornillos de fijación de titanio cementados ajustados a 20 N/cm. ....	129
Tabla N° 42 Resumen de estadística descriptiva de aflojamiento de tornillos de fijación de titanio cementados ajustados a 20 N/cm.....	130
Tabla N° 43 Resumen de las medias por intentos de desajuste y diferencias entre las muestras.....	132
Tabla N° 44 Resumen de las medias por muestras y diferencias entre las variables.....	133
Tabla N° 45 Resumen Estadístico de los datos. ....	133
Tabla N° 46 Distribución de los datos para las muestras. ....	134
Tabla N° 47 ANOVA para datos por factor.....	135
Tabla N° 48 Pruebas de Múltiple Rangos para datos por factor. Método: 95,0 porcentaje Tukey HSD. ....	135
Tabla N° 49 Análisis de Tukey para las muestras ajustadas a 32 N/cm.....	135

## ÍNDICE DE GRÁFICOS

Gráfico N° 1 Representación gráfica del aflojamiento de tornillos de fijación de titanio ajustados a 20 N/cm. ....	93
Gráfico N° 2 Representación gráfica de la distribución de las medias de tornillos de fijación de titanio ajustados a 20 N/cm. ....	93
Gráfico N° 3 Representación gráfica de los resultados del aflojamiento de tornillos de fijación de titanio ajustados a 32 N/cm. ....	99
Gráfico N° 4 Representación gráfica de las distribuciones medias de aflojamientos de los tornillos de fijación de titanio ajustados a 32 N/cm. ....	99
Gráfico N° 5 Representación gráfica de los resultados comparativa a 20 – 32 N/cm. ....	104
Gráfico N° 6 Representación gráfica del aflojamiento de tornillos de fijación de titanio en frío ajustados a 32 N/cm. ....	106
Gráfico N° 7 Representación gráfica de las medias de aflojamiento de tornillos de fijación de titanio en frío ajustados a 32 N/cm. ....	107
Gráfico N° 8 Representación gráfica comparativa de las medias del aflojamiento de los tornillos de fijación de titanio en frío y a temperatura ambiente ajustados a 32 N/cm. ....	111
Gráfico N° 9 Representación gráfica del aflojamiento de tornillos de fijación de titanio en caliente ajustados a 32 N/cm. ....	114
Gráfico N° 10 Representación gráfica de las medias de aflojamiento de tornillos de fijación de titanio en caliente ajustados a 32 N/cm. ....	114
Gráfico N° 11 Representación gráfica del aflojamiento de los tornillos de fijación de titanio en caliente y a temperatura ambiente ajustados a 32 N/cm. ....	118

Gráfico N° 12 Representación gráfica del aflojamiento de tornillos de fijación de titanio arenados ajustados a 32 N/cm. ....	120
Gráfico N° 13 Representación gráfica de las medias de aflojamiento de tornillos de fijación de titanio arenados ajustados a 32 N/cm.....	121
Gráfico N° 14 Representación gráfica del aflojamiento de los tornillos de fijación de titanio ajustados a 32 N/cm y arenados ajustados a 32 N/cm.....	124
Gráfico N° 15 Representación gráfica del aflojamiento de los tornillos de fijación de titanio lubricados ajustados a 32 N/cm.....	127
Gráfico N° 16 Representación gráfica de las medias de aflojamiento de tornillos de fijación de titanio lubricados ajustados a 32 N/cm.....	127
Gráfico N° 17 Representación gráfica comparativa de tornillos de fijación de titanio lubricados y sin lubricar ajustados a 32 N/cm.....	129
Gráfico N° 18 Representación gráfica del aflojamiento de tornillos de fijación de titanio cementados ajustados a 20 N/cm.....	131

## ÍNDICE DE ILUSTRACIONES

Ilustración N° 1 Profesor Dr. Per-Ingvar Bränemark. Padre de la Implantología. .....	17
Ilustración N° 2 Implante con forma de raíz. Conexión externa. Montado sobre star grip para su colocación. Fuente del Autor. ....	18
Ilustración N° 3 Implante colocado para reemplazo de una pieza única con pilar maquinado de Ti recto. Ilustración N° 4 Corona libre de metal cementada. Fuente del Autor.....	19
Ilustración N° 5 Observación bajo SEM hexágono externo <sup>(8)</sup> .....	21
Ilustración N° 6 Observación bajo SEM cono Morse. <sup>(8)</sup> .....	21
Ilustración N° 7 Esquema de las partes de un tornillo. ....	22
Ilustración N° 8 Esquema de rosca derecha e izquierda de un tornillo.....	23
Ilustración N° 9 Esquema de longitud y diámetro del tornillo.....	24
Ilustración N° 10 Ilustración de perfiles de rosca.....	24
Ilustración N° 11 Esquema de pasos de rosca simple y doble. ....	25
Ilustración N° 12 Tornillo de fijación hexagonal de Ti pulido. Fuente del Autor.	25
Ilustración N° 13 A la izquierda se observa la fractura de tapa de cierre y a la derecha la fractura de tornillo de fijación protético. Fuente del Autor.....	35
Ilustración N° 14 Fractura de implante. Fuente del Autor. ....	35
Ilustración N° 15 Esquema de fractura del tornillo y concentración de líneas de fuerza. ....	36
Ilustración N° 16 Distribución de tensiones en la rosca del tornillo. ....	36
Ilustración N° 17 Esquema fractura por fatiga de un tornillo. Vista sagital. ....	37
Ilustración N° 18 Esquema de fractura por fatiga de un tornillo. Vista coronal.	37

Ilustración N° 19 Amplificación de tornillo de fijación fracturado por fatiga.	
Fuente del Autor.....	38
Ilustración N° 20 Esquema de un implante con hexágono externo. ....	43
Ilustración N° 21 Esquema de medición del ángulo de la tolerancia entre los hexágonos. ....	45
Ilustración N° 22 Vista interna del pilar con su hexágono eliminado. <sup>(33)</sup> .....	46
Ilustración N° 23 Pilar tipo Cera One y su llave de ajuste. <sup>(33)</sup> .....	47
Ilustración N° 24 Ajuste con torquímetro. <sup>(33)</sup> .....	47
Ilustración N° 25 Observación de la medición. <sup>(33)</sup> .....	48
Ilustración N° 26 Conexión externa hexagonal. Asentamiento entre las partes. ....	50
Ilustración N° 27 Sistema de conexión interna tipo cono Morse.....	51
Ilustración N° 28 Fotografía fractura de tornillo y zonas de corrosión por picadura provocadas por iones de flúor. <sup>(37)</sup> .....	52
Ilustración N° 29 Tornillos de diferentes materiales y superficies.....	56
Ilustración N° 30 Observación de rosca de tornillo de fijación nuevo. <sup>(47)</sup> .....	59
Ilustración N° 31 Observación de rosca de tornillo de fijación luego de repetidos ajustes y aflojes. <sup>(47)</sup> .....	60
Ilustración N° 32 Torquímetro de distintas formas y marcas comerciales. Fuente del Autor. ....	62
Ilustración N° 33 Evolución de la pérdida de hueso de los maxilares. ....	65
Ilustración N° 34 Configuración anatómica desfavorable, comúnmente observada en la zona anterior del maxilar superior (Premaxila). Fuente del Autor.....	65

Ilustración N° 35 Abutment angulado de 10°. Corrige la posición del implante. .....	67
Ilustración N° 36 Fracaso de prótesis fija. Puente provisional extenso. Cargas excesivas. Fuente del Autor. ....	70
Ilustración N° 37 Agente cementante temporario. Provicol. Voco. EN 23107/ISO 3107. ....	73
Ilustración N° 38 Modelo esquemático del Epilamen. <sup>(73)</sup> .....	75
Ilustración N° 39 Bloque de resina montado sobre el paralelizador y secuencia de fresado del lecho. ....	81
Ilustración N° 40 Implantes colocados en el bloque de resina mediante porta implante.....	82
Ilustración N° 41 Modelo maestro terminado con los pilares montados. ....	82
Ilustración N° 42 Montura del bloque sobre la prensa.....	83
Ilustración N° 43 Ajuste – desajuste con el torquímetro. ....	84
Ilustración N° 44 Termómetro utilizado para la medición de temperaturas. ....	86
Ilustración N° 45 Agente lubricante. Colocación del lubricante en el paso de rosca del tornillo. ....	87
Ilustración N° 46 Protección de la rosca del tornillo con cera.....	88
Ilustración N° 47 Arenado con arenadora de punto.....	88
Ilustración N° 48 Colocación del cemento sobre la rosca del tornillo. ....	89

## Glosario de abreviaturas y símbolos

% Por ciento	Fosfórico	°C. Grados
Abutments	Fraccional	centígrados
Ácido	Fraguable	LSD
Ápice	Fricción	Oseointegración
Atornillada	Hidróxido de calcio	Óxido
Au. Oro	HRB	P. Pascal
Axial	Hz	P.P.R. prótesis
Base	Implante	parcial removible
Cementada	Interforaminal	Palatino
Cerámicos	Kg. Kilogramo	Pilar
Coef. Coeficiente	Lingual	Plástica
Colada	Magnesio	Psi
Compresiva	Maquinada	Radio
Cupla	Mesial	Revenido
DSL	Microscopia	Rosca
Distal	MM. Milímetros	Supraestructura
Elástica	MN. Mega Newton.	Ti Titanio
Etc. Etcétera	MP. Mega Pascal	Torque
Eugenol	N/cm. Newton	Torquímetro
F. Fuerza	centímetro	Torsional
Flexural	Ni. Níquel	Vesicular
Foramen		Zinc

# **Resumen**



## **Resumen**

### **Introducción:**

Los implantes dentales osteointegrados representan una modalidad de tratamiento aceptable para pacientes desdentados total o parcialmente.

El principio que propone Bränemark desde el nacimiento de la implantología es poder montar y desmontar las estructuras protéticas sobre los implantes colocados en los maxilares, gracias al ajuste y/o aflojamiento del tornillo de fijación.

A pesar del éxito reconocido, fallas mecánicas asociadas a restauraciones de un solo implante representan un desafío para los odontólogos. Entre los tipos de fallas mecánicas, el aflojamiento del tornillo del pilar sigue siendo la más frecuentemente reportada en la literatura.

### **Objetivos:**

- Determinar el aflojamiento de los tornillos de fijación ajustados a 20 N/cm.
- Determinar el aflojamiento de los tornillos de fijación ajustados a 32 N/cm.
- Comparar el nivel de aflojamiento de los tornillos de fijación a 20 y 32 N/cm.
- Identificar si el aflojamiento se ve afectado por la temperatura.
- Comparar el aflojamiento de los tornillos de fijación solos y con agregado de lubricantes sólidos.
- Comparar el aflojamiento de los tornillos de fijación solos y con su superficie arenada.
- Comparar el aflojamiento de los tornillos de fijación solos y con agregado de cementos temporarios.

**Material y método:** para los experimentos se utilizaron tornillos de titanio de cabeza hexagonal para implantes cilíndricos de conexión externa hexagonal, plataforma regular 4.1 y pilar de titanio recto maquinado. Marca: Tree – Oss. N= 60 dividido en seis grupos de 10 muestras cada uno.

**Resultados:** los datos obtenidos fueron organizados en tablas por variables. Cada variable fue desarrollada por sus diez muestras y sus diez intentos de desajustes. Realizando las gráficas, estadística descriptiva y inferencial.

Resumen de las medias por intentos de desajuste y diferencias entre las muestras.

	I-1	I-2	I-3	I-4	I-5	I-6	I-7	I-8	I-9	I-10	Media
Media 20 N/Cm	21	20	21	21	20	20	21	20	19	19	20
Dif. A 20	1	0	1	1	0	0	1	0	-1	-1	0
Media 32 N/Cm	32	33	33	33	33	36	35	35	35	35	34
Dif. A 32	0	1	1	1	1	4	3	3	3	3	2
Media 32 Frio	30	33	32	32	32	32	31	33	30	32	32
Dif. A 32	-2	1	0	0	0	0	-1	1	-2	0	0
Media 32 caliente	31	32	31	31	30	31	31	31	31	31	31
Dif. A 32	-1	0	-1	-1	-2	-1	-1	-1	-1	-1	-1
Media Lubricadas	32	33	32	32	32	32	32	32	34	33	32
Dif. A 32	0	1	0	0	0	0	0	0	2	1	0
Media Arenadas	34	33	32	33	32	32	32	32	32	31	32
Dif. A 32	2	1	0	1	0	0	0	0	0	-1	0

Referencia: I expresa los valores medios de los grupos de muestras en sus diferentes intentos de aflojamiento.

Media 32 N/cm es el torque inicial aplicado. Media es el promedio de las diferencias encontradas.

Dif. A 20 expresa la diferencia obtenida de las mediciones medias con el torque inicial aplicado.

Dif. A 32 expresa la diferencia obtenida de las mediciones medias con el torque inicial aplicado.

Dif. A 32 frío expresa la diferencia obtenida de las mediciones medias con el torque inicial aplicado.

Dif. A 32 caliente expresa la diferencia obtenida de las mediciones medias con el torque inicial aplicado.

Dif. A 32 lubricadas expresa la diferencia obtenida de las mediciones medias con el torque inicial aplicado.

Dif. A 32 arenados expresa la diferencia obtenida de las mediciones medias con el torque inicial aplicado.

Del análisis de los valores medios y sus diferencias podemos observar un máximo de 2 N/cm obtenido a partir de los tornillos ajustados a 32 N/cm sin alterar sus propiedades físico mecánicas.

El calor aplicado es el mayor conflicto reduciendo los valores medios de aflojamiento por debajo del torque inicial aplicado.

El frío, lubricación y arenado no afecta los valores siendo iguales al torque inicial aplicado. Pero inferiores en todos los casos comparándolos con los tornillos sin modificación.

Resumen de las medias por muestras y diferencias entre las variables.

Muestras	Medias 20 N/cm	Medias 32 N/cm	Medias Frio	Medias Calor	Medias Lubricadas	Medias Arenadas
M1	20,20	31,60	31,00	30,50	32,60	33,90
M2	22,10	34,10	31,20	29,80	35,40	31,80
M3	21,80	34,20	31,30	30,80	32,30	33,10
M4	20,10	32,00	31,00	29,60	30,70	30,60
M5	21,00	34,00	31,20	30,00	31,50	32,10
M6	19,00	34,90	33,10	32,80	32,40	33,40
M7	20,50	36,80	31,70	31,50	32,60	31,10
M8	20,00	35,80	32,60	34,70	32,00	33,40
M9	18,90	31,50	31,40	29,40	31,80	30,80
M10	18,90	33,40	32,40	31,50	33,00	32,70

Analizando las muestras no los grupos podemos observar que el comportamiento individual es aleatorio siendo la mejor de la muestras arenadas la N°1, lubricadas la N°2, en calor la N°8, en frío la N°6, a temperatura ambiente sin alteración del tornillo de fijación la N°7 y ajustado a 20 N/cm nuevamente la N°2.

Los valores más bajos se presentan agrupados en las muestras N° 4, 9, 10 ,1 en orden de repetición.

### Conclusiones:

El ajuste y aflojamiento de los tornillos de fijación ajustados a 20 N/cm demostró tras sucesivas repeticiones un aflojamiento superior al torque inicial aplicado. Siendo las diferencias encontradas estadísticamente significativas. Quedando de esta manera la hipótesis rechazada.

El comportamiento de los tornillos de fijación ajustados a 32 N/cm se comportó de manera similar al ajustado a 20 N/cm obteniendo valores mayores al torque inicial aplicado. Encontrándose diferencias altamente significativas, se rechaza la hipótesis de igualdad y/o disminución del torque de remoción.

Al realizar la comparación entre los ajustes a 20 N/cm y 32 N/cm el comportamiento del ajuste en 20 N/cm obtiene un aumento decimal, muy reducido del torque inicial aplicado, por el contrario el ajuste a 32 N/cm eleva en 2 N/cm los valores medios.

Al producir cambios en la temperatura de los complejos implante- abutment- tornillo se observó un comportamiento inesperado ya que las temperaturas modificaron los valores de aflojamiento negativamente en comparación al torque inicial aplicado y a los valores de torque obtenidos en las muestras que no sufrieron modificación en las temperaturas. El frío homogeneizó la muestra pero con disminución significativa de las medidas. El aumento de temperatura demostró empeorar aun más el aflojamiento de los tornillos quedando el total de las muestras por debajo del torque inicial aplicado. Comparando los tornillos sin modificación con los calientes los rangos se ven incrementados a su máxima expresión. Existiendo estadísticamente diferencias altamente significativas se concluye el rechazo de la hipótesis.

La adición de agente lubricante a la superficie de la rasca del tornillo de fijación dio como resultado un aumento del aflojamiento de los 32 N/cm iniciales, pero comparando con los tornillos sin agregado los valores fueron inferiores.

La hipótesis de igualdad o disminución de aflojamiento en relación al ajuste inicial es rechazada ya que los resultados demostraron diferencias significativas.

Cuando los tornillos de fijación arenados en su perfil de rosca se ajustaron y aflojaron en los sucesivos intentos el comportamiento fue igual al torque inicial aplicado. Quedando la hipótesis de igualdad aceptada.

Por el contrario al realizar la comparación de las diferencias sobre los tornillos no tratados en su superficie ajustados a igual torque estos experimentaron un aflojamiento superior.

El hecho de colocar un agente cementante temporario sobre la rosca del tornillo redujo significativamente el aflojamiento de los tornillos de fijación en comparación al ajuste inicial y al ajuste medio aplicado bajo los mismos parámetros de medición de torque. Concluyendo con la aceptación de la hipótesis de aumento de torque de remoción.

# **Introducción**

## Introducción

Desde tiempos remotos el hombre ha intentado reemplazar los dientes perdidos. Mucho se ha probado para lograrlo. Desde la colocación de clavos, alambres, placas, raíces de plata, plomo, vidrio, etc. Pero recién podemos decir que se trata de implantología o sea la reposición de dientes perdidos mediante implantes dentales, cuando se empiezan a sentar las bases para el avance de esta ciencia, lo que ocurre a comienzos del siglo XX.

En el año 1952, el Profesor Dr. Per-Ingvar Bränemark y colaboradores del departamento de anatomía, de la Universidad de Lund Suecia, se encontraban estudiando la cicatrización del hueso, realizando experimentos microscópicos para estudiar la respuesta de la médula ósea de tibia y peroné de conejos ante diferentes procedimientos clínicos y de traumatología.

Ilustración Nº 1 Profesor Dr. Per-Ingvar Bränemark. Padre de la Implantología.



Para realizar este experimento, construyen una cámara óptica metálica, con el objetivo de estudiar al hueso con un microscopio de luz en vivo. No está claro por qué, pero el metal elegido para la fabricación de la cámara fue el TITANIO. La sorpresa de los investigadores fue cuando quisieron quitar la cámara metálica de la tibia del animal; que servía para el estudio. *“El tejido óseo se había adherido fuertemente al metal, titanio”*. Con posterioridad a esta observación se llevaron a cabo una serie de experimentos que culminaron en el diseño de una fijación de implante de titanio con forma de tornillo probados clínicamente en animales de laboratorio “perros”, donde se implantaron prótesis dentales parciales que funcionaron durante diez años. En el año 1965 se colocan los primeros implantes en un ser humano, luego de trece años del descubrimiento inicial.

En 1978 se celebra en Harvard una conferencia donde se muestran los experimentos de los Suecos Goteborg, presididos por Bränemark y T Albrektsson.

En 1982 Bränemark presenta en Toronto, Canadá, un implante dental de titanio con forma de tornillo y su proceso de oseointegración, proceso avalado con pruebas clínicas por más de diez años.

En estos primeros pasos la técnica exigía un protocolo quirúrgico muy meticuloso y un tiempo de espera posoperatorio muy importante.

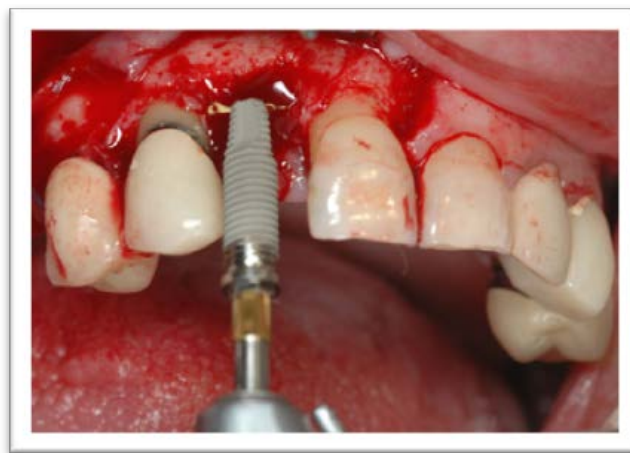
Su principal objetivo era servir de retención, anclaje, y estabilidad a prótesis totales.

### **Definición de implantes dentales.**

Los implantes dentales son piezas artificiales de titanio que se insertan en el hueso de los maxilares para sustituir una raíz dentaria perdida.

En la actualidad tienen formas cónicas o cilíndricas con una rosca externa, en contacto con el hueso, y están fabricados con materiales biocompatibles “titanio”, que no producen reacción de rechazo y permiten su unión al hueso. La superficie del implante puede presentar diferentes texturas y recubrimientos, utilizadas habitualmente para aumentar su adhesión al hueso (oseointegración)

Ilustración N° 2 Implante con forma de raíz. Conexión externa. Montado sobre star grip para su colocación. Fuente del Autor.





La oseointegración u osteointegración planteada por P.I. Bränemark se refiere a: “una conexión directa estructural y funcional entre el hueso vivo ordenado y la superficie de un implante sometido a carga funcional”.<sup>1</sup> Entendiendo como carga funcional a la remodelación ósea producida durante la función masticatoria, deglutoria y la fonación. Estas cargas funcionales son transmitidas al implante por medio de los sistemas protéticos, los abutments o pilares, son en definitiva, un nexo de unión entre la prótesis y el implante (complejo implante / abutment.)

En los comienzos de la implantología, se colocaban cinco o seis implantes en el maxilar inferior zona anterior entre los forámenes mentonianos y se utilizaban prótesis como esqueletos metálicos colados que se unían a los implantes por medio de tornillos “tornillos de fijación”, estas prótesis se denominaron híbridas por responder a las características de una prótesis fija y a la vez removible, por poder ser desmontadas o desatornilladas mediante el aflojamiento de los tornillos de fijación.<sup>2</sup>

Estudios posteriores, permitieron contar con diferentes modelos, formas, tamaños de implantes dentales, distintos tipos de tratamiento de superficie, distintas posibilidades de prótesis.

No es hasta los años 1980 que se realizan los primeros implantes dentales intercalados con una dentadura natural, para el reemplazo de una pieza única.

En el año 1986, Jemt presenta por primera vez la utilización de un implante para el reemplazo de un diente natural perdido.<sup>3</sup>

Ilustración N° 3 Implante colocado para reemplazo de una pieza única con pilar maquinado de Ti recto. Ilustración N° 4 Corona libre de metal cementada.

Fuente del Autor.



Hoy en día la implantología es una ciencia que ha permitido la difusión a casi todos los estratos sociales y en casi todos los países del mundo, siendo predecible y posibilitando su generalización, es una disciplina aceptada y practicada por odontólogos de todo el mundo, con tasas de éxito del 90%.

La incorporación de los implantes dentales ha permitido simplificar tratamientos protéticos agresivos y poco conservadores, donde en los casos de puentes extensos, era necesario desgastar mediante tallado del esmalte y parte de la dentina de piezas sanas proximales, con el objeto de soportar los pónicos de las piezas ausentes.

Los implantes dentales osteointegrados representan una modalidad de tratamiento aceptable para pacientes desdentados total o parcialmente.

Como ya mencionamos anteriormente los implantes representan una raíz artificial y sobre ellos, se conectan los elementos protéticos, estos elementos varían en sus formas, rectas, curvas, angulados en diferentes ángulos, largos y diámetros, materiales con que están confeccionados, calcinables, maquinados o fresados, sistema como se conectan entre sí; pero hay algo que poseen en común “un tornillo” que los fija.

### **Sistemas de conexión entre los implantes y los componentes protéticos**

Sistema de conexión externa: hexágono macho del implante, hexágono hembra del pilar.

Sistema de conexión interna: hexágono interno, cono Morse, traba tipo Replace.

En los últimos años se han hecho intentos de modificar la conexión implante – pilar, para proporcionar una mejor precisión en el ajuste entre el implante y la superficie de apoyo con el fin de eliminar o disminuir el microespacio o microgap.<sup>4, 5, 6.</sup>

Piermatti. J y col, 2006, luego de realizar un estudio comparativo entre ambos sistemas concluyeron que si bien las conexiones internas son más favorecidas clínicamente su estudio no mostró ventajas en cuanto al aflojamiento del tornillo de fijación.<sup>7</sup>

Ricomini Antonio Pedro Filho y col, 2010 comparan la penetración bacteriana y la pérdida de precarga sobre cuatro sistemas de conexión, dos internas y dos externas, sometiendo a los mismos a ciclos térmicos y fatigas mecánicas. Luego del estudio observaron que no hubo diferencias significativas en cuanto a la pérdida de precarga en los distintos sistemas analizados. Sin embargo al evaluar la penetración bacteriana se observó presencia de micro flora en las conexiones internas y ausencia total de la misma en las conexiones de hexágono externo, como se muestran a las fotografías de SEM, este hallazgo puede sugerir una mejor adaptación entre los componentes protéticos y el implante.<sup>8</sup>

Ilustración N° 5 Observación bajo SEM hexágono externo <sup>(8)</sup>

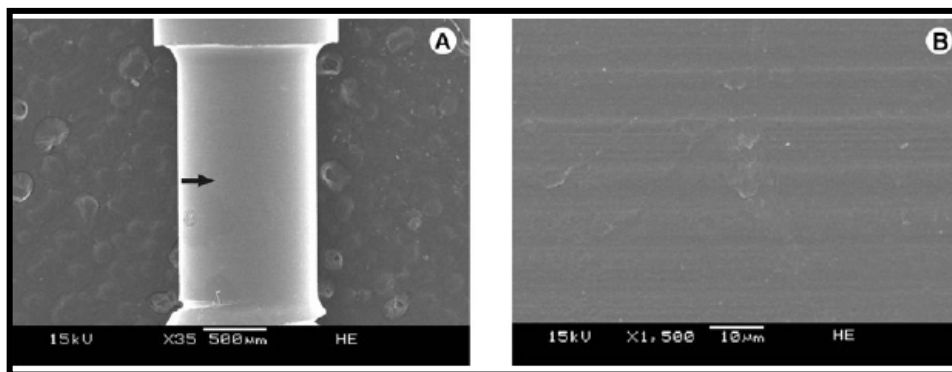
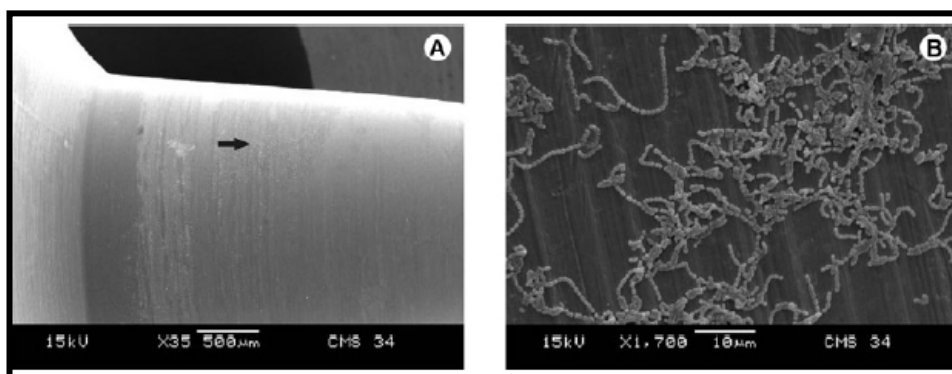


Ilustración N° 6 Observación bajo SEM cono Morse. <sup>(8)</sup>



Ambos sistemas de conexión utilizan como medio de unión entre las partes un tornillo llamado “tornillo de fijación”.

### Tornillos de fijación

**Tornillo:** es una pieza cilíndrica de metal o aleación metálica cuya superficie tiene un resalte en espiral de separación constante; este se emplea como

elemento de unión, suele enroscarse en una tuerca y el mismo puede terminar en punta, planos o cualquier otra forma estandarizada.

Es un elemento de máquina, generalmente formado por una cabeza solidaria a una espiga cilíndrica, sobre la cual se halla labrado un filete que, valiéndose muchas veces de una tuerca que enrosca en él, sirve para su fijación o para transmitir esfuerzos.

### Partes de un tornillo:

Se distinguen tres partes básicas: cabeza, un cuello o tallo y la rosca o espiral.

- **La cabeza:** permite sujetar el tornillo e imprimirle un movimiento giratorio con la ayuda de una herramienta como llaves fijas o destornilladores, es de forma hexagonal, cuadrada, semiesférica, cónica, cilíndrica, avellanada y gota de sebo.
- **El cuello:** es la parte del cilindro que ha quedado sin roscar.
- **La rosca:** es la parte donde tiene labrado el surco. Posee una parte saliente llamada filete o hilo, la parte baja fondo o raíz y la cresta a la más saliente.

Ilustración N° 7 Esquema de las partes de un tornillo.

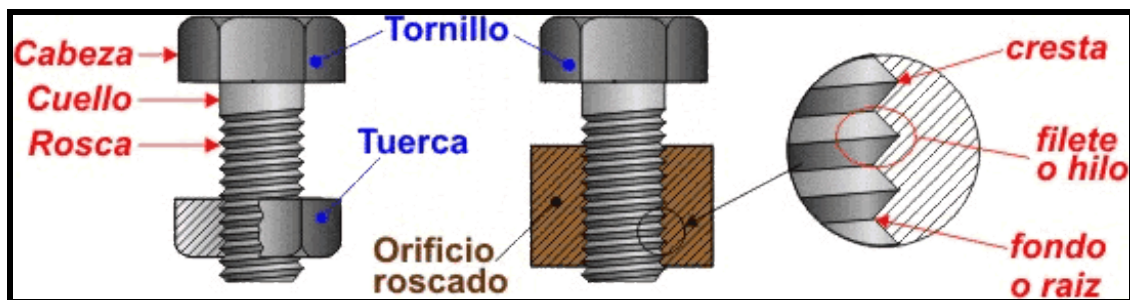
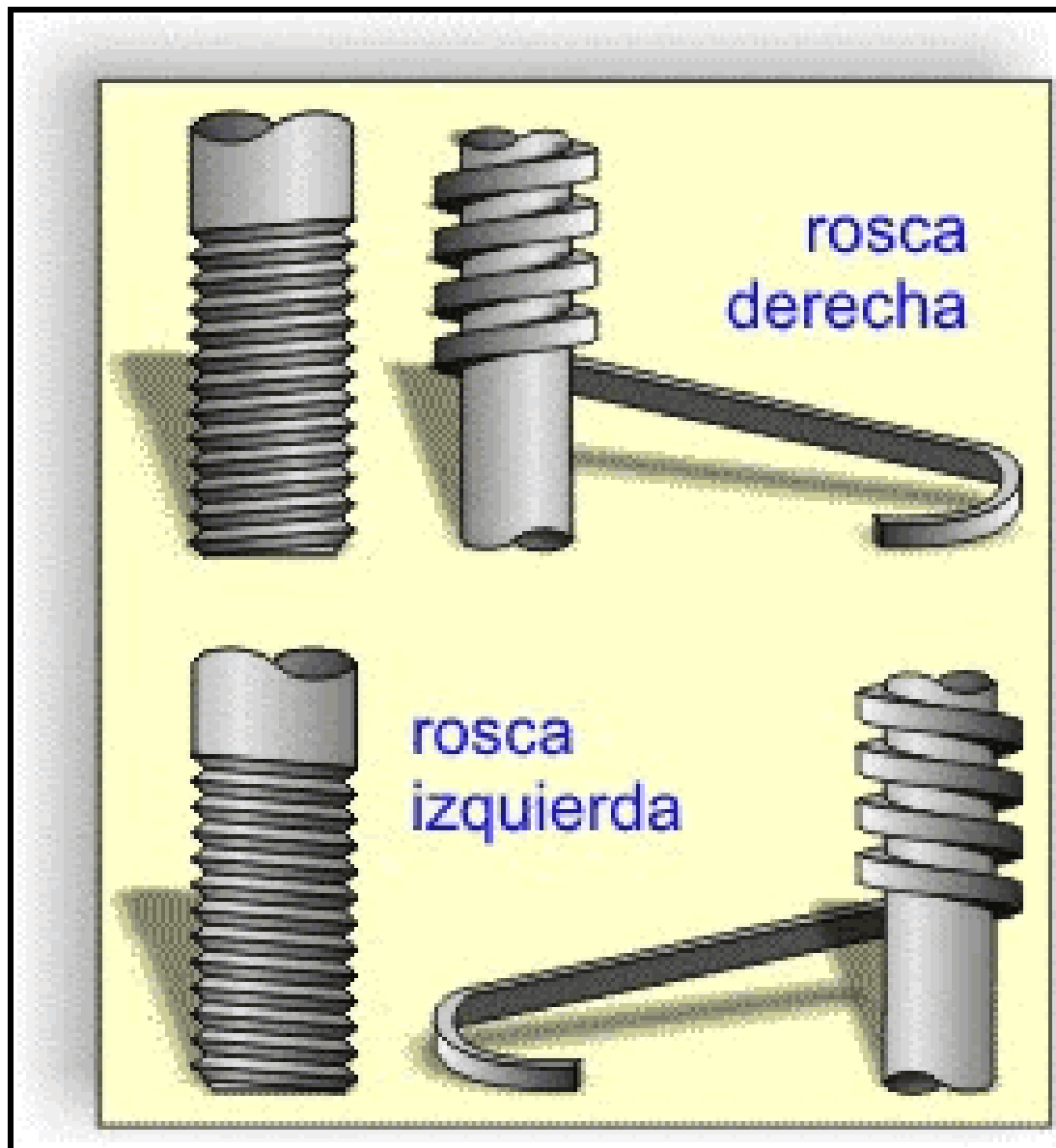


Ilustración N° 8 Esquema de rosca derecha e izquierda de un tornillo.

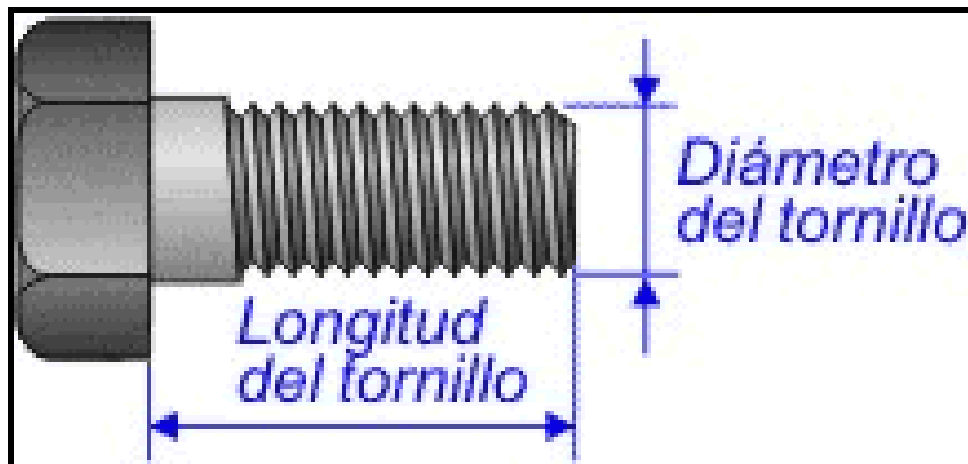


De acuerdo se talle el surco en un sentido u otro tendremos roscas derechas “filetes en sentido horario” e izquierda “en sentido contrario.

El **diámetro** es el grosor del tornillo medido en la zona de la rosca. Se suele dar en milímetros, aunque todavía hay algunos tipos de tornillos cuyo diámetro se da en pulgadas.

La **longitud** del tornillo es lo que mide la rosca y el cuello juntos.

Ilustración Nº 9 Esquema de longitud y diámetro del tornillo.



El **perfil de rosca** hace referencia al perfil del *filete* con el que se ha tallado el tornillo. Las roscas en "**V**" **aguda** suelen emplearse para instrumentos de precisión (tornillo micrométrico); la **Witworth** y la **métrica** se emplean para sujeción (sistema tornillo-tuerca); la **redonda** para aplicaciones especiales (las lámparas y portalámparas llevan esta rosca); la **cuadrada** y la **trapezoidal** se emplean para la transmisión de potencia o movimiento (grifos, presillas, gatos de coches...); la **dientes de sierra** recibe presión solamente en un sentido y se usa en aplicaciones especiales (mecanismos dónde se quiera facilitar el giro en un sentido y dificultarlo en otro, como tirafondos, sistemas de apriete...).

Ilustración Nº 10 Ilustración de perfiles de rosca.



El **paso de rosca** es la distancia que existe entre dos *crestas* consecutivas. Si el tornillo es de rosca sencilla, se corresponde con lo que avanza sobre la tuerca por cada vuelta completa. Si es de rosca doble el avance será igual al doble del paso.

La rosca métrica se nombra o designa mediante una **M** mayúscula seguida del diámetro del tornillo (en milímetros). Así, **M1** hace referencia a una rosca métrica de 1mm de grosor.

Si el tornillo es *métrico* de **rosca fina** (tiene un paso menor del normal), la designación se hace añadiendo el paso a la nomenclatura anterior. Por ejemplo, **M20x1,5** hace referencia a un tornillo de rosca métrica de 20 mm de diámetro y 1,5 mm de paso.

Ilustración Nº 11 Esquema de pasos de rosca simple y doble.

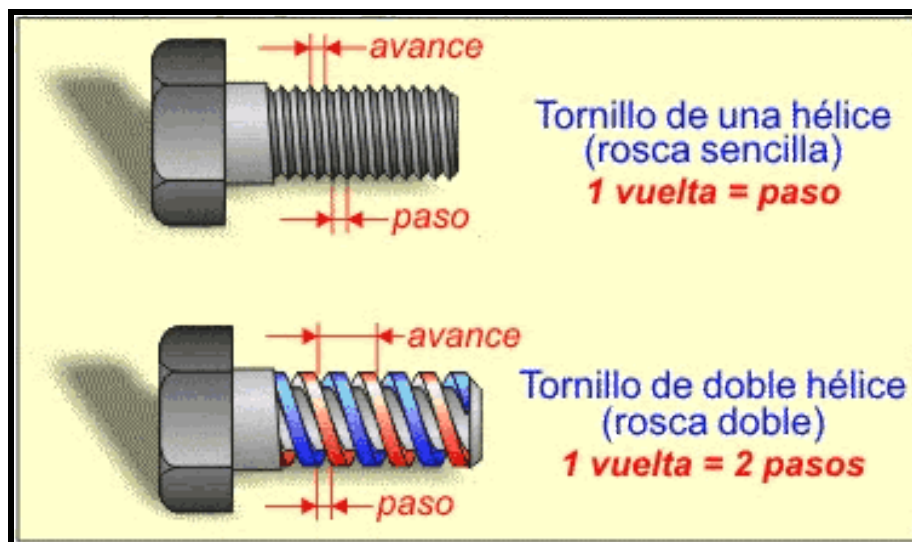


Ilustración Nº 12 Tornillo de fijación hexagonal de Ti pulido. Fuente del Autor.



El tornillo de fijación permite unir y mantener las partes en íntimo contacto en el momento que logra su ajuste, como también separar los componentes protéticos del implante para su mantenimiento. El principio que propone Bränemark desde el nacimiento de la implantología es poder montar y desmontar las estructuras protéticas sobre los implantes.

A pesar del éxito reconocido, fallas mecánicas asociadas a restauraciones de un solo implante representan un desafío para los odontólogos. Entre los tipos de fallas mecánicas, el aflojamiento del tornillo del pilar sigue siendo la más frecuentemente reportada en la literatura.<sup>9,10,11</sup>

El aflojamiento de los componentes protéticos llamados abutment, o pilares han traído aparejadas incomodidades y complicaciones de diversas índole.

En el año 1991, la empresa Nobel Biocare presentó el CeraOne® sistema que consiste en un pilar hexagonal, con la intención de resolver el problema de aflojamiento de los tornillos. Como resultado, sobre el CeraOne® la restauración podría ser cementada al pilar del implante sin temor a dañar el tornillo, proporcionando así un implante con mayor comodidad, ya que elimina la necesidad de un tornillo con el acceso lingual.<sup>2</sup>

### **Principios mecánicos de los tornillos**

Cuando ajustamos un tornillo con un elemento simple “destornillador”, a medida que provocamos el giro a favor de las agujas del reloj se van aproximando las partes hasta su contacto íntimo, a partir de ese momento y de acuerdo a la fuerza aplicada (torque), el tornillo comenzará a elongarse / estirarse, produciendo una deformación elástica, superada esta fuerza o límite elástico se producirá una deformación permanente llegando a su límite final produciéndose la fractura.<sup>12,13</sup>

De manera inversa cuando aflojamos un tornillo “fuerza de rotación en sentido inverso a las agujas del reloj” la fuerza tensional desaparece, y debido a su elasticidad recupera su forma original, luego aparece una luz entre las partes hasta que se separan por completo.



## **Causas de aflojamiento de los tornillos de fijación**

Las causas de aflojamiento de los tornillos que unen los distintos sistemas de implantes / abutment son múltiples y variadas, es por ello que debemos agruparlas en categorías para su correcto análisis.

### **Causas de aflojamiento asociadas al operador:**

***Torque aplicado:*** desde los inicios hasta la actualidad, el temor de ajustar los elementos protéticos al implante y que este se mueva rompiendo la fijación con el hueso circundante, es un fantasma que tenemos presente la mayoría de los odontólogos que ejercemos la práctica implantológica. El ajuste manual con destornilladores de mano, no alcanza valores aceptables de ajuste, produciéndose a corto o mediano plazo la pérdida del mismo. Si por el contrario se excede en el torque aplicado lograremos la pérdida del tornillo por fractura del mismo.

Cuando los tornillos son sometidos a cargas más elevadas de lo tolerado pueden aflojarse, deformarse o bien fracturarse.<sup>14</sup>

Para evitar la pérdida de torque “precarga” por falta o exceso de apretamiento, deben utilizarse destornilladores y/o llaves que permitan cuantificar el nivel de ajuste. Estos instrumentos de precisión llamados “torquímetros”, nos permiten ajustar de manera precisa y sistemática, respetando los valores de resistencia establecidos por la industria y fabricación de los implantes.

Los valores especificados poseen un rango máximo de ajuste que varía entre los 32 y 35 N/cm. (Newton/ Centímetro).

Un estudio realizado sobre los valores de precarga y micro movimientos de las uniones de los tornillos de fijación del implante dental apretado a los valores de precarga 16, 32 y 48 N/cm demostró que a menor precarga mayor micro movimiento de manera significativa en la interface implante - pilar.<sup>15</sup>

Aparentemente el problema se soluciona con estas premisas, sin embargo los tornillos continúan aflojándose.<sup>16</sup>

**Posición incorrecta:** si al colocar el tornillo sobre la rosca interna del implante, este se ubica en mala posición “sin coincidencias entre las roscas” y no lo advertimos, se producirá el barrido de los filetes de la rosca del tornillo, en el mejor de los casos ya que lo eliminamos y colocamos otro. Por otro lado puede dañarse la rosca interna del implante, complicación mucho más compleja de resolver.

#### **Causas de aflojamiento asociadas a la fabricación de los componentes:**

**Exactitud entre las partes a unir:** hexágono macho y su contraparte hexágono hembra deben ser iguales entre sí “lados, altura, ángulos, diámetro” El tamaño entre el hexágono macho y hembra debe permitir que encastre perfectamente uno sobre o dentro del otro. Si el hexágono macho es más grande que el hexágono hembra, no entrará. Si por el contrario es demasiado chico, bailará. Si la relación entre las partes es perfecta “sin espacio” será muy difícil su conexión. Para que la conexión sea satisfactoria debe haber un íntimo contacto entre las partes, pero dejando un espacio, juego, o tolerancia.

**Tolerancia:** es el espacio, holgura o diferencia de tamaño entre dos componentes mecánicos a unir, dentro de los valores de tolerancia una diferencia de tres micrones es suficiente para permitir dicho encastre.

#### **Defectos en la tolerancia por aumento y/o disminución de la misma.**

Si la tolerancia es *aumentada* se genera un juego o movimiento lateral y de rotación entre los hexágonos provocando el desajuste del tornillo de fijación, desgaste por fricción de las superficies en contacto y redondeo de las aristas. Si por el contrario es *disminuida* no podrá producirse el calce.

Redondeo de aristas del hexágono macho del implante y/o hexágono hembra del pilar.

Defectos en la superficie de contacto entre los hexágonos macho y hembra.

La superficie o área de contacto entre sí, de los dos hexágonos, área de contacto máxima obtenida, deberá ser la mayor posible para que la fuerza que tienda a separarlos esté contrarrestada por la proximidad de las superficies. <sup>17</sup>

Si hay un defecto en la superficie de asentamiento, las partes a unir estarán separadas “discrepancia”, cuanto mayor sea ese defecto mayor será la discrepancia provocando una disminución de la fuerza de contacto tendiente a la unión. Dependiendo para la misma del tornillo de fijación.

### **Capacidad de fricción del tornillo.**

La capacidad de fricción entre el tornillo de fijación y la rosca interna del implante se determina con un coeficiente llamado coeficiente de fricción este tiene un valor de 0,30 – 0,36  $\mu$  en seco. Ti grado 5.

El **coeficiente de rozamiento** o **coeficiente de fricción** expresa la oposición al movimiento que ofrecen las superficies de dos cuerpos en contacto. Es un coeficiente adimensional. Usualmente se representa con la letra griega  $\mu$  (*mu*).

El valor del coeficiente de rozamiento es característico de cada par de materiales en contacto; no es una propiedad intrínseca de un material. Depende además de muchos factores como la temperatura, el acabado de las superficies, la velocidad relativa entre las superficies, etc. La naturaleza de este tipo de fuerza está ligada a las interacciones de las partículas microscópicas de las dos superficies implicadas.

La mayoría de las superficies, aún las que se consideran pulidas son extremadamente rugosas a escala microscópica. Cuando dos superficies son puestas en contacto, el movimiento de una respecto a la otra genera fuerzas tangenciales llamadas fuerzas de fricción, las cuales tienen sentido contrario al movimiento, la magnitud de esta fuerza depende del coeficiente de rozamiento dinámico.

La **tribología** (del griego *tribos*, "frotar o rozar") es la ciencia que estudia la fricción, el desgaste y la lubricación que tienen lugar durante el contacto entre superficies sólidas en movimiento.

La tribología se centra en el estudio de tres fenómenos:

1. La fricción entre dos cuerpos en movimiento

2. El desgaste como efecto natural de este fenómeno
3. La lubricación como un medio para reducir el desgaste.

La fricción se define como la resistencia al movimiento durante el deslizamiento o rodamiento que experimenta un cuerpo sólido al moverse sobre otro con el cual está en contacto. Esta resistencia al movimiento depende de las características de las superficies. Una teoría explica la resistencia por la interacción entre puntos de contacto y la penetración de las asperezas. La fricción depende de

- i) la interacción molecular (adhesión) de las superficies
- ii) la interacción mecánica entre las partes.

La fuerza de resistencia que actúa en una dirección opuesta a la dirección del movimiento se conoce como fuerza de fricción. Existen dos tipos principales de fricción: fricción estática y fricción dinámica. La fricción no es una propiedad del material, es una respuesta integral del sistema.

Existen tres leyes de la fricción:

1. La fuerza de fricción es proporcional a la carga normal.
2. La fuerza de fricción es independiente de la aparente área de contacto entre las superficies deslizantes.
3. La fuerza de fricción es independiente a la velocidad de deslizamiento.

## **Desgaste**

El desgaste es el daño de la superficie por remoción de material de una o ambas superficies sólidas en movimiento relativo. Es un proceso en el cual las capas superficiales de un sólido se rompen o se desprenden de la superficie. Al igual que la fricción, el desgaste no es solamente una propiedad del material, es una respuesta integral del sistema. Los análisis de los sistemas han demostrado que 75% de las fallas mecánicas se deben al desgaste de las superficies en rozamiento. Se deduce fácilmente que para aumentar la vida útil de un equipo se debe disminuir el desgaste al mínimo posible.

Desgaste por Fatiga: surge por concentración de tensiones mayores a las que puede soportar el material. Incluye las dislocaciones, formación de cavidades y grietas.

Desgaste Abrasivo: es el daño por la acción de partículas sólidas presentes en la zona del rozamiento.

Desgaste por Erosión: es producido por una corriente de partículas abrasivas, muy común en turbinas de gas, tubos de escape y de motores.

Desgaste por Corrosión: originado por la influencia del ambiente, principalmente la humedad, seguido de la eliminación por abrasión, fatiga o erosión, de la capa del compuesto formado. A este grupo pertenece el desgaste por oxidación, ocasionado principalmente por la acción del oxígeno atmosférico o disuelto en el lubricante, sobre las superficies en movimiento.

Desgaste por Frotación: aquí se conjugan las cuatro formas de desgaste, en este caso los cuerpos en movimiento tienen movimientos de oscilación de una amplitud menos de 100  $\mu\text{m}$ . Generalmente se da en sistemas ensamblados.

Desgaste por deslizamiento: También conocido como desgaste por adhesión es el proceso por el cual se transfiere material de una a otra superficie durante su movimiento relativo como resultado de soldadura en frío debido a las grandes presiones existentes entre las asperezas, en algunos casos parte del material desprendido regresa a su superficie original o se libera en forma de virutas o rebaba. Existen pruebas de este tipo en las que se emplea una máquina de perno o esfera en disco.

Desgaste *Fretting*: es el desgaste producido por las vibraciones inducidas por un fluido a su paso por una conducción.

Desgaste de Impacto: son las deformaciones producidas por golpes y que producen una erosión en el material.

## **Lubricación**

El deslizamiento entre superficies sólidas se caracteriza generalmente por un alto coeficiente de fricción y un gran desgaste debido a las propiedades específicas de las superficies. La lubricación consiste en la introducción de una capa intermedia de un material ajeno entre las superficies en movimiento. Estos materiales intermedios se denominan lubricantes y su función es disminuir la fricción y el desgaste. El término lubricante es muy general, y puede estar en cualquier estado material: líquido, sólido, gaseoso e incluso semisólido o pastoso.

## **Composición superficial y propiedades metalúrgicas:**

En un intento por disminuir el aflojamiento de los tornillos de fijación se han utilizado diferentes aleaciones para su construcción entre las que encontramos oro Au en diferentes porcentajes, oro revenido, aleación de titanio Ti en diversos grados, titanio nitrurado, tratados superficialmente (torqtite).

Nitrurado: es un tratamiento termoquímico o de nitruración por la cual mejora la dureza superficial y la resistencia al desgaste del titanio y del Ti6Al4V.

El tratamiento termoquímico de nitruración del titanio puro y de la aleación Ti<sub>6</sub>Al<sub>4</sub>V produce una capa de revestimiento lisa y homogénea, con incrementos de la dureza superficial de hasta un 500% respecto al material no tratado.

La capa de nitruro de titanio formada tiene un espesor de 2-3 mm, en tres horas de tratamiento, formada por pequeños granos de nitruros con diámetros del orden de los 50-100 µm. El componente principal de la capa es nitruro de titanio (Ti<sub>2</sub>N)

Este tipo de tratamiento tiene gran utilidad en las aplicaciones biomédicas del titanio. Las piezas a tratar se colocan en una cámara en vacío y son sometidas a una temperatura de 500 °C. Se inyecta nitrógeno, que en contacto con iones de titanio, reaccionan para formar nitruro de titanio, presentando al final del proceso un color dorado. Con esta técnica la dureza superficial puede aumentar hasta 2600 HRB. Las piezas nitruradas tienen una gran resistencia a la corrosión.

Revenido: es un tipo de tratamientos térmicos el cual modifica a nivel superficial, cambiando las propiedades hasta una profundidad determinada sin afectar al material del interior de una pieza. Ejemplos: revenido, recocido, temple.

Fatiga de los materiales.

Controles de calidad.

### **Aplicación de fuerzas sobre las estructuras dentarias y protéticas.**

En la cavidad oral y más precisamente sobre los dientes, estructuras de soporte y los implantes, se generan fuerzas en diferentes sentido, dirección e intensidad, estas son aplicadas por los músculos del sistema estomatognático. Las fuerzas se dividen en dos grandes grupos: **Fuerzas funcionales** provocadas durante la fonación, deglución y masticación, tienen la característica de ser controladas. **Fuerzas parafuncionales** tales como apretamiento dentario y bruxismo, provocadas por diversas causas, magnifican cuadruplicando la fuerza ejercida sobre dichas estructuras. Dentro de los efectos que podemos observar es el desgaste por fricción, micro o macro fracturas del esmalte dental, estructura que supera en dureza al acero inoxidable, movilidad de las piezas dentarias, gracias a la acción del ligamento periodontal ausente en los implantes, dolores musculares en diferentes niveles o estadios y lesiones articulares entre otros.

### **Posición tridimensional de los implantes. Axialidad.**

### **Brazos de palanca de las estructuras protéticas.**

Prótesis totales (P. T), sobredentaduras, híbridas o prótesis parciales removibles (P. P. R.) Puentes convencionales de tres piezas, puentes extensos de cuatro o más piezas, extensiones en cantiléver, voladizos o en bandera. Restauraciones unitarias; generarán diferentes brazos de palanca sobre las estructuras protéticas y su transmisión a los implantes.

Por regla general diremos que a mayor cantidad de estructura sin soporte mayor será la fuerza ejercida sobre el soporte.

Tendrá una dependencia directamente proporcional el diseño de la prótesis, la cantidad, tipo, largo, diámetro y ubicación de los implantes colocados sobre las fuerzas ejercidas sobre los mismos.

### **Consecuencias clínicas del aflojamiento de las estructuras protéticas implanto soportadas e implanto retenidas.**

La pérdida de precarga, no se produce de un momento a otro, por el contrario, se desarrolla en períodos o etapas progresivas, las cuales no están influidas en apariencia, por el tiempo de utilización de los componentes protéticos.

Existen diferentes sistemas y resoluciones protéticas, cada una desarrollada para cada uno de nuestros pacientes en forma particular.

En el mejor de los casos los pacientes portadores de prótesis sobre implantes perciben la movilidad la prótesis y acuden a la consulta.

Si los sistemas utilizados son atornillados, solo deberemos ajustar los tornillos de fijación.

Si por el contrario los sistemas utilizados fueron cementados, pueden presentarse inconvenientes para debilitar y retirar el cemento de la parte interna de la restauración.

Si el paciente no reconoce el movimiento fuerzas de distintas direcciones y con distintas intensidades (descontroladas) actúan sobre la prótesis, pudiendo provocar la fractura del tornillo de fijación.

Entre las complicaciones biológicas podemos mencionar la presencia de inflamación de las mucosas debido al desarrollo de la micro flora en la micro – brecha entre los implantes y el pilar con pérdida ósea posterior y el aumento de la transferencia de cargas al hueso.<sup>18</sup>

El tornillo posee su parte más débil en el tallo o cuello, lugar de transición entre la cabeza y la rosca.

En el caso de los tornillos de los implantes se producen el 65 % de las fracturas al ras del implante.



Ilustración N° 13 A la izquierda se observa la fractura de tapa de cierre y a la derecha la fractura de tornillo de fijación protético. Fuente del Autor.

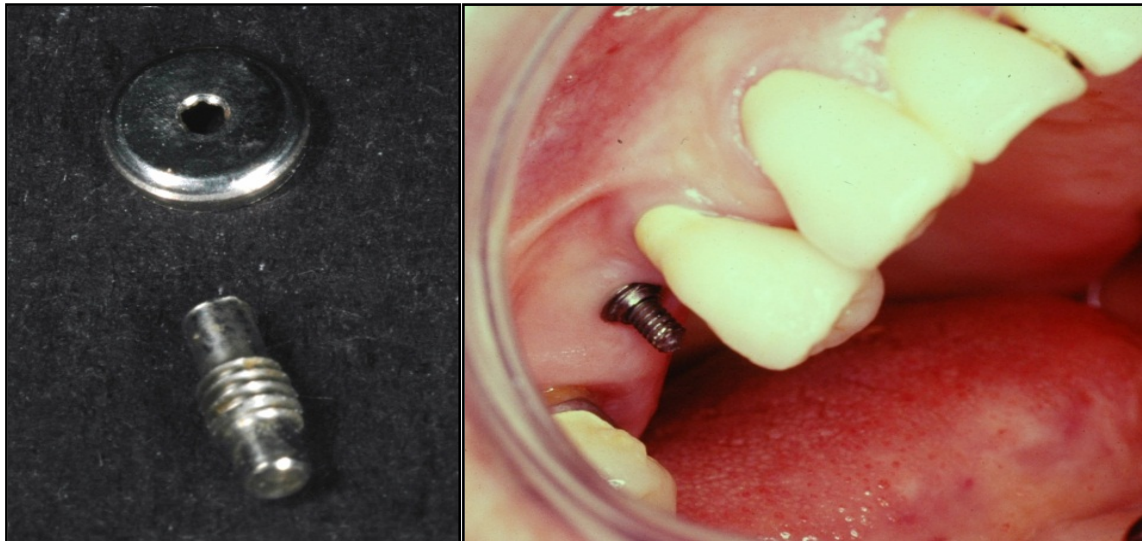
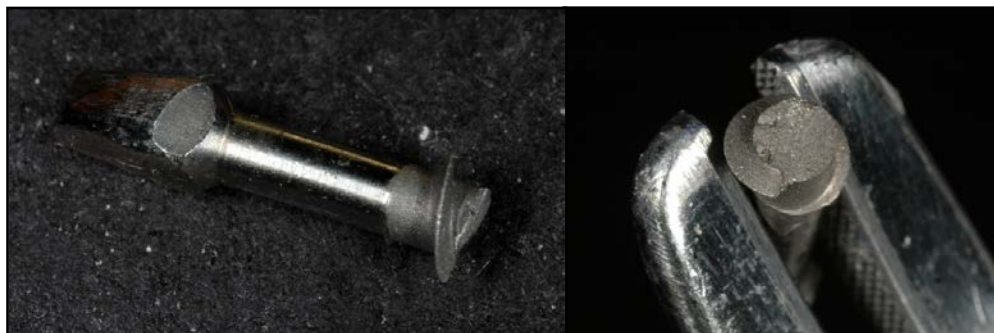


Ilustración N° 14 Fractura de implante. Fuente del Autor.



El primer filete soporta el 34% de fuerza, disminuyendo a medida que se aleja Llegando a 7% en el quinto filete. La utilización de distintas aleaciones más blandas para el implante (Ti Ni) y más duras en el tornillo (Ti puro), compensa y distribuye más uniformemente las tensiones absorbidas por los componentes.

Ilustración N° 15 Esquema de fractura del tornillo y concentración de líneas de fuerza.

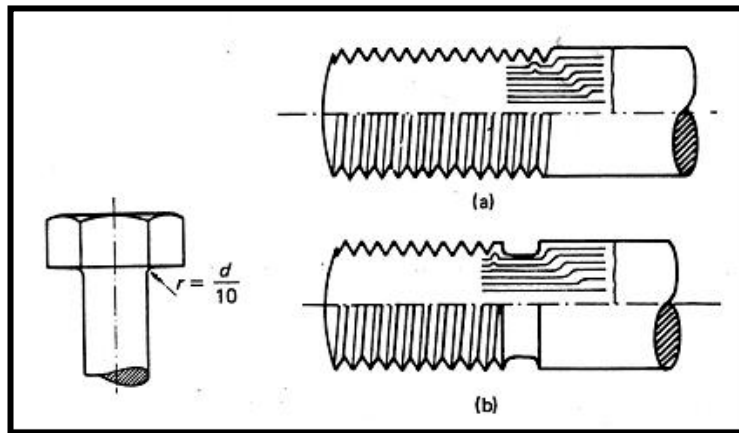
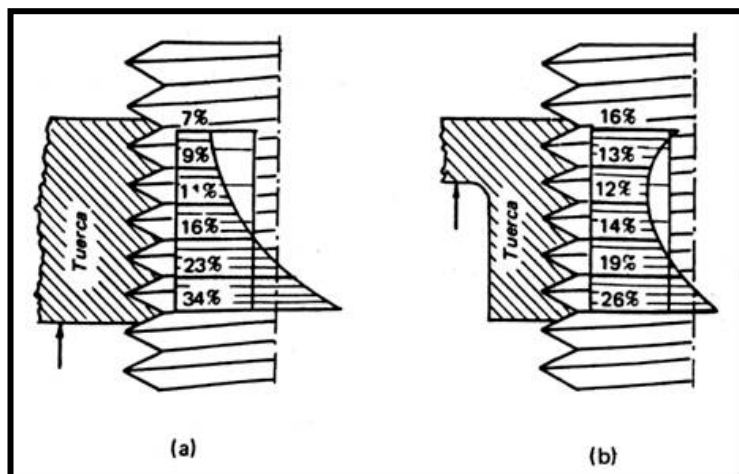


Ilustración N° 16 Distribución de tensiones en la rosca del tornillo.



Cuando el tornillo sobrepasa su límite de resistencia se rompe, a esto se lo conoce como *resistencia flexural* o *límite de ruptura*.

Otra forma de romperse es por “*fatiga*” entendiendo como tal a un proceso de cambios estructurales permanentes, localizados y progresivos, que ocurren en un material sujeto a condiciones que provocan tensiones y deformaciones fluctuantes en puntos, los cuales culminan en grietas o fracturas complejas, después de un número suficiente de ciclos.

La observación de un tornillo fracturado por fatiga es completamente distinta a la flexural. Aparecen dos zonas bien diferenciadas, una zona lisa y brillante (a) y otra zona de aspecto áspero, opaco y granulado (B).

Ilustración N° 17 Esquema fractura por fatiga de un tornillo. Vista sagital.

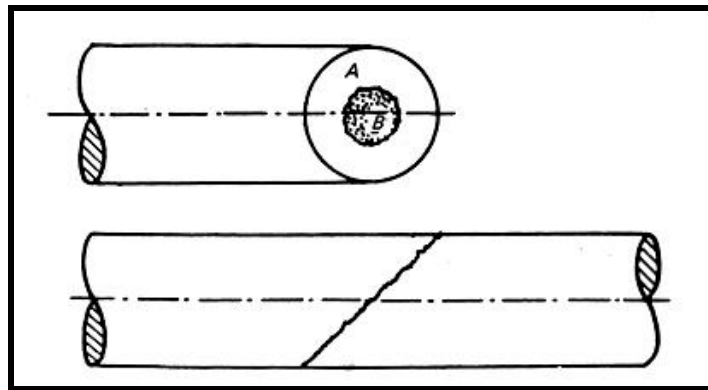
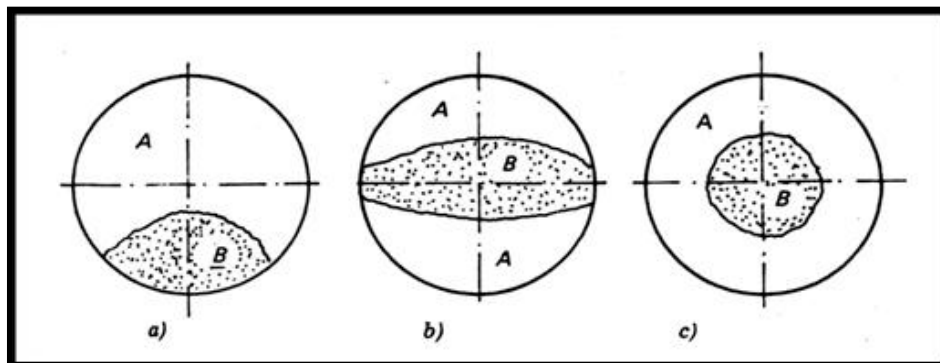


Ilustración N° 18 Esquema de fractura por fatiga de un tornillo. Vista coronal.

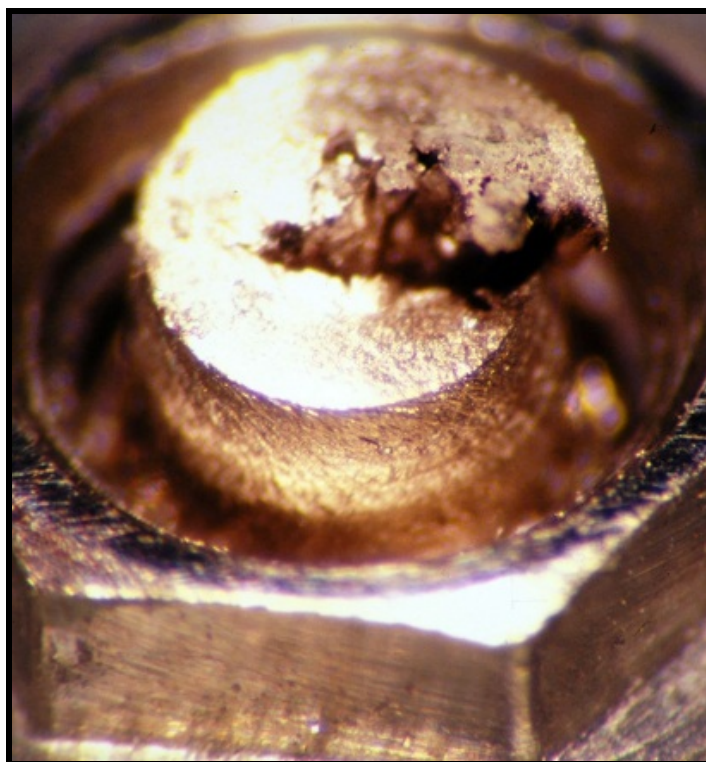


En la figura a) se desarrolla la fractura por una carga de tracción o flexión oscilante en un solo sentido. La fisura se realiza en forma de hoz.

En la figura b) la carga es alternativa en ambos sentidos, tracción – compresión. O flexión doble.

En la figura c), la carga se desarrolla por flexión rotatoria (torque).

Ilustración N° 19 Amplificación de tornillo de fijación fracturado por fatiga.  
Fuente del Autor.



Otro inconveniente que aparece al aflojarse un tornillo de fijación, es el acceso al mismo. Cuando se realizan prótesis fijas unitarias o en puente hay dos formas de colocarlas, una es cementada “la más utilizada” y otra es atornillada. Cada uno de los sistemas tiene sus, indicaciones, características y limitaciones, no siendo posible su utilización en todos los tratamientos rehabilitadores.

Algunos determinantes como la posición del implante, la angulación, la posición de la encía adherida, espesor y consistencia determinan la utilización de uno u otro sistema.

En el caso de las prótesis atornilladas, el ajuste o recambio del tornillo es bastante simple ya que una tapa de resina compuesta “composite” obtura la entrada del abutment teniendo acceso inmediato al removerla con instrumental rotatorio.

En los casos donde el profesional considera la utilización del sistema cementado las cosas pueden ser más complejas.

El primer punto se debe a que la cementación se realiza con materiales de tipo temporario como el hidróxido de calcio fraguable, “Dycal”, Provicol, Provilep,

entre otros; el aflojamiento de la restauración definitiva es frecuente por disolución del material cementante, trayendo aparejado molestias al paciente y al profesional.<sup>19</sup>

Los casos protéticos más dificultosos son los dientes unitarios y los puentes fijos cementados sobre los pilares.<sup>20</sup>

# Objetivos

## **Objetivos**

### **Objetivo General**

- Conocer el aflojamiento de los tornillos de fijación.

### **Objetivos específicos**

- Determinar el aflojamiento de los tornillos de fijación de titanio ajustados a 20 N/cm.
- Determinar el aflojamiento de los tornillos de fijación de titanio ajustados a 32 N/cm.
- Comparar el nivel de aflojamiento de los tornillos de fijación de titanio a 20 N/cm y 32 N/cm.
- Identificar si el aflojamiento de los tornillos de fijación de titanio se ve afectado por la temperatura.
- Comparar el aflojamiento de los tornillos de fijación de titanio solos y con agregado de lubricante sólido.
- Comparar el aflojamiento de los tornillos de fijación de titanio solos y con su superficie arenada.
- Comparar el aflojamiento de los tornillos de fijación de titanio solos y con agregado de cementos temporarios.

# **Variables**



## **Variables**

1. Aflojamiento de los tornillos de fijación de titanio ajustados a 20 N/cm.  
(Experimental – Grupo control).
2. Aflojamiento de los tornillos de fijación de titanio ajustados a 32 N/cm  
(Experimental – Grupo control).
3. Aflojamiento de los tornillos de fijación de titanio ajustados a 32 N/cm a una temperatura de 0°. (Experimental).
4. Aflojamiento de los tornillos de fijación de titanio ajustados a 32 N/cm a temperatura de 70°. (Experimental).
5. Aflojamiento de los tornillos de fijación de titanio ajustados a 32 N/cm con el agregado de lubricantes sólidos. (Experimental).
6. Aflojamiento de los tornillos de fijación de titanio ajustados a 32 N/cm arenados. (Experimental).
7. Aflojamiento de los tornillos de fijación de titanio ajustados a 20 N/cm con el agregado de cemento temporario. (Experimental).

# Hipótesis

## **Hipótesis**

H1: El aflojamiento de los tornillos de fijación de titanio ajustados a 20 N/cm es igual o menor que el torque inicial aplicado.

H2: El aflojamiento de los tornillos de fijación de titanio ajustados a 32 N/cm es igual o menor que el torque inicial aplicado.

H3: El aflojamiento de los tornillos de fijación de titanio ajustados a 32 N/cm no es afectado por las temperaturas mínimas 3°C y máximas 80°C.

H4: El aflojamiento de los tornillos de fijación de titanio es igual o menor con el agregado de lubricante vaselina sólida.

H5: El aflojamiento de los tornillos de fijación de titanio es igual o mejor a igualdad de torque aplicado con el arenado de los mismos.

H6: El aflojamiento de los tornillos de fijación de titanio es menor con el uso de cemento temporario a base de óxido de cinc sin eugenol.

## **Marco teórico**

## Marco teórico

Desde 1986, cuando Jemt presenta el uso de los implantes para sustituir un solo diente, se han realizado progresos notables.

Es ideal pensar que la superficie de la plataforma del implante con la del pilar unidas por el tornillo de fijación, permanezcan estables durante toda la vida útil de la restauración, hecho que lamentablemente no sucede.

Las tasas de aflojamiento reportadas en la actualidad por distintos autores varían hasta llegar al 12,5 %. <sup>21, 22, 23, 24, 25, 26</sup>

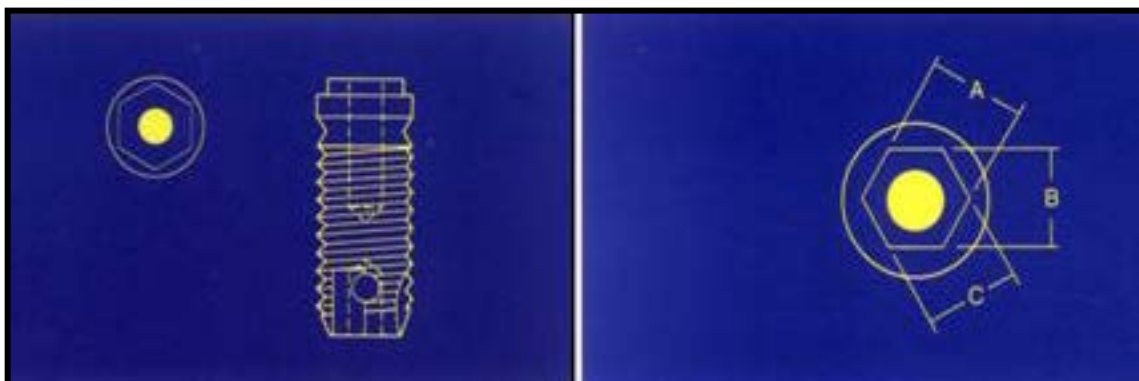
En el año 1995, Binon PP, se refiere la importancia en la fabricación de los implantes y sus componentes (análogos, cofias de transferencia y abutments) la precisión y exactitud.

Midiendo la superficie de contacto de los lados A – B – C del hexágono, verifico la igualdad entre dichas caras de un mismo implante. Posteriormente realizó la comparación manteniendo los mismos parámetros de medición doce distintas marcas comerciales, obteniendo resultados significativamente distintos entre los valores más bajos y los más altos “rango de la muestra”.

Estas variaban en tres micrones de mínima hasta ciento ocho micrones de máxima, representando un verdadero problema.

Este concepto de exactitud determino una “tolerancia” aceptable dentro de los tres micrones.

Ilustración N° 20 Esquema de un implante con hexágono externo.<sup>27</sup>



El paso siguiente fue medir el desplazamiento que existe entre el hexágono externo del implante y el hexágono interno del abutment.

Según datos del trabajo una rotación menor a cinco grados es la deseable para una óptima estabilidad.

Distintas marcas comerciales sometidas a esta prueba dieron por debajo de los cinco grados y otras llegaron a siete grados respectivamente.<sup>27</sup>

En 1996, se enfoca la importancia de la exactitud entre el complejo implante – abutment, tomando tres diferentes marcas comerciales, se toman valores de medición de la base de asiento del implante “plato de asiento” y la contraparte del abutment, dando como resultado valores de tolerancia promedios de 0.003 milímetros (SD = 0.0023), la mayor diferencia observada fue de 0.007 milímetros.

Al medir los platos de asiento de los análogos se obtuvo un valor de 2.639 de media variando de 2.695 a 2.697 milímetros con una diferencia de 0.002 milímetros. La máxima entre el mismo grupo fue de 0.006 y la muestra completa de 0.015.

Al finalizar el trabajo quedó demostrado que existen diferencias significativas entre los componentes de una misma marca de implante y entre distintas marcas clones supuestamente, “compatibles” entre sí.<sup>28</sup>

En 1991, se encargó de comparar la precisión de los componentes de implantes, abutments maquinados, U. C. L. A. S. calcinables con tornillos de fijación de oro, análogos de laboratorio y cofias de transferencia corrobora que existen discrepancias significativas entre los componentes dando como resultado una sumatoria de errores en la técnica para la confección de una restauración sobre exigiendo el momento de carga de los tornillos en un intento de compensar dichas diferencias.<sup>29</sup>

La estabilidad a largo plazo de la junta de unión del complejo “implante – abutments” solo se logra cuando todos los factores críticos son optimizados.<sup>30</sup>

Diez años después Binon PP, y col. 2006, realizan un estudio comparativo sobre los efectos de colado de U. C. L. A. S. con distintas aleaciones en la pérdida de torque.

Utilizando cuatro grupos con doce unidades de muestra fueron evaluadas.

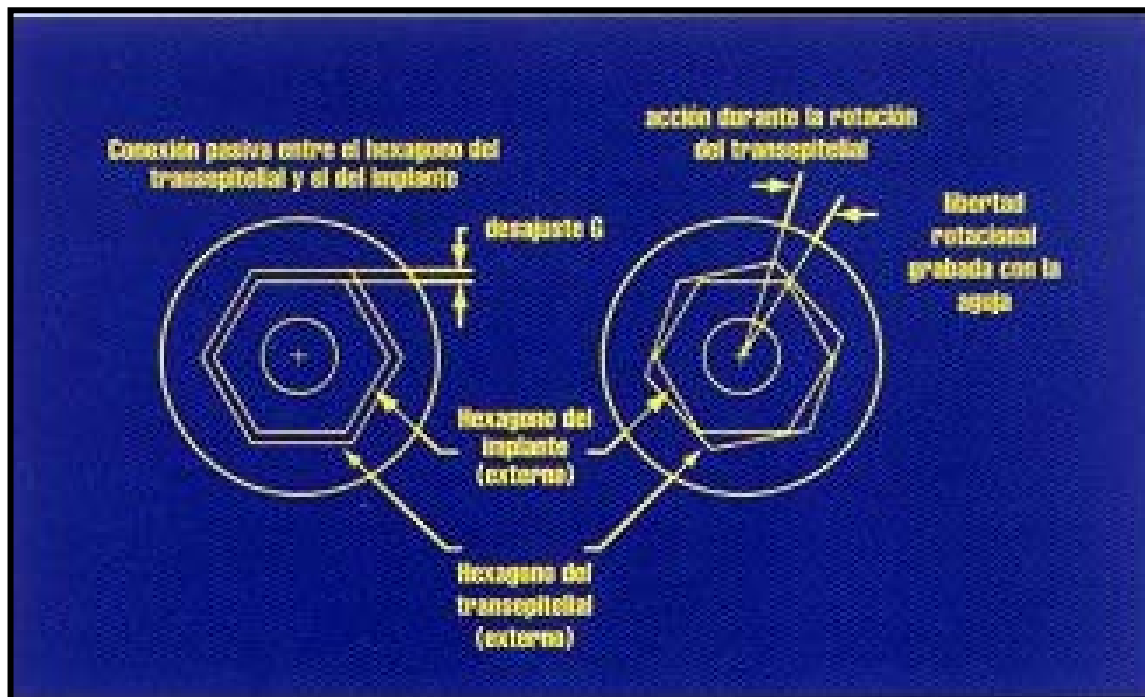
Un grupo fue de abutment maquinado de titanio estableciéndose el G1, otro colado en paladio G2, otro colado en cromo – níquel G3 y por último colado en cromo – cobalto G4.

Todas las muestras fueron precargadas a 30 N/cm de acuerdo al protocolo estándar y se midió la pérdida del torque como porcentaje.

Conclusiones: los abutments maquinados de Ti G1, conservaron un porcentaje significativamente mejor ante la pérdida de torque comparado con los abutments colados.<sup>31</sup>

Las complicaciones clínicas que ocasionan este tipo de fallas en los componentes, tienen un impacto altamente negativo en la unión de los mismos provocando el aflojamiento del tornillo de fijación.<sup>28</sup>

Ilustración N° 21 Esquema de medición del ángulo de la tolerancia entre los hexágonos.<sup>(27)</sup>



A partir de los trabajos de Binon, 1996, Cibirka, 2001 y Lang, Wang, 2002. Se plantea la polémica de la rotación de los dispositivos anti rotación o contra rotación. “hexágono”.

En un trabajo experimental recientemente publicado, 2011 intentan demostrar aislando el comportamiento de los tornillos eliminando el hexágono del pilar la mejora al aflojamiento.

El experimento consistió utilizando 20 implantes (Neodent de 3,75 x 9,00 milímetros, con una plataforma de 4,1 milímetros de diámetro y un hexágono externo de 2,7 milímetros y 0,7 milímetros de alto), y 20 pilares hexagonales (Neodent) fueron fabricados sin un hexágono en sus bases para que pudiera ser rotado en la plataforma del implante durante el aflojamiento de los tornillos de fijación.

Se dividieron en dos grupos: G1 10 implantes – 10 pilares con tornillos de titanio (Neodent).

Ilustración Nº 22 Vista interna del pilar con su hexágono eliminado. <sup>(33)</sup>





Ilustración N° 23 Pilar tipo Cera One y su llave de ajuste. <sup>(33)</sup>



G2 10 implantes – 10 pilares con tornillos Torqtite. (Nobel Biocare)

Todas las muestras fueron ajustadas a 32 N/cm. Y se midió el desajuste con un torquímetro digital (CA-880, Instrutherm, San Paulo SP, Brasil)

Esta operación se repitió por cuatro veces para todas las muestras, los valores obtenidos para cada grupo se compararon estadísticamente con el test de Student y nivel de significancia de 5%.

Ilustración N° 24 Ajuste con torquímetro. <sup>(33)</sup>

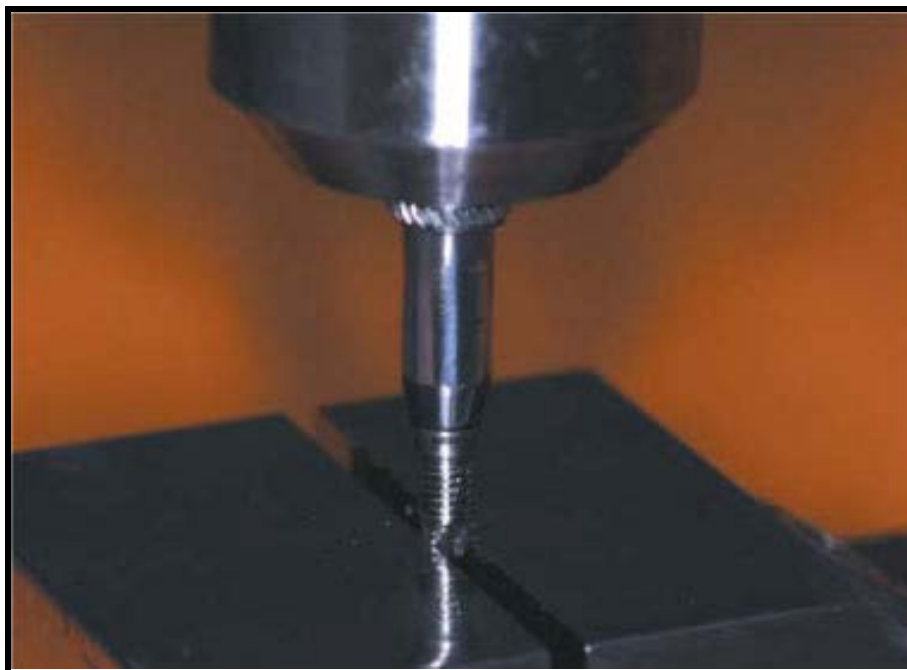


Ilustración Nº 25 Observación de la medición. <sup>(33)</sup>



El t- test mostró una diferencia significativa entre las medias del G1 (tornillos de Ti; 38,62 N/cm +- 6,43) y el G2 (tornillos Torqtite; 48,47 N/cm +- 5,04) con una  $p = 0.001$ .

Este trabajo muestra un método eficaz para medir el torque aplicado directamente sobre el tornillo sin la influencia del hexágono.

Los resultados mostraron que el torque de aflojamiento fue superior al torque de ajuste inicial, y teorizan que puede ser debido al hecho de que la fuerza necesaria para girar el pilar tuvo que superar la fricción entre las superficies (pilar/implante) a demás de la superficie del tornillo. <sup>32</sup>

Barbosa Seabra Gustavo Augusto y col, 2008, realizan un experimento a fin de determinar si existe una relación entre la desadaptación de los pilares protéticos y el aflojamiento de los tornillos de fijación.

Sobre un modelo maestro con forma de mandíbula se colocaron cinco implantes de plataforma 4,1 regular y hexágono externo; sobre los cuales se ubicaron UCLAS ferulizadas con varillas calcinables y cera como medio de unión con un voladizo distal de diez milímetros. Cuatro estructuras fueron fabricadas con este método y coladas con Ti puro (Tritan Grado I Dentaureum), de acuerdo al protocolo (vacío/argón por inducción).

Terminados los colados fueron evaluados a 30x por microscopio de comparación y ajustados a 20 N/cm.

Luego de determinar la mayor desadaptación se aflojaron los tornillos midiendo en porcentajes la pérdida de torque inicial.

Los valores de desadaptación media fueron de  $29,08 \pm 8,78$ .

Todos los valores de desadaptación de los colados se encontraban por encima de diez  $\mu\text{m}$ .

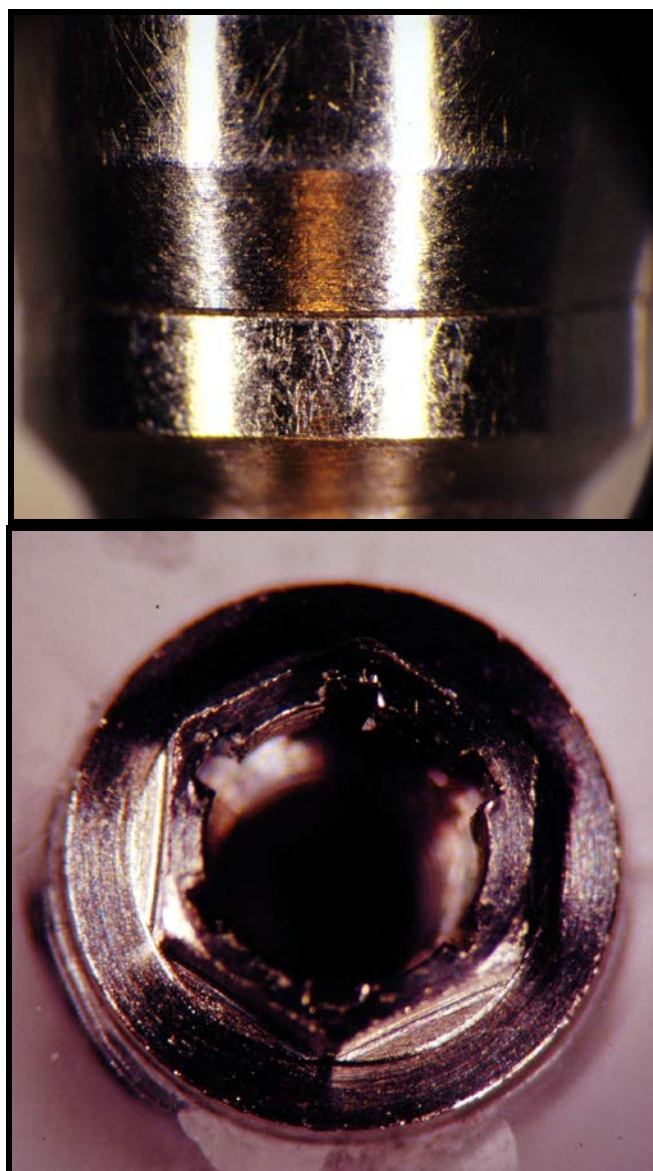
El valor de desajuste medio expresa en porcentajes fue  $50,71 \pm 11,37$ , observándose un alto valor de pérdida de ajuste cercano al 70 % del ajuste inicial. Luego del análisis estadístico no se observaron diferencias significativas entre los valores de desadaptación y el porcentaje de aflojamiento de los tornillos.<sup>33</sup>

#### **Tipo de conexión y Formas de asentamiento** **Conexión externa hexágono.** **Conexión interna cono Morse.**

Existen en el mercado dos sistemas de asentamiento o conexión entre el implante y el abutment, uno es con conexión externa “hexágono” Nobel Biocare, Bio - Lock, Titantec, 3I, Byw, entre otras, y otro es de conexión interna “cono” Iti, Zimmer Dental, Carlsbad, CA y Astra Tech Inc.

En 2006, se analiza la pérdida de torque del tornillo de fijación comparando dos sistemas de conexión interna “Zimmer Dental, Carlsbad, CA y Astra Tech Inc. y con conexión externa “Bio – Lock Internacional, Inc., Nobel Biocare USA, Inc. Tomando diez muestras de cada sistema y torquados bajo protocolo se sometieron a cargas de 200 N de  $1 \times 10^6$  (6) ciclos. Los resultados del trabajo demostraron que si bien clínicamente la conexión interna es más favorable, no se demostró ventajas significativas en cuanto al aflojamiento de los tornillos de fijación en comparación a la conexión externa. El diseño de los tornillos podría ser un factor significativo de pérdida de unión.<sup>34, 35</sup>

Ilustración N° 26 Conexión externa hexagonal. Asentamiento entre las partes.



Referencia: Fotografías con lupa estereoscópica a 50X.

Ilustración N° 27 Sistema de conexión interna tipo cono Morse.

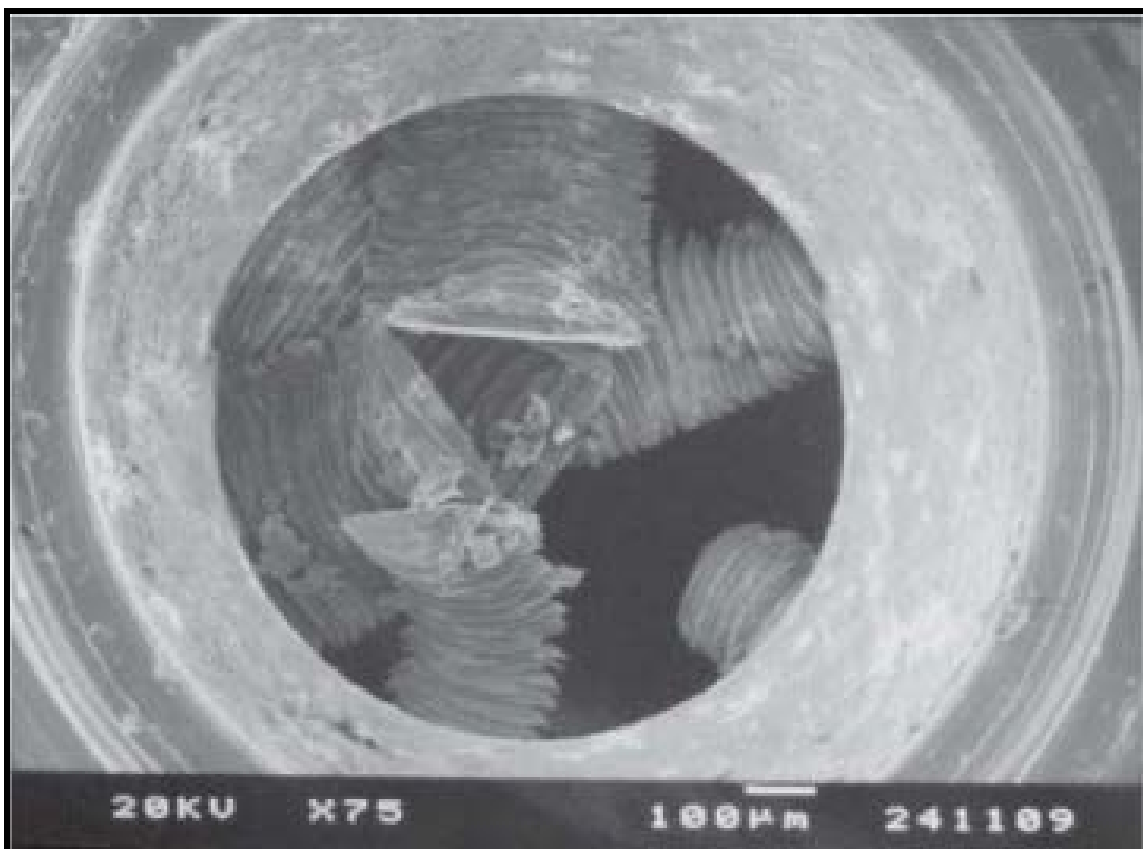


### **Incidencia del ión flúor**

Uno de los fenómenos más importantes a ser considerados para que un implante tenga éxito es la resistencia a la corrosión, como el material que se utiliza será sometido constantemente a las fuerzas mecánicas, térmicas y la agresividad del medio bucal.

Al comparar la frecuencia de aflojamiento de los tornillos antes y después de la aplicación de fluoruro, no se encontró ningún patrón que sugiera algún tipo de influencia positiva o negativa. No encontrándose diferencias estadísticamente significativas.

Ilustración N° 28 Fotografía fractura de tornillo y zonas de corrosión por picadura provocadas por iones de flúor. <sup>(37)</sup>



Si pudo observarse y concluir que los iones de flúor influyeron negativamente en la resistencia a la fatiga de los conjuntos de implante - pilar, y que la fractura se produjo antes de llegar al número mínimo de ciclos establecidos en el presente estudio. A la observación con microscopio electrónico de barrido aparecieron evidencias de corrosión por picadura, lo que confirma la acción de los fluoruros en las superficies de los biomateriales estudiados.<sup>36</sup>

### **Materiales metálicos y tratamientos de la superficie de los tornillos de fijación**

Desde la aparición de la problemática del aflojamiento las distintas fábricas y empresas en el mundo, han ido realizando modificaciones a las aleaciones metálicas y las superficies de los tornillos de fijación, en un intento por aumentar la precarga y disminuir el desajuste de los componentes.

Metales puros como el Ti y el Au, aleaciones de Au en diferentes porcentajes, Au revenido, templado, aleaciones de Ti - Ni, Ti nitrurado, y tratamientos superficiales Torq Tite, Ti Tite, Goldtite, DLC (Diamond Like Carbon), entre otros.



Tabla Nº 1 Propiedades de la aleación de Titanio Grado 5.

## RMI Grade 5 (RMI Ti-6AL-4V)

CHEMICAL COMPOSITION						
Alloy Type	Alpha - Beta					
Chemical Composition Weight percent, maximum value unless range is shown	C	Fe	N	O	AL	V
	0.08	0.25	0.05	0.20	5.50	3.5
					6.75	4.5
0.0150 H (sheet), 0.0125 H (bar), 0.0100 H (billet)						

MECHANICAL PROPERTIES						
Guaranteed Room-Temperature Minimum Properties						
Tensile Strength		130 Ksi		896 MPa		
Yield Strength, 0.2% offset		120 Ksi		827 MPa		
Elongation in 2 in. (5 cm.), %, Sheet 0.025 in. (0.064 cm.) thick		10		10		
Reduction in Area, %, Bar		25		25		
Bend Radius	Under 0.070 in. (0.178 cm.) thick	4.5 x Thickness				
	0.070 in. (0.178 cm.) and over	5.0 x Thickness				
Welded Bend Radius		6.0 - 10.0 x Thickness				
TYPICAL PROPERTIES						
Temperature	600 F	800 F	1000 F	315 C	425 C	540 C
Tensile Strength	100 Ksi	90 Ksi	70 Ksi	690 MPa	621 MPa	483 MPa
Yield Strength, 0.2% offset	90 Ksi	75 Ksi	60 Ksi	621 MPa	517 MPa	414 MPa
Elongation in 2 in. (5 cm.), %, Sheet 0.025 in. (0.064 cm.) thick	17	18	30	17	18	30
Reduction in Area, % Bar	52	53	68	52	53	68
Stress to Rupture in 1000 hours	98	75		676	517	
Stress to Produce 0.1% Elongation (creep) in 1000 hours	70	32		483	221	
Charpy V-Notch Impact @ 70 F (20 C)	10 - 14 Ft. lb.			14 - 19 Joules		
Hardness	Rc 36					

PHYSICAL PROPERTIES				
Beta Transus	1830 F ± 25		999 C ± 15	
Coefficient of Thermal Expansion	10 <sup>-6</sup> in./in./F		10 <sup>-6</sup> cm./cm./C	
	32 - 212 F	5.0	0 - 100 C	9.0
	32 - 600 F	5.3	0 - 315 C	9.5
	32 - 1000 F	5.6	0 - 540 C	10.1
	32 - 1200 F	5.9	0 - 650 C	10.6
Density	0.160 lb./cu. in.		4.43 g/cu. cm.	
Melting Point, approximate	3200 F		1760 C	
Electrical Resistivity @ 70 F (20 C) *	68 μ ohm in.		173 μ ohm cm.	
Modulus of Elasticity-Tension	16.5 x 10 <sup>3</sup> Ksi		113.8 x 10 <sup>3</sup> MPa	
Modulus of Elasticity-Torsion	6.1 x 10 <sup>3</sup> Ksi		42.1 x 10 <sup>3</sup> MPa	
Thermal Conductivity @ 70 F (20 C)	3.9 Btu/hr./ft./F		16.1 x 10 <sup>-3</sup> cal./sec./cm./C	
Specific Heat @ 70 F (20 C)	0.135 Btu/lb./F		0.135 cal./g/C	

10-82 Mech. & Phys. Prop.



Tomaghelli CA 2000, sobre una muestra de 35 tornillos de diferentes tipos, “titanio: Biolock, ByW, Steri – Oss y Titantec, Au: ByW, tratados en su superficie: Steri – Oss Torqtite, y Titantec nitrurados, se evaluó el aflojamiento de los tornillos a una precarga de 32 N/cm, las conclusiones del trabajo fueron que los tornillos de Ti, obtuvieron mejores valores de aflojamiento. Los tornillos con tratamiento de superficie titantec nitrurados también arrojaron valores aceptables. Los tornillos de BYW de oro y Steri – Oss torqtite tuvieron la muestra más homogénea a pesar de tener los valores más bajos. Los tornillos de ti no han sido superados por ninguno de los otros tipos de tornillos.<sup>37</sup>

En un trabajo publicado 1999 – 2000, compara el comportamiento de desajuste de tornillos de distintas marcas comerciales y distintas aleaciones sometiendo los mismos a una precarga de 20 y 32 N/cm, el aflojamiento de los mismos es igual, mayor y menor al valor de precarga dado, (+ 7 N/cm - -5 N/cm) en promedio. Concluye marcando que los valores de desajuste fueron iguales, superiores e inferiores a los valores de precarga, asiendo evidente que las diferencias físico químicas, particularidades de cada tornillo, diseño, geometría y control de calidad, por enumerar alguno de los factores a tener en cuenta; poseen amplia repercusión en los resultados obtenidos.

Tornillos de oro revenidos. Tratamiento térmico ablandador.

Comparando con distintos tornillos de oro (oro puro 100%, oro reciclado a 50% y oro reciclado al 30%) con y sin tratamiento térmico ablandador efectuado de fábrica, se sometieron a pruebas de torque y contratorque a 20 y 32 N/cm.

Las muestras se agruparon en 3 grupos de 5 complejos “implante – abutments – tornillo” en un taco de resina acrílica y se ajustaron con torquímetro a 20 y 32 N/cm respectivamente. Luego se aflojaron en contratorque midiendo los N/cm.

Los resultados del estudio demostraron que el tratamiento térmico no modifica los valores de desajuste “contratorque” significativamente en la aleaciones de oro al 100%, sin embargo, las aleaciones de menor contenido 50% y 30%, presentan un alza significativa en 4 N/cm, en comparación al mismo tornillo sin tratamiento térmico ablandador.<sup>16</sup>

Ilustración N° 29 Tornillos de diferentes materiales y superficies.



Referencia: De izquierda a derecha: Titanio, oro reciclado 50%, oro 100% y Torq Tite.

En 2001 Martin Wc y col, utilizando una muestra de tornillos Gold Tite (Gt), TorqTite (Tt), aleación de Au (Ga) y aleación de Ti (Ta), fueron divididos en grupos y ajustados a una precarga de 20 y 32 N/cm. Luego de medir el desajuste concluyeron que los tornillos con superficie tratada (Gold Tite y TorqTite ayudan a reducir el coeficiente de fricción. <sup>38</sup>

Cuando dos superficies metálicas están en contacto, la adhesión y las fuerzas de fricción no limitan el movimiento entre ellos. Un método que se aplica con el objetivo de reducir esta fricción y mejorar la adhesión consiste en la interposición de una película de lubricante entre las superficies. Un metal con baja resistencia al corte, tal como el oro puro, puede actuar como un lubricante seco. En comparación con los tornillos sin recubrimiento de oro, se ha comprobado que los tornillos de pilar recubierto de oro y sometidos a esfuerzos de torsión de 12, 20 y 32 N/cm forman 0,0064 milímetros de abertura de la interface implante - pilar representado un 26, y 24% de aumento de la precarga, respectivamente.

Otro trabajo realizado 2003, estudio una técnica para evitar el aflojamiento sobre una muestra de tornillos de Ti puro comparada con tornillos de Ti recubiertos con oro puro de 24 quilates en espesores de 10, 20 y 40 micrones,

ajustados a 15 y 20 N/cm a temperatura de 37°C y en medio de saliva artificial, con ciclos de programa de fatiga a 30°.

Tras la experiencia los resultados muestran que para los tornillos con diferentes grosores de recubrimiento se aprecian diferencias estadísticamente significativas (ANOVA  $p < 0.05$ ) entre los de 10 micrómetros y los de 20 y 40 micrómetros. Los espesores de 20 y 40 micrómetros presentan una mejor retención, este hecho viene a decir que 20 micrómetros es un valor de saturación es decir aunque aumentemos más espesor no hay un beneficio en retención. Los valores que se obtienen son cercanos al 90% del par de apriete inicial cuando ha sido sometido a 500.000 ciclos cuando el espesor de la capa de oro es a partir de 20 micrómetros.

No se aprecian diferencias estadísticamente significativas de los valores de porcentaje de aflojamiento cuando son diferentes las precargas, al menos entre las estudiadas que han sido 15 y 20 N/cm.

Sin embargo, se observa una gran mejoría de retención cuando comparamos estos valores de retención con los tornillos recubiertos de oro con los que no presenta esta capa, varía desde el 90% de retención al 60% de retención de los no recubiertos.<sup>39</sup>

Cantwell A, Hobkirk JA 2004, se encontraron que cuando una fuerza de torsión se aplica a un tornillo del pilar, una parte significativa de esta fuerza se pierde debido a la fricción entre los puntos de contacto de las superficies metálicas, inhibiendo la rotación del tornillo. Por lo tanto, la disminución de la fricción entre las superficies metálicas puede aumentar la rotación del tornillo y, en consecuencia, la precarga.<sup>40</sup>

Kim SK, y col 2005, utilizando una muestra de 20 implantes de Ti puro se dividieron en dos grupos de 10 unidades cada una. El G1 implantes de Ti puro sin alterar y el G2 implantes de Ti puro con un recubrimiento en el hexágono externo de un micrón de espesor con DCL.

Se aplicaron fuerzas de carga cíclica a la parte superior del pilar de los implantes con el fin de determinar la diferencia en el aflojamiento de los tornillo del pilar de titanio recubierto DLC. Torque de 100 N/cm a una frecuencia de 20

Hz. Los valores indicaron una diferencia significativa al aflojamiento siendo los implantes con un recubrimiento de DLC más resistentes a la fuerza de contra torque aplicada ( $P = 0,002$ ) que aquellos sin el revestimiento. <sup>41</sup>

Recordemos que el DLC: posee propiedades mecánicas y tribológicas, tales como elevada dureza, alta elasticidad, elevada resistencia al desgaste y bajo coeficiente de rozamiento contra varios metales, su aplicación en elementos médicos – odontológicos fue aceptado en el 2003.

En una investigación observacional Stuker y col 2008, con una muestra de 30 tornillos dividida en tres grupos de A) diez tornillos de Au, B) diez tornillos de Ti y C) diez tornillos de Ti tratado superficialmente Ti Tite sometidos a una precarga de  $30,07 \pm 0,28$  N/cm. Midió el aflojamiento de los mismos luego de cinco minutos de espera, encontrando diferencias significativas en la media de los valores de desajuste entre los grupos ( $A = 17,64 \pm 1,12$  Ncm –  $B = 18,75 \pm 1,89$  N/cm  $C = 16,43 \pm 1,33$  N/cm respectivamente).

Concluyendo: que el torque de remoción fue estadísticamente significativo en comparación a los grupos de muestras ubicándose los tornillos de Ti en primer lugar de elección, seguidos los de Au y en último lugar los de titanio con tratamiento de su superficie Ti Tite. <sup>42</sup>

### **Repetición de ajustes y aflojamientos**

Clínicamente un pilar puede colocarse sobre un implante varias veces durante la confección de la prótesis definitiva. En el caso de una restauración fija unitaria por ejemplo lo colocaremos para: elección del mismo, ajuste gingival de la terminación, desgaste de la altura, relación de contacto con las piezas proximales, toma de impresión por método directo, verificación del ajuste del colado / casquete cerámico o zirconio, y su relación con los tejidos blancos, soporte de elemento provisional, hasta la colocación de la prótesis terminada. Se ha observado 1995, que hasta un 10% de la precarga inicial se puede perder para alisar superficies de contacto (relajación de empotramiento), en lugar de elongación. Sin embargo, se ha observado anteriormente que cuando el mismo tornillo se fija en varias ocasiones, sus valores de aumento de la precarga. <sup>43</sup>

Precarga: es la fuerza de contacto que el mantienen juntos al pilar y el implante.<sup>44</sup>

En un trabajo publicado 2000, Weiss El y col demostraron que repetidos ajustes y aflojamientos del tornillo de fijación del pilar sobre los implantes y los componentes da lugar a un deterioro progresivo los valores de desajuste.<sup>45</sup>

Sin embargo publicaciones recientemente realizadas 2011, utilizando tornillos nuevos, los cuales se ajustaron a 20 N/cm y aflojaron luego de una espera de diez minutos. Grupo 1.

Esta experiencia se repitió utilizando los mismos tornillos formando el Grupo 2. Nuevamente se repitió formando el Grupo 3.

A demás de medir los valores de desajuste de cada muestra se realizó una observación microscópica a una ampliación de 260X, sobre los tornillos nuevos y los tornillos luego de las pruebas de ajuste y afloje repetidas. Los hallazgos encontrados fueron estadísticamente significativos entre el G 1 ( $50.71\% \pm 11.36$ ) y G2 ( $24.01\% \pm 3.33$ ) ( $p=0.000$ ) y entre el G 1 ( $50.71\% \pm 11.36$ ) y G3 ( $25.60\% \pm 4.64$ ) ( $p=0.000$ ). No se observó diferencias significativas entre los grupos 2 y 3 ( $p=0.774$ ) respectivamente.

Concluyen: el porcentaje de aflojamiento es menor al utilizar tornillos que ya hayan sufrido una precarga inicial, permaneciendo estable después de sucesivos procedimientos de ajuste.

Ilustración N° 30 Observación de rosca de tornillo de fijación nuevo.<sup>(47)</sup>

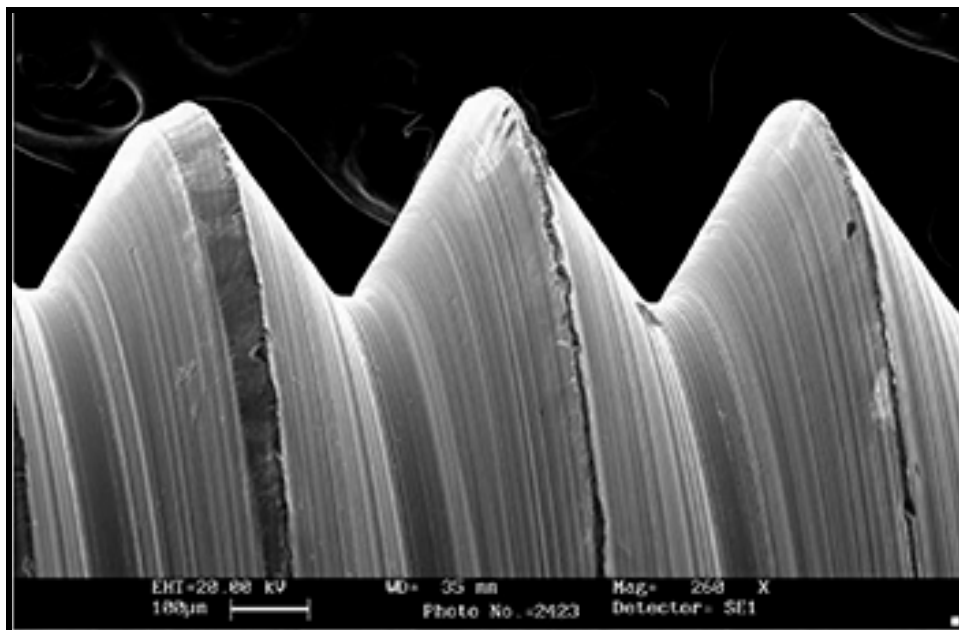
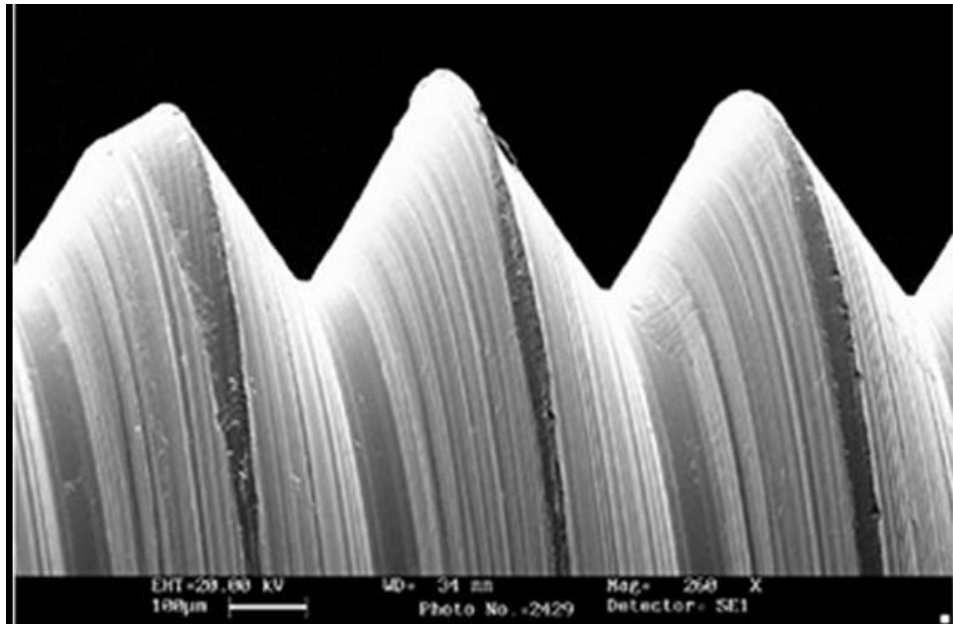


Ilustración N° 31 Observación de rosca de tornillo de fijación luego de repetidos ajustes y aflojes. <sup>(47)</sup>



Los investigadores han sugerido que la repetición de aprietes de los tornillos elimina pequeñas irregularidades en las superficies de contacto, que a su vez reduce la fricción en la superficie y conduce a una mayor precarga (3, 7, 13,18).

Este signo se comprobó mediante el análisis SEM, que mostró la eliminación de irregularidades de las espiras de los tornillos, después de sucesivos aprietes. Dicho evento podría explicar por qué los valores de contra torque aumentaron después del segundo ajuste y se mantuvo constante en el contra torque posterior.

La eliminación de las irregularidades de la superficie debe permitir reducir la fricción entre la superficie del tornillo y la superficie del interna del implante, favoreciendo el deslizamiento del tornillo y la transmisión de precarga. <sup>46</sup>

## **Operacionales**

### **Vinculadas al profesional: Ajuste de los componentes**

Los procedimientos para ajustar los tornillos de fijación pueden ser medidos y calibrados o pueden ser arbitrarios o a ojo.

Ajustes inapropiados del tornillo de fijación con valores inferiores a 20 N/cm es otra causa que produce el aflojamiento.

Esto se debe a que algunos profesionales no utilizan instrumentos calibrados manuales y / o mecánicos, “torquímetro” para el ajuste de los componentes protéticos.

El temor del operador a sobre ajustar el tornillo y movilizar el implante y dañar algunos de sus componentes es bastante frecuente de observar.

Un trabajo realizado por Implant. Innovations. Inc. sobre un amplio grupo de profesionales demostró: que el ajuste manual del abutment sobre el implante no supera los doce a diez y siete N/cm de rango promedio.

Gross. M. y col 1999, informaron que sobre cinco sistemas de implantes de forma in – vitro demostró que “el máximo cierre manual “no se acerca al torque de cierre recomendado en ninguno de los sistemas medidos, encontrando diferencias significativas entre los operadores y en la manera de usar los destornilladores mecánicos. El diámetro de los destornilladores y el grip de los mismos, son importantes en la producción del torque.<sup>47</sup>

Para que el procedimiento sea controlado y medido con precisión se deben utilizar instrumentos “Torquímetro” ya sean manuales o electrónicos.

Estos instrumentos permiten la medición precisa de la fuerza aplicada, sistemática, repetible y controlada.

Ilustración N° 32 Torquímetro de distintas formas y marcas comerciales. Fuente del Autor.



Referencia: Torquímetro Nobel Biocare de palanca. ByW de quiebre. 3 i de giro.

Si por el contrario se excede en la fuerza de torque aplicada aparecerán deformaciones permanentes en los componentes comprometidos.

Un estudio realizado en monos para probar la fuerza de torque en reversa necesaria para quebrar la unión del implante hueso aplicando fuerzas de torque ha sido usada como una medida biomecánica del anclaje.

En este modelo se le extirparon los molares y dos meses después se le colocaron seis implantes por cuadrante.

Tres a cuatro meses luego de la integración, los animales fueron sacrificados y sus mandíbulas seccionadas y colocadas en bloques de yeso.

Se retiraron los implantes en torque reverso provocando la fractura de la unión con el hueso.



Los valores máximos obtenidos superaron los 78 N/cm.<sup>48</sup>

Otro trabajo en el año 2006 sobre torque de remoción en perros Beagle, colocaron 24 implantes Defcon TSAR en la cara interna de las tibia de los animales, dos en cada extremidad, con la siguiente distribución: en la epífisis tibial proximal, 12 implantes de longitud 10 milímetros, y en la epífisis tibial distal, 12 implantes de longitud 8 milímetros, a las seis semanas y tras la anestesia de tres de los animales, se volvió a realizar una incisión en las localizaciones de los implantes con despegamiento por planos hasta exponer las cabezas de doce de los implantes y se retiró el tornillo de cierre y se fijó el calibrador de torque Gauge TonichiR modelo BGT150CN-S con un rango de registro de fuerza de 0 a 150 N/cm, en la porción más coronal y en la misma dirección del eje del implante, realizándose la medición del torque de desinserción

A las doce semanas, se repitió el mismo procedimiento en los otros tres animales con los doce implantes restantes, completándose así el estudio.

Los valores para el torque de desinserción a las 6 semanas estuvieron comprendidos entre 75 y 90 N/cm con un valor medio de 79,7 N/cm para los implantes de 8 mm de longitud y entre 105 y 120 N/cm con media de 115 N/cm para los implantes de 10 mm.

Durante la desinserción realizada a las 12 semanas los valores obtenidos fueron de 86 a 120 Ncm y valor medio de 101,2 N/cm para los implantes de 8 mm y de 116 a 150 Ncm y valor medio de 139,7 N/cm para los implantes de 10 mm de longitud.<sup>49</sup>

### **Vinculadas al profesional: Correcta utilización del paso de rosca.**

La fabricación de los componentes del implante y los efectos de las fases clínicas y de laboratorio pueden contribuir al desajuste entre el implante y la prótesis.<sup>50, 51</sup> La correcta utilización del paso de rosca es fundamental para el mantenimiento correcto del complejo implante / abutment. La entrada del tornillo de cierre, tornillo de fijación del abutment, tornillos pasante de la cofia de transferencia, en las distintas pruebas que nos envía el técnico de laboratorio y pasos de corroboración clínica, hace indispensable tratar con mucha suavidad y cuidados la rosca de los distintos componentes.

El hecho de provocar la entrada y salida repetida de un tornillo sobre la rosca trae consecuencias negativas en cuanto al torque final, Weiss y col, 2000, demostró que al atornillar y desatornillar los distintos componentes sobre un implante produce una pérdida progresiva en el contratorque final alcanzado, pudiendo ser causado por una disminución en el coeficiente de fricción entre los componentes.<sup>52</sup>

Cuando el paso de rosca de un tornillo cualquiera sea, no entra suavemente sobre contraparte “rosca interna del implante”, se falsea.

Si se falsea la rosca del tornillo, es de simple solución, se tira y se renueva el tornillo. Por el contrario, si lo que se falsea es la rosca interna del implante, las condiciones son mucho más complejas.

Por esta razón es aconsejable el uso de destornilladores manuales digitales, ellos permiten tener un control más preciso sobre la fuerza que estamos ejerciendo y la resistencia que tienen los componentes para su ingreso.

El uso de torquímetro o llaves críquet en la etapa inicial de aproximación del tornillo sobre el implante es desmedida y poco controlable en manos poco experimentadas.

### **Vinculadas al profesional: Protocolo Quirúrgico- Protético. Falta de axialidad entre el implante colocado y la restauración protética que soportará.**

Los implantes han sido el avance más importante de los últimos 50 años, pero lamentablemente, tienen su indicación y contraindicación.

Todos los pacientes que han perdido una pieza dentaria, ansían poder recuperarla sin tener que provocar un deterioro de otra pieza “puentes”. Pacientes que han tenido pérdidas mayores y son portadores de prótesis parciales, desean poder eliminarlas y volver a tener “dientes fijos”.

Paciente portadores de prótesis totales removibles solicitan soluciones para lograr mejores niveles de retención y anclaje, en la búsqueda de mejorar la calidad de vida, masticatoria, social y psíquica.

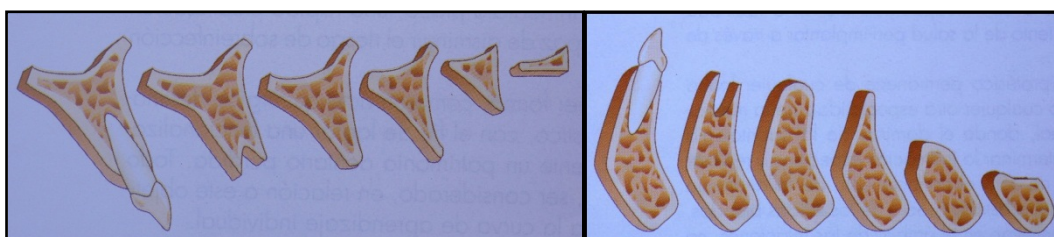
Es nuestro deber realizar el máximo esfuerzo, para intentar a través de los implantes y sus restauraciones protéticas, satisfacer las necesidades y expectativas buscadas. Pero lamentablemente existe un límite para poder

realizar estos tratamientos, límite que está fijado por la cantidad, calidad y ubicación del hueso del maxilar.

La pérdida de los huesos de los maxilares se realiza de dos formas “centrípeta” desde afuera hacia adentro en el maxilar superior. Y centrífuga en la mandíbula, pérdida de altura.

Debido a ello, la ubicación tridimensional en la colocación de los implantes se hace muy dificultosa. Por ejemplo: mandíbula zona posterior, se deben colocar con una angulación más vestibular a fin de evitar caer en la fosa submaxilar.

Ilustración Nº 33 Evolución de la pérdida de hueso de los maxilares. <sup>53</sup>



Cuando los límites biológicos y mecánicos son excedidos, tenemos la obligación de buscar otras alternativas de tratamiento.

Configuraciones anatómicas influyen desfavorablemente en la axialidad del cuerpo del implante, pudiendo en algunos casos no ser disipadas por la utilización de abutments angulados.

Ilustración Nº 34 Configuración anatómica desfavorable, comúnmente observada en la zona anterior del maxilar superior (Premaxila). Fuente del Autor.



Falta de axialidad de los implantes colocados. Falta de paralelismo entre los mismos.

Los fracasos de la dentición natural se deben a las tensiones anormales excesivas producto de palancas y torsiones. El análisis tridimensional de las tensiones ha permitido demostrar que casi todas las tensiones actúan sobre la mitad coronal del implante y el hueso.

En 1989, Misch publicó que las fuerzas laterales representan un aumento aproximado del 50% en comparación con las verticales si hablamos de cargas compresivas y las tensiones de tracción y horizontales aumentan 10 veces en la compresión y en la tensión.<sup>54</sup>

En 2005, un estudio sobre cargas dinámicas y la resistencia a la flexión, utilizando una muestra de 15 implantes Nobel Biocare MKIV de 4 x 10 mm, incluidos en un bloque de metal, y colocado un abutment Cera One de 3 mm, con un cemento experimental fueron divididos en 3 grupos

A: cargas cíclicas de 50 N aplicadas por 1.0 x 10 (6) con céntricas laterales.

B: cargas cíclicas de 50 N aplicadas por 1.0 x 10 (6) con excéntricas.

C: grupo control que no recibió cargas.

Luego de las cargas las unidades de observación fueron vistas bajo microscopio electrónico para evaluar su superficie.

Luego de la experiencia los autores concluyen que la resistencia a la flexión fue menor en el grupo B (cargas excéntricas laterales) y presentó marcas de pulido en la superficie del hexágono en la muestra fotográfica.<sup>55</sup>

### **Vinculadas a la angulación de los componentes protéticos - Pilares.**

En muchos de los tratamientos complejos de rehabilitación con implantes es necesario corregir defectos de la posición tridimensional del mismo (vestíbulo - palatina o mesio - distal), provocada por inconvenientes y/o limitaciones de la técnica quirúrgica o del paciente “deficiencias óseas”.

Estas pequeñas modificaciones se realizan con el uso de abutment con algún grado de angulación 5° - 10° - 15° - 20° - 25°, hasta 45°.

A medida que aumentamos la angulación de los abutmen con el objetivo de corregir el defecto, nos alejamos del eje axial del implante, provocando sobre

éste un exceso de tensiones o cargas laterales, estas son soportadas por el tornillo de fijación de forma directa.

Ilustración N° 35 Abutment angulado de 10°. Corrige la posición del implante.<sup>56</sup>



Un trabajo publicado recientemente toma un implante con sistema de conexión interna, “cónico” y compara la resistencia ante cargas compresivas en un ángulo de 30°, utilizando dos grupos de muestras en abutment, uno de 20° y otro de 45° respectivamente y tres diferentes tornillos de fijación, uno de aleación de oro, otro de titanio comercial y por último de titanio puro.

Luego de la experiencia concluye que el estudio demuestra.

Recordemos que *resistencia* es la tensión máxima que puede soportar un material hasta o para romperlo. Se formula: Fuerza / Superficie. Se expresa en Pa (pascal) = Newton /metro<sup>2</sup> -

MPa Megapascal 1 millón de Pa = 1 MN x Mts<sup>257</sup>

Los abutment de 20° con distintos tornillos “aleación de oro, titanio comercial y titanio puro” resisten fuerzas de hasta 900 N/cm ante cargas compresivas, siendo muy inferiores a medida que la angulación aumenta y resaltan que tanto

el abutment como el material utilizado en la fabricación del tornillo de fijación juegan un papel importante.<sup>58</sup>

## **Vinculadas a las cargas mecánicas**

### **Cargas Funcionales Masticación – Fonación – Deglución**

Las principales fuerzas naturales que actúan sobre los dientes y, por consiguiente, sobre los implantes, se generan durante la masticación.

El tiempo real de actuación de las fuerzas de masticación sobre los dientes es de uno 9 minutos al día, alcanzando una fuerza de 2,5 a 20 kg.

La fuerza de mordida máxima vertical puede oscilar entre 50 – 500 psi o 22 - 265 kg.

Durante la deglución los músculos periorales y la lengua ejerciendo una presión horizontal alcanzan 1,5 – 2,5 kg. Si uno tiene en cuenta que una persona deglute 25 veces por hora estando despierta y 10 veces por hora durante el sueño, esto no da un promedio de 480 veces por día.

Durante la fonación se produce contractura de los músculos periorales y la lengua, sin embargo no hay contacto dentario fuerte o marcado.<sup>59</sup>

En un estudio realizado comparando el aflojamiento entre abutment cerámicos y abutment metálicos ante cargas dinámicas, se sometió a diez implantes colocados en tacas de resina, con sus abutments cinco cerámicos con tornillos de oro y cinco metálicos con tornillos de T, ajustados a 32 N/cm, sometidos a cargas de seis kg con una esfera metálica de acero inoxidable que impactó a 90° y 15 Hz a 250.000 ciclos “equivalente a cuatro meses de masticación” en el sector anterior. Luego del ensayo de carga se procedió a ejercer una fuerza medida de contratorque obteniendo los resultados. En las conclusiones el autor refiere que el aflojamiento de los tornillos de fijación en todos los casos fue inferior al torque inicial de ajuste. Los complejos implante / abutments cerámicos tuvieron un comportamiento más favorable en cuanto al aflojamiento, en comparación a los complejos implante / abutments metálicos. Y agregó una observación macroscópica sobre los abutments utilizados:

- El 100% de los abutments metálicos sufrió luego del ensayo deformación de tipo permanente “rebarba en el borde superior”

- El 40% de los abutments cerámicos sufrieron un leve descascaramiento en la arista externa del borde superior, sin comprometer en ninguno de los casos su estructura.<sup>60</sup>

## **Cargas no funcionales fenómenos de parafunción**

### **Apretamiento de las piezas dentarias – Bruxismo**

Las fuerzas aplicadas en los fenómenos de parafunción superan ampliamente las naturales funcionales llegando a 1.000 psi.

El apretamiento dentario es la fuerza que ejerce una superficie dental sobre otra sin que exista movimiento alguno. Es similar al bruxismo, en cuanto a fuerza ejercida, sólo que su dirección es más favorable, ya que es vertical pura, siguiendo el eje mayor del diente / implante. Por el contrario el bruxismo, es el rechinar vertical y horizontal, no funcional, de los dientes.

Tanto el apretamiento como el bruxismo no son una contraindicación para la colocación de implantes, pero sí influyen negativamente en la planificación del tratamiento.

En 1996, Balshi y col. Llevó a cabo un estudio en el que las posibles causas de fractura de los implantes fueron clasificadas en tres grupos: 1) fallas en los diseños y/o materiales de los implantes; 2) falta de pasividad en la conexión de la corona de la superestructura prótesis; y 3) sobrecarga secundaria hábitos parafuncionales.<sup>61</sup>

Existen además otros factores a tener en cuenta, como los hábitos la deglución atípica, la posición dentro de la arcada, la edad del paciente, el tipo de oclusión, la dinámica masticatoria, la arcada opuesta antagonista, la relación corona / implante, la dirección de fuerza, entre otras.

Según Mc Dermott et al 2003, algunos de los factores de riesgo de fractura son: una carga excesiva en la oclusión, la ubicación del implante (posterior, media o anterior del maxilar y mandíbula), un número insuficiente de implantes en relación a la prótesis, el material de los tornillos protésicos y un implante.<sup>62</sup>

En el caso de desajustes entre el implante y el pilar, así como entre el pilar y la prótesis, las cargas de compresión y de tracción, pueden ser dirigidas a la restauración, dando como resultado el aflojamiento de los tornillos de la

prótesis y el pilar, la fractura de la restauración, micro fracturas del hueso que rodea a los implantes e incluso la fractura del cuerpo del implante.<sup>63,64</sup>

En una revisión de las complicaciones más comunes en implantología el aflojamiento de los tornillos (5 años estimación, el 8,2%, 95% IC, 3,9-17,0%), seguidas por la pérdida de retención (estimación de 5 años, 5,7%, IC 95% ,1.9-16 0,5%) y el pilar / fractura del tornillo (5 años estimación, 2.1%, IC 95%, 0,9-5,1%). fractura del implante era raro (estimación de 5 años, 1,3%, IC 95%, 0,2-8,3%).<sup>65</sup>

### **Vinculadas al diseño y planificación de las estructuras protéticas.**

Realización de puentes extensos, cantiléver o a extensión, donde los brazos de palancas son mayores.

Ilustración N° 36 Fracaso de prótesis fija. Puente provisional extenso. Cargas excesivas. Fuente del Autor.





## **Relación de la carga con los diámetros y largos de los implantes colocados.**

Es bien sabido que la relación de los implantes colocados en cuanto a su largo y diámetro, es relativamente importante de acuerdo a la pieza dentaria a reemplazar, desde el punto de vista mecánico los implantes más largos y más anchos son mejores que los más delgados y cortos “superficie de contacto con el hueso menor”.

Es de pensar bajo el mismo concepto que los componentes protéticos deberían comportarse de manera similar, eligiendo abutment más largos y anchos; Por el contrario, el funcionamiento de los componentes protéticos es a la inversa del implante, debido a la palanca que incide sobre los mismos.

Ejemplo: para reemplazar un incisivo central superior, lo ideal sería poder colocar un implante de 5 x 13 mm y un abutment de 5 x 7 mm.

Manteniendo una relación de palanca intra alveolar del doble de la extra alveolar. Relación 2:1.

La fractura de implantes es de muy baja frecuencia dos de cada mil implantes colocados presentan esta complicación clínica, siendo a menudo precedida por problemas mecánicos que pueden ser interpretadas como indicadores de sobrecarga, aflojamiento de los tornillos de fijación, fracturas de las cerámicas, facetas, pérdida horizontal y vertical de hueso circundante al implante, movilidad, entre otras.

Es importante evitar problemas mecánicos y reabsorciones óseas para evitar la fractura.

Especial atención debe centrarse en el número, diámetro y la distribución de los implantes, así como el diseño de la prótesis apoyada sobre ellos (reducción de palancas, inclinación y longitud de las cúspides mesio distal y vestíbulo lingual de la corona).<sup>66</sup>

Tan y col.2004. Evaluaron el efecto del momento crítico de flexión (CBM) en diferentes niveles de torque en implantes de distintos diámetros 3,75 RP – 5 WP, con pilares Cera One ante cargas dinámicas no axiales. Concluyendo que la interface abutment – implante experimento un juego similar a contratorque luego de las cargas dinámicas en los distintos diámetros experimentados.<sup>67</sup>

Uribe R y col 2004, presentan un caso clínico de periodontitis marginal causada por sobrecarga oclusal en una restauración fija única sobre un implante ITI, luego de seis meses de cementada <sup>68</sup>

### **Variaciones térmicas**

**Variaciones térmicas:** temperaturas en rangos muy amplios 0° a -5° como por ejemplo un helado y luego un café o un mate 70° - 75° (contracción – expansión, dilatación) de los distintos materiales. Metal – cerámico, en tiempos relativamente breves son posibles factores de desadaptación de los componentes. No se han realizado suficientes estudios relacionados a este tema.

Recientemente una investigación publicada en 2010 analiza la conexión conexión del (implante-pilar) sometidos a 1.000 ciclos térmicos de 5 ° C y 55 ° C baños, con un tiempo de permanencia de 60 s para cada baño, y luego fueron puestos inmediatamente en una máquina de fatiga mecánica (ERFOP 10; Erios, São Paulo, SP, Brasil). Cada conjunto se colocó en una celda de carga dentro de un aparato de la fatiga de tipo paralelo con 10 estaciones de carga de células idénticas. Las ensamblajes se mantienen sumergidas en agua destilada a 37 ° C. La carga vertical unidireccional se aplicó en el pilar de un pistón neumático calibrado entre 100 y 120 N. Un total de un millón de cargas se llevó a cabo, lo que equivale a un periodo en vivo la masticación de un año. Todos los sistemas mostraron valores más bajos de aflojamiento después de ciclos térmicos y la fatiga mecánica, pero sin poder ser separadas no es posible determinar si la disminución en el aflojamiento fue por los ciclos térmicos o por la fatiga. <sup>69</sup>

### **Materiales cementantes**

Cemento es toda sustancia que sirve para unir, pegar, adherir dos cosas. <sup>70</sup>

Los cementos son materiales compuestos generalmente de sales en forma de polvo o pasta y un medio líquido o pasta catalizador, que al mezclarlos producen una reacción ácido – base.

Se clasifican de acuerdo a su utilización en:

- Cementos definitivos: de altas propiedades físicas y mecánicas. Ejemplo cemento de fosfato de zinc, ionómero vítreo, cementos adhesivos.
- Cementos temporarios: de bajas propiedades físicas y mecánicas. ejemplo hidróxido de calcio, óxido de zinc – eugenol.

Siempre que vayamos a utilizar un material deben leer detenidamente las indicaciones y recomendaciones del fabricante, para obtener de nuestros materiales las mejores propiedades tanto físicas, mecánicas y ergonómicas.

Ilustración Nº 37 Agente cementante temporario. Provicol. Voco. EN 23107/ISO 3107.



Oxido de zinc - Oxido de magnesio - Hidróxido de calcio - Ácidos grasos  
Colofonia modificada - Aceites vegetales.

Proporción: 1:1. Partes iguales de pasta base y pasta catalizador (en peso)

Para ello se dispone de un bloque de mezcla de papel no absorbente o en una placa de vidrio.

Manipulación: Se manipula a temperatura ambiente (aprox. 18 – 23 °C), en caso de temperaturas inferiores, el tiempo de trabajo se incrementará.

Tiempo de mezcla: 20 segundos aproximadamente, hasta que el material presente una consistencia homogénea. Utilizar una espátula para cementos de acero inoxidable o de plástico rígida.

Tiempo de de trabajo: 1  $\frac{1}{2}$  - 2 minutos aproximadamente.

Tiempo de fraguado: 4 a 6 minutos en la boca del paciente.

Eliminar los residuos de 3 a 5 minutos luego de colocado.

La blandura del material y el alargamiento del tiempo de trabajo se logran tras añadir una pequeña cantidad de vaselina.

La dureza del material y el rápido fraguado se conseguirán al añadir óxido de zinc (sellado provisorio)

Aplicación: Aplicar una capa fina del material al elemento a cementar y colocarlo sin secar las partes a unir. Es aconsejable humedecerlas.

Precauciones: En caso de pacientes con alergias a alguno de sus componentes, clarificar el riesgo antes de su utilización.

Indicaciones adicionales:

La humedad facilita la eliminación del producto. La eliminación del producto de coronas se realiza fácilmente echando spray refrigerante.

Conservar a temperaturas de 4 – 23 °C.

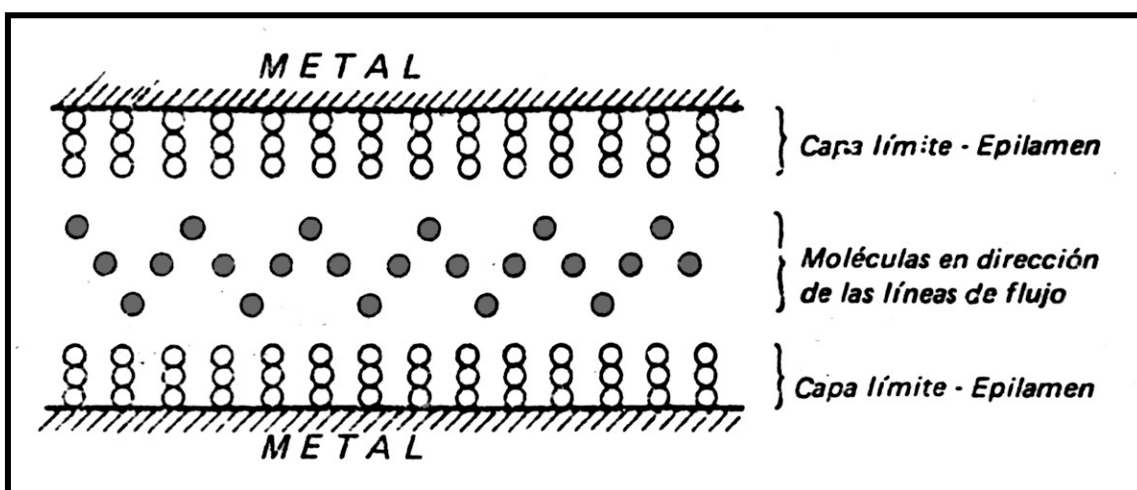
Cerrar bien los tubos luego de su utilización.

### **Lubricación de los tornillos de fijación:**

Si un metal se pone en contacto con un lubricante se forma inmediatamente, sobre la superficie de aquel una capa de moléculas de líquido que se fija rígida y normalmente a la superficie, debido a la atracción entre la polaridad de las moléculas del lubricante y los campos eléctricos libres del metal.

La capa de moléculas del lubricante sobre el metal es de algunas décimas de micrón y se denomina “epilamen” piel con cerdas.

Ilustración N° 38 Modelo esquemático del Epilamen. <sup>(73)</sup>



Sobre un análisis comparativo de 5 tornillos de oro al 100%, con una precarga de 20 N/cm sometidos a contra torque en 5 intentos continuos secos y con agregado de lubricante no se observaron diferencias significativas en comparación entre las muestras.

Tabla N° 2 Valores de contra torque con tornillos de Au 100% ajustados a 20 N/cm con lubricante. <sup>(73)</sup>

Muestras	Ajuste 20 Ncm	1º Intento desajuste	2º Intento Desajuste	3º Intento desajuste	4º Intento desajuste	5º Intento desajuste
1	20	19	19	20	19	19
2	20	19	18	20	20	18
3	20	20	20	19	18	20
4	20	20	20	19	19	21
5	20	19	19	19	18	19

En cambio al incrementar el torque a 32 N/cm se observaron diferencias significativas favorables en cuanto al contra torque.

Tabla N° 3 Valores de contra torque con tornillos de Au 100% ajustados a 32 N/cm con lubricante. <sup>(73)</sup>

Muestras	Ajuste 32 Ncm	1º Intento desajuste	2º Intento desajuste	3º Intento desajuste	4º Intento desajuste	5º Intento desajuste
1	32	28	29	27	28	29
2	32	29	27	27	27	27
3	32	28	28	28	29	28
4	32	29	30	29	28	29
5	32	30	31	27	27	27

El autor recomienda ante el problema del aflojamiento de los tornillos de oro el agregado de un medio lubricante aumentará la resistencia al aflojamiento significativamente.<sup>71</sup>

En otro experimento realizado toma un complejo réplica /pilar de titanio, montados sobre el cual utilizando sistema Cad - Cam (sistema Procera Nobel Biocare, Yorba Linda CA, EE.UU) se escaneó el pilar y se envió la información a la estación de trabajo Procera Zirconio (WU – Hex RPZRW /S, Nobel Biocare, Göteborg, Suecia) utilizando una muestra de veinte complejos implantes/pilares de zirconio, se dividieron en dos grupos: 1) 10 unidades grupo seco y 2) 10 unidades grupo mojados. La condición de mojado fue lubricado con saliva artificial llenando la rosca interna de los implantes. Para todas las muestras se utilizaron tornillos de fijación modelo Torqtite Nobel Biocare.

Todas las muestras fueron ajustadas a 32 N/cm y luego aflojadas midiendo con un torquímetro de precisión el contratorque. La experiencia se repitió diez veces por cada una de las muestras obteniendo los siguientes resultados medios para las muestras secas 27,5 +- 1,5 N/cm y 31,5 +- 1,2 N/cm para las muestras mojadas; La prueba t de Student reveló una diferencia significativa entre ambas condiciones concluyendo de esta manera que el grupo lubricado posee mejor desempeño a la pérdida de precarga.<sup>72</sup>

***Pero, pese a todos los esfuerzos el aflojamiento continúa.***

# **Diseño Metodológico**

## **Diseño metodológico**

Tipo de estudio: Metodología Cuantitativa. Experimental.

Según el análisis y alcance de los resultados el estudio a realizar será de tipo descriptivo.

Institución académica:

Universidad Nacional de La Plata. Facultad de Odontología.

Tamaño de la población: Infinito.

Medición de la variable: Numérica – Discreta - De razón o cociente.

Universo y muestra:

*Universo Población objetivo:*

Tornillos de fijación con complejos implantes – pilares.

Población muestreada - Unidades de muestreo u observación - Muestras:

Tornillo de titanio de cabeza hexagonal para Implante cilíndrico de conexión externa hexagonal, de plataforma regular 4.1 y pilar de titanio recto maquinado.

Marca: Tree – Oss. Código Modelo. Código Modelo

*Tipo de muestreo:* Finito.

Método de muestreo: Probabilístico. Aleatorización simple.

*Tamaño de la muestra:*  $n = 10$  cada uno de los grupos.

Tamaño total de casos:  $n = 60$ .

### **Descripción de las unidades de muestra.**

**El total de casos de complejos implante – abutment con su respectivo tornillo de fijación de titanio, se dividirá cinco grupos o categorías.**

- a) Tornillo de fijación de titanio ajustado a 20 – 32 N/cm con su respectivo complejos implante – abutment.
- b) Tornillo de fijación de titanio ajustado a 20 – 32 N/cm con su respectivo complejos implante – abutment en diferentes temperaturas.
- c) Tornillo de fijación de titanio ajustado a 20 – 32 N/cm con su respectivo complejos implante – abutment lubricados.



- d) Tornillo de fijación de titanio ajustado a 20 – 32 N/cm con su respectivo complejos implante – abutment arenados.
- e) Tornillo de fijación de titanio ajustado a 20 N/cm con sus respectivos complejos implante – abutment cementados con hidróxido de calcio Provicol.

### **Método e instrumento de recolección de datos**

Medición biofisiológicas “in Vitro”. Sistemática, estandarizada, estructurada y controlada.

### **Instrumento de medición a utilizar**

Torquímetro mecánico de precisión calibrado. Marca Britol. Ref: materiales y método.

Unidad de patrón o medida empleada: N/cm.

Por esta forma de medición se obtendrán los resultados.

### **Procedimiento para la recolección de la información:**

Tiempo estimado: 2 años.

Recursos materiales: (ver material y método)

### **Plan de tabulación y análisis de los resultados**

Tipo de análisis: Cuantitativo.

## **Materiales**

### **Materiales de uso general**

Cámara fotográfica digital tipo Reflex Marca Nikon Modelo: Con objetivo micro, flash circular, tarjeta de memoria, batería, cables de alimentación, cables de transferencia de datos - Programa Nikon transfer para transferencia de imágenes - Computadora HP Pavilion Dv5- 2235la. Windows Seven Home Premium. Con paquete de programas Office 2010 - Impresora HP láser color

Artículos de librería: Hojas A 4, lapicera, lápiz automático, goma de borrar, abrochadora, perforadora de hojas, carpetas oficio, folios, etiquetas, microfibras negra y azul indeleble. Regla milimetrada. Cartulina gris.

### **Materiales de uso específico**

Sistema de implantes marca Tree – Oss System. EC Certificate: Full quality assurance system Directive 93/42 Ecc for medical device. A. N. M. A.T. BPF. Buenas prácticas de fabricación de productos médicos. Mercosur / GMC/ Res N° 31/97. A. N. M. A. T. N° 194/99. ISO 9001: 2008. Quality Management System. ISO 13485: 2003. Quality Management System.

### **Materiales para confección de modelo maestro**

Bloque de resina acrílica. Kit de fresas – Paralelizador – Micromotor.

### **Para pruebas de Ajuste – aflojamiento**

Implante Marca Tree - Oss. Modelo conexión externa recto RP. Diámetro 3,75/4. Plataforma: 4,1 - Pilar Modelo recto estándar de titanio. Plataforma 4,1 - Tornillo hexagonal de titanio para punta de destornillador de 0,50 - Destornillador manual 0,50 - Punta para destornillador mecánico - Prensa – Torquímetro Britol Modelo TD 10 ISO N° 67898.1992-S.

### **Para pruebas térmicas**

Termómetro - Heladera - Ebullición - calentador de agua – Recipientes - Agua destilada.

### **Para prueba de lubricados**

Lubricante vaselina sólida

### **Para prueba de arenados**

Cera de tipo pegajosa - Espátula goteador N° 1 - Mechero tipo Bunsen. Arenadora de punto Zenit - Óxido de aluminio malla 200 - Compresor.

Lavadora de vapor tipo Vapormatic – Ultrasonido - Agua destillada.

### **Para prueba de cementados**

Avío de Cemento temporario Provicol. Marca Voco. EN 23107/ ISO 3107.

Espátula para cementos de acero inoxidable - Loseta de vidrio gruesa.

Algodón – Alcohol - Explorador delicado - Reloj con cronómetro.

### **Procedimientos**

**Si bien los métodos son similares se describen por separado a fin de evitar errores de interpretación.**

- 1. Procedimiento para obtener los modelos maestros.**
- 2. Procedimiento para ajuste – aflojamiento.**
- 3. Procedimiento para variables térmicas.**
- 4. Procedimiento para lubricante.**
- 5. Procedimiento para arenados.**
- 6. Procedimiento para cementado.**

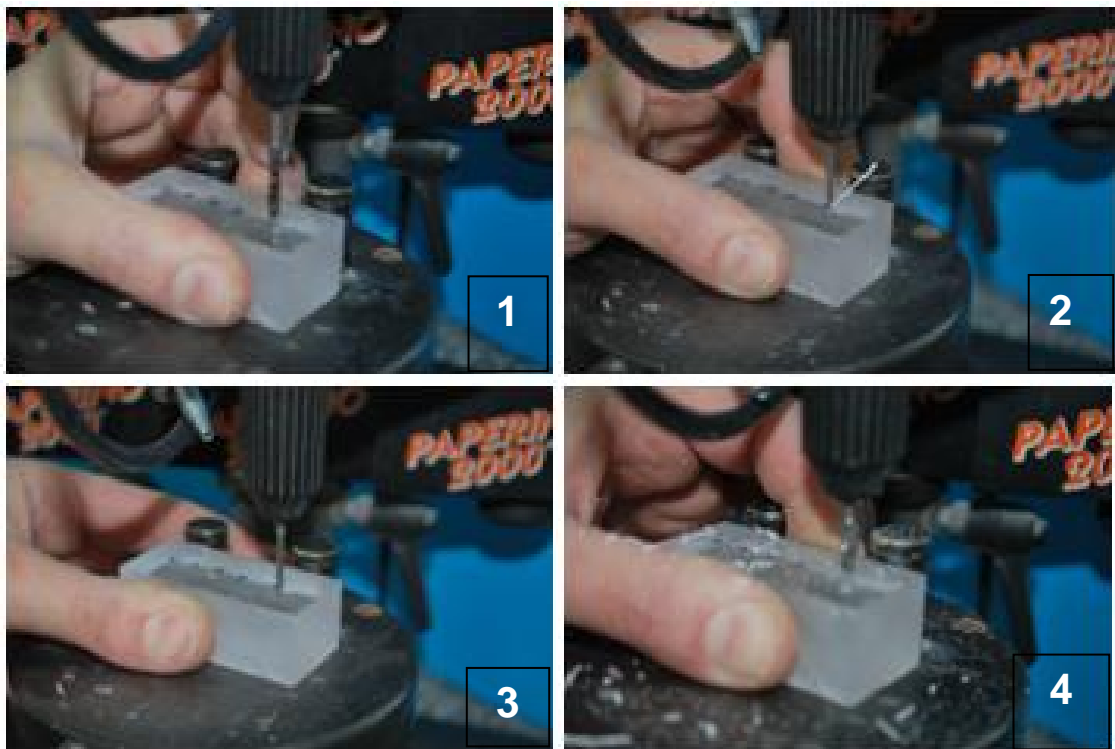
### **Método**

- 1. Procedimiento para obtener los modelos maestros.**

Para la realización del experimento se utilizó un bloque de resina acrílica de cincuenta milímetros de largo por veinte milímetros de alto por veinte milímetros de ancho. Este se dividió en dos partes iguales en el ancho (diez milímetros), sobre la línea media y cada siete coma cinco milímetros equidistantes se realizó una marca hasta completar las cinco posiciones.

Sobre un paralelizador se montó el micro motor con un contra ángulo reductor y se procedió a realizar el protocolo de fresado utilizando las fresas de corte modelo helicoidal: fresa guía, fresa de dos milímetros, fresa piloto, fresa tres milímetros y avellanador.

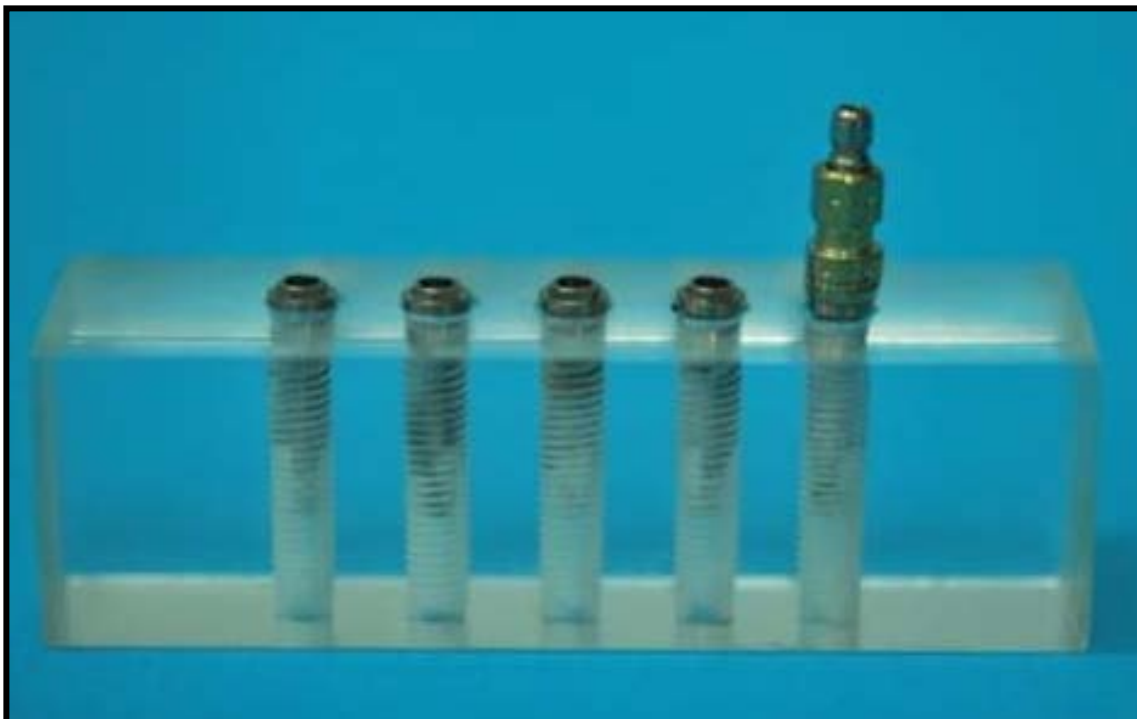
Ilustración N° 39 Bloque de resina montado sobre el paralelizador y secuencia de fresado del lecho.



Realizadas las perforaciones se colocaron los implantes en las mismas hasta lograr un ajuste de 55 N/cm testado con el torquímetro.

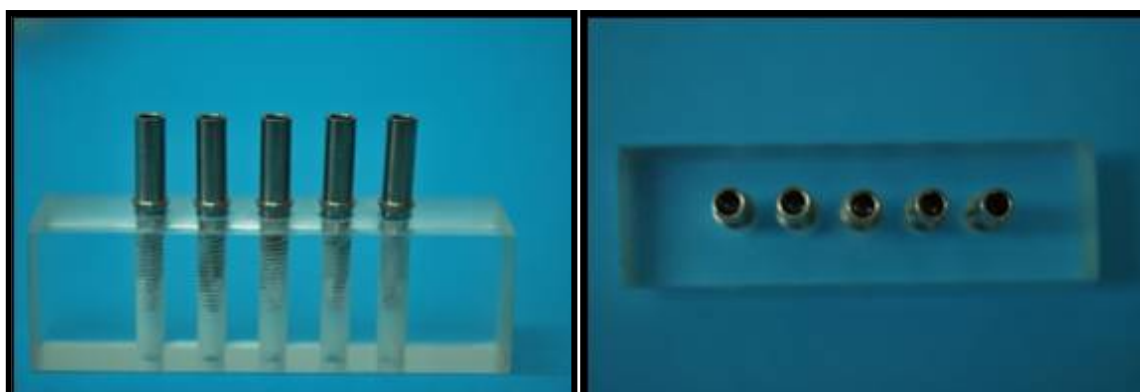
Este ajuste del implante en el bloque de resina es para impedir la rotación del mismo en el momento de realizar los experimentos.

Ilustración N° 40 Implantes colocados en el bloque de resina mediante porta implante.



Los implantes colocados en el bloque de resina se numeraron del uno al cinco al igual que los pilares para evitar que se mezclen durante los distintos procedimientos.

Ilustración N° 41 Modelo maestro terminado con los pilares montados.

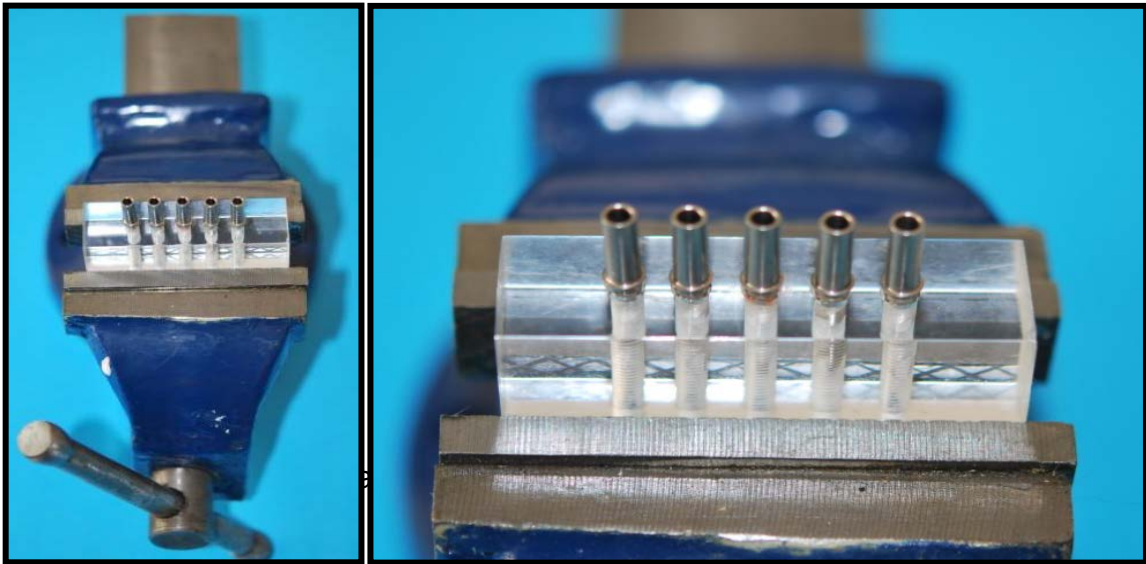


A partir de este momento se referirá al resto de los procedimientos mencionando el término modelo maestro, entendiéndose como tal al resultado de los procedimientos antes descriptos.

## **2. Procedimiento para ajuste – aflojamiento.**

Sobre la prensa abierta se coloca el modelo maestro y se ajusta firmemente para evitar que se movilece.

Ilustración N° 42 Montura del bloque sobre la prensa.

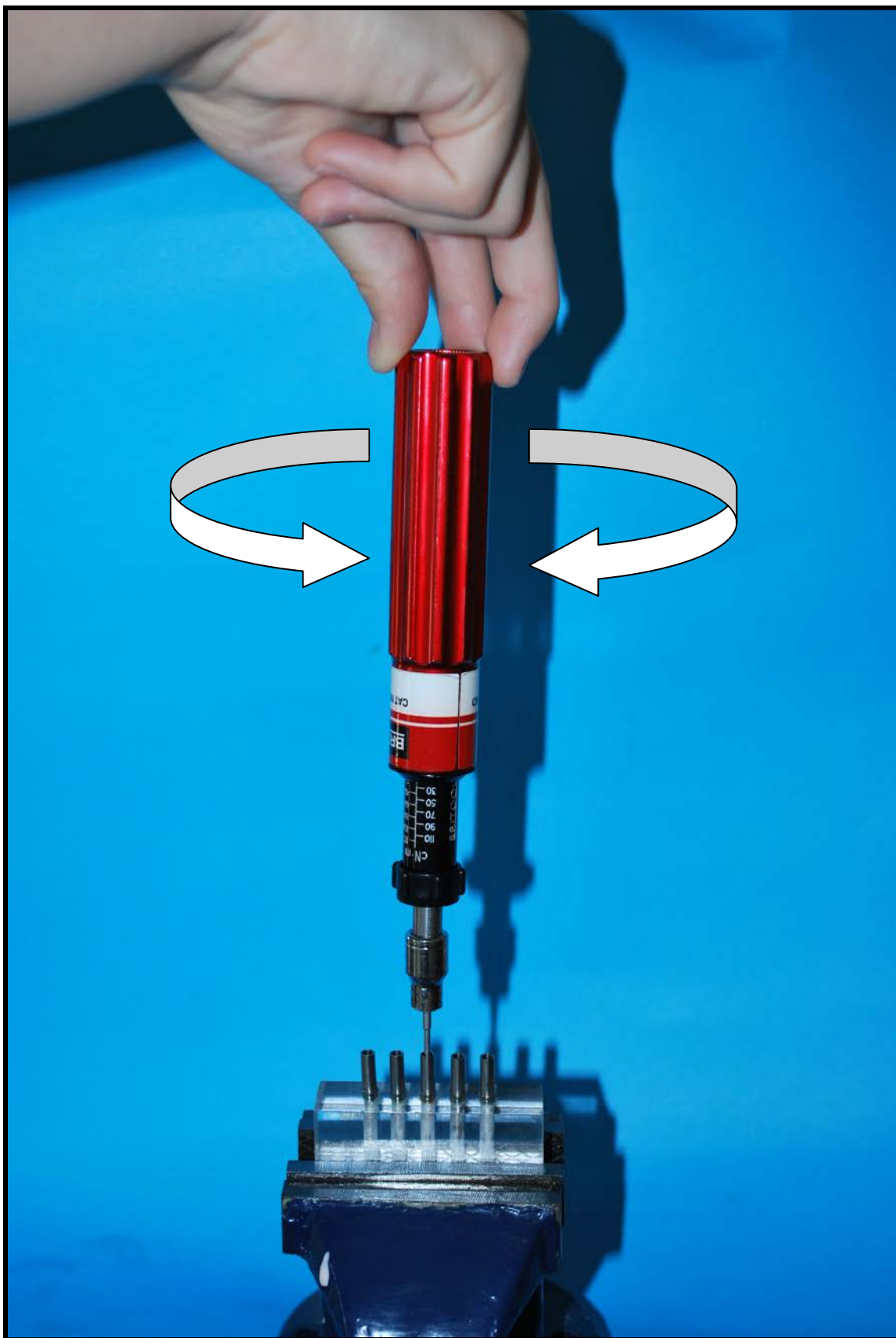


Con un destornillador manual se lleva el tornillo de fijación evitando el contacto con los dedos para no incorporar a la superficie de la rosca ningún elemento contaminante, se introduce por el canal del pilar y se enrosca sobre el implante hasta lograr el asentamiento manual y hasta el máximo de ajuste manual alcanzado.

Luego con ayuda del torquímetro, se termina el ajuste hasta llegar a los 20 N/cm de precarga.

Tras una espera de diez minutos de asentamiento, se recalibra el torquímetro, disminuyendo 5 N/cm del ajuste inicial de 20 N/cm y se comienza a medir el aflojamiento.

Ilustración N° 43 Ajuste – desajuste con el torquímetro.



Referencia: Giro hacia la derecha ajusta, hacia la izquierda afloja.

Cuando se produce el inicio del movimiento de aflojamiento, se registra el mismo en una planilla de hoja de cálculos tipo Excel.

Este método se repite diez veces para cada muestra. (Intentos de desajuste)

Los diez intentos representan los pasos clínicos:

1. Colocación de porta implante.
2. Retiro de porta implante.
3. Colocación de la tapa de cierre.
4. Retiro de la tapa de cierre.
5. Colocación del tapón cicatrizal.
6. Retiro del tapón cicatrizal y colocación de la cofia de transferencia
7. .Colocación del cicatrizal.
8. Retiro del cicatrizal y colocación del pilar temporario.
9. Retiro del pilar temporario.
10. Colocación del pilar definitivo.

Los procedimientos clínicos necesarios para realizar la restauración hace necesaria la introducción de diferentes componentes roscados y la utilización de la rosca interna del implante en varias oportunidades, todas ellas con un ajuste de 20 N/cm.

Repitiendo el método en las muestras restantes, se obtienen los valores de medición.

El método de ajuste – aflojamiento se realiza de igual manera cambiando los valores de ajuste a 32 N/cm y recalibrando el torquímetro.

### **3. Procedimiento para variables térmicas.**

Ciclos térmicos frío – calor.

**Frío:** Se coloca el modelo maestro como se describe en el método de ajuste / aflojamiento en un recipiente con agua helada simulando la situación de una ingesta de bebida por un tiempo de sesenta segundos, luego se retira y se mide el aflojamiento.

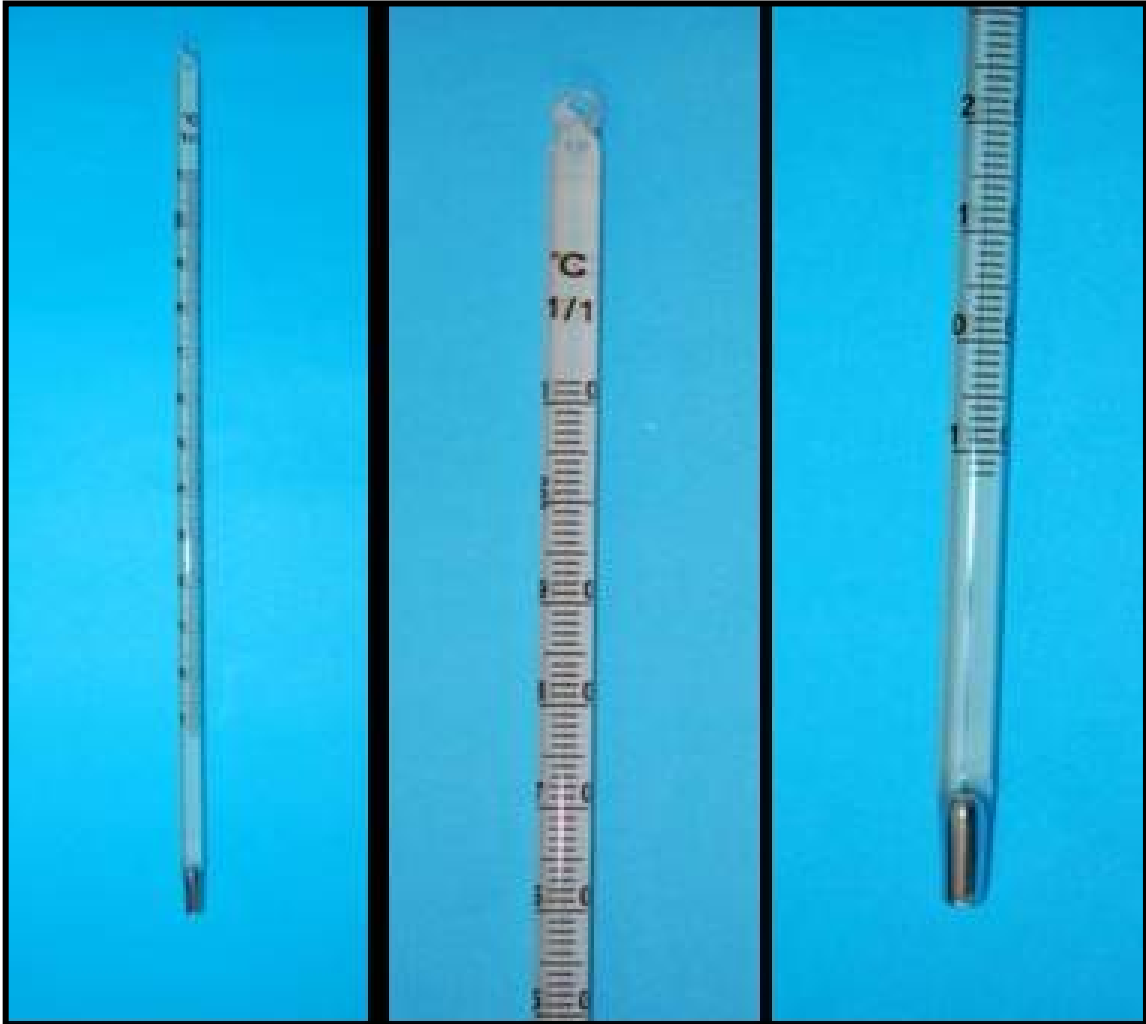
**Calor:** Se coloca el modelo maestro como se describe en el método de ajuste / aflojamiento en un recipiente con agua caliente a 80° C simulando la situación



de una ingesta de bebida como ser mate o café por un tiempo de sesenta segundos, luego se retira y se mide el aflojamiento.

Esta maniobra se repite por diez veces y luego se observa el desajuste de la misma manera que en el resto de los procedimientos.<sup>1</sup>

Ilustración N° 44 Termómetro utilizado para la medición de temperaturas.

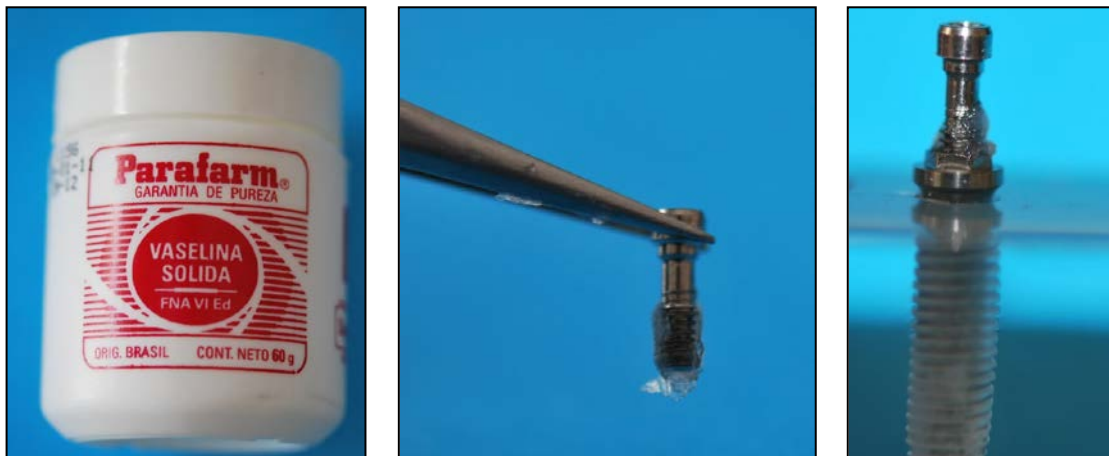


Se coloca la vaselina sólida en todo el paso de rosca del tornillo, de manera uniforme.

---

<sup>1</sup> Cuando se efectuó la maniobra con calor hubo que cementar los implantes al bloque de resina porque se movizaron al intentar aflojarlos en 32 n/cm. El cemento utilizado fue cianoacrilato "la gotita".

Ilustración N° 45 Agente lubricante. Colocación del lubricante en el paso de rosca del tornillo.



Referencia: En la fotografía se observa el tornillo lubricado sin el pilar para la visualización de la misma sin interferencias.

Con un destornillador manual se lleva el tornillo de fijación, se introduce por el canal del pilar y se enrosca sobre el implante hasta lograr el asentamiento manual y hasta el máximo de ajuste manual alcanzado.

Luego con ayuda del torquímetro, se termina el ajuste hasta llegar a los 32 N/cm.

Tras una espera de diez minutos de asentamiento, se recalibra el torquímetro, disminuyendo 5 N/cm del ajuste inicial de 32 N/cm y se comienza a medir el aflojamiento.

Cuando se produce el inicio del movimiento de aflojamiento, se registra el mismo en una planilla de hoja de cálculos tipo Excel.

## 5. Procedimiento para arenados.

El primer paso del procedimiento es la protección de las zonas críticas del tornillo, estas son la rosca y la cabeza. Para realizar la protección se coloca cera de tipo pegajosa mediante técnica de goteo.

Ilustración N° 46 Protección de la rosca del tornillo con cera.



Luego se arena la base de la cabeza del tornillo y su tallo con óxido de aluminio de granulometría (malla 200 micrones).

Ilustración N° 47 Arenado con arenadora de punto.



Una vez arenada la superficie se limpia la cera con un chorro de vapor de agua “vapormatic” y se colocan en ultrasonido con agua destilada para eliminar partículas sueltas del arenado, se seca con chorro de aire.

Con un destornillador manual se lleva el tornillo de fijación, se introduce por el canal del pilar y se enrosca sobre el implante hasta lograr el asentamiento manual y hasta el máximo de ajuste manual alcanzado.

Luego con ayuda del torquímetro, se termina el ajuste hasta llegar a los 32 N/cm.

Tras una espera de diez minutos de asentamiento, se recalibra el torquímetro, disminuyendo 5 N/cm del ajuste inicial de 32 N/cm y se comienza a medir el aflojamiento.

Cuando se produce el inicio del movimiento de aflojamiento, se registra el mismo en una planilla de hoja de cálculos tipo Excel.

## **6. Procedimiento para cementados.**

En una loseta de vidrio gruesa se colocan partes iguales (relación de peso 1:1) pasta base y catalizadora de cemento de hidróxido de calcio sin eugenol marca Provicol, con una espátula para cementos de acero inoxidable y siguiendo las instrucciones del fabricante se procede al espatulado durante veinte segundos hasta conseguir la (consistencia homogénea), se coloca sobre la rosca del tornillo una capa lo más uniformemente posible de material.

Ilustración N° 48 Colocación del cemento sobre la rosca del tornillo.



Luego con la punta del destornillador montada sobre el torquímetro se lleva el tornillo de fijación, se introduce por el canal del pilar y se enrosca sobre el implante hasta lograr el asentamiento y el ajuste a los 20 N/cm.

Este procedimiento se debe realizar con la ayuda de un reloj con cronómetro, en los plazos de noventa a ciento veinte segundos. (Tiempo de trabajo del material).

A los diez minutos y verificando el fraguado inicial se eliminan los excedentes con un explorador delicado. (Tiempo de fraguado de doscientos cuarenta a tres cientos segundos).

Tras una espera de diez minutos de asentamiento, y fraguado del cemento se recalibra el torquímetro, disminuyendo 5 N/cm del ajuste inicial de 20 N/cm y se comienza a medir el aflojamiento. Se preparó una sola mezcla de cemento para cinco unidades de muestras con el objetivo de minimizar defectos de manipulación. En total se realizaron dos preparaciones de cemento.

Cuando se produce el inicio del movimiento de aflojamiento, se registra el mismo en una planilla de hoja de cálculos tipo Excel.

# **Resultados**

## Resultados

Tabla N° 4 Análisis del aflojamiento de tornillos de fijación de titanio ajustados a 20 N/cm.

Ajuste 20	1º Int.	2º Int.	3º Int.	4º Int.	5º Int.	6º Int.	7º Int.	8º Int.	9º Int.	10º Int.	M. Int.
<b>M1</b>	23	20	18	24	20	20	20	19	19	19	<b>20,20</b>
<b>M2</b>	24	20	24	22	19	21	24	23	23	21	<b>22,10</b>
<b>M3</b>	22	22	24	22	21	23	23	22	20	19	<b>21,80</b>
<b>M4</b>	20	18	22	22	21	19	21	20	19	19	<b>20,10</b>
<b>M5</b>	19	21	23	23	24	19	20	23	19	19	<b>21,00</b>
<b>M6</b>	19	21	18	19	18	20	19	20	18	18	<b>19,00</b>
<b>M7</b>	21	22	22	19	18	22	22	19	20	20	<b>20,50</b>
<b>M8</b>	20	22	22	19	20	21	21	19	18	18	<b>20,00</b>
<b>M9</b>	20	19	20	19	19	18	19	19	18	18	<b>18,90</b>
<b>M10</b>	20	19	20	19	20	18	19	18	18	18	<b>18,90</b>
<b>M. Grupos</b>	<b>20,80</b>	<b>20,40</b>	<b>21,30</b>	<b>20,80</b>	<b>20,00</b>	<b>20,10</b>	<b>20,80</b>	<b>20,20</b>	<b>19,20</b>	<b>18,90</b>	<b>20,25</b>

Referencia: Ajuste 20 son los N/cm aplicados de torque a todas las muestras. M1 es igual a la muestra N°.

Int. Es el intento o momento de desajuste realizado. M. Int. Es la media de intentos. M. Grupos es la media del grupo de muestras.

En la tabla N°4 se observan los valores de aflojamiento de los diez tornillos de fijación ajustados a 20 N/cm y aflojados en diez intentos.

De los diez grupos observados siete superan los valores de torque inicial aplicado una lo mantiene y dos disminuyen. “70% - 10% - 20%”

El comportamiento de las muestras observadas en los grupos nos demuestra que los mejores valores de aflojamiento se visualizan en el 3º grupo. Siendo la más baja la 10º.

El grupo 5º se mantiene constante sin modificar los valores de torque iniciales.

En los grupos 9º y 10º caen los valores de torque inicial a sus niveles más bajos.

De las diez muestras observadas seis superan los valores de torque inicial aplicado, una lo mantiene igual y tres disminuyen. “60% - 10% - 30%”

El comportamiento individual de cada muestra en los sucesivos ajustes y aflojamientos establece una medida máxima en la muestra nº 2, y una mínima en la muestra nº 9 y 10 respectivamente.

La media de las medias 20,25 N/cm referencia un valor aceptable, mostrando que cuando se ajustan los tornillos a 20 N/cm se aflojan con una medida mayor.

Tabla N° 5 Resumen de estadística descriptiva del análisis del aflojamiento de tornillos de fijación de titanio ajustados a 20 N/cm por intento de desajuste.

Descriptiva	I-1	I-2	I-3	I-4	I-5	I-6	I-7	I-8	I-9	I-10
Media	20,80	20,40	21,30	20,80	20,00	20,10	20,80	20,20	19,20	18,90
Mediana	20,00	20,50	22,00	20,50	20,00	20,00	20,50	19,50	19,00	19,00
Moda	20,00	22,00	22,00	19,00	20,00	20,00	19,00	19,00	18,00	19,00
D.E.	1,69	1,43	2,21	1,99	1,76	1,66	1,75	1,81	1,55	0,99
Máxima	24,00	22,00	24,00	24,00	24,00	23,00	24,00	23,00	23,00	21,00
Mínima	19,00	18,00	18,00	19,00	18,00	18,00	19,00	18,00	18,00	18,00
Rango	5,00	4,00	6,00	5,00	6,00	5,00	5,00	5,00	5,00	3,00
Varianza	2,84	2,04	4,90	3,96	3,11	2,77	3,07	3,29	2,40	0,99
Error Est	0,41	0,27	0,34	0,32	0,30	0,29	0,31	0,31	0,29	0,24
Nº	10	10	10	10	10	10	10	10	10	10

Referencia: I es la estadística descriptiva del grupo de muestras en los diferentes intentos de desajuste. Medidas de tendencia central utilizadas: media, mediana y moda. Medidas de dispersión: Varianza y desvío estándar. Medidas de disposición: Mínima, máxima y rango.

En la tabla N°5 se observan los valores de la estadística descriptiva de las muestras agrupadas por intentos de desajuste.

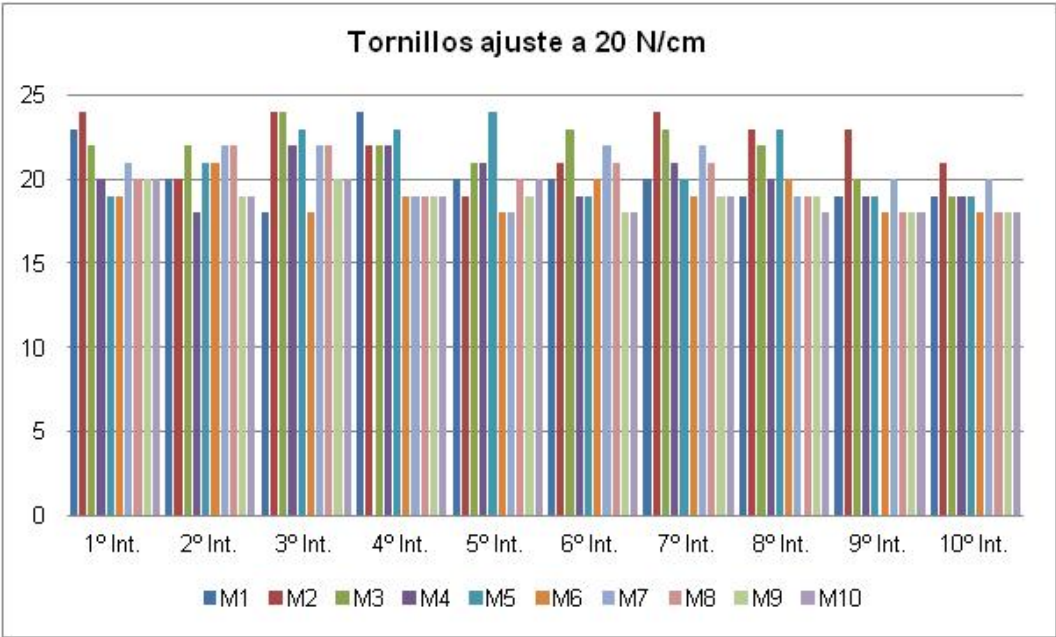
Las medidas de tendencia central demuestran una buena homogeneidad en los valores ya que se repiten media, mediana y moda en la mayoría de los casos.

La dispersión marca que ningún valor supera una máxima de 24 N/cm ni disminuye de una mínima de 18 N/cm por lo cual es positiva. El rango es amplio observándose entre 5 y 6 N/cm entre las máximas y mínimas.

La desviación estándar baja acepta la calidad de producción de los componentes ya que la misma es baja.

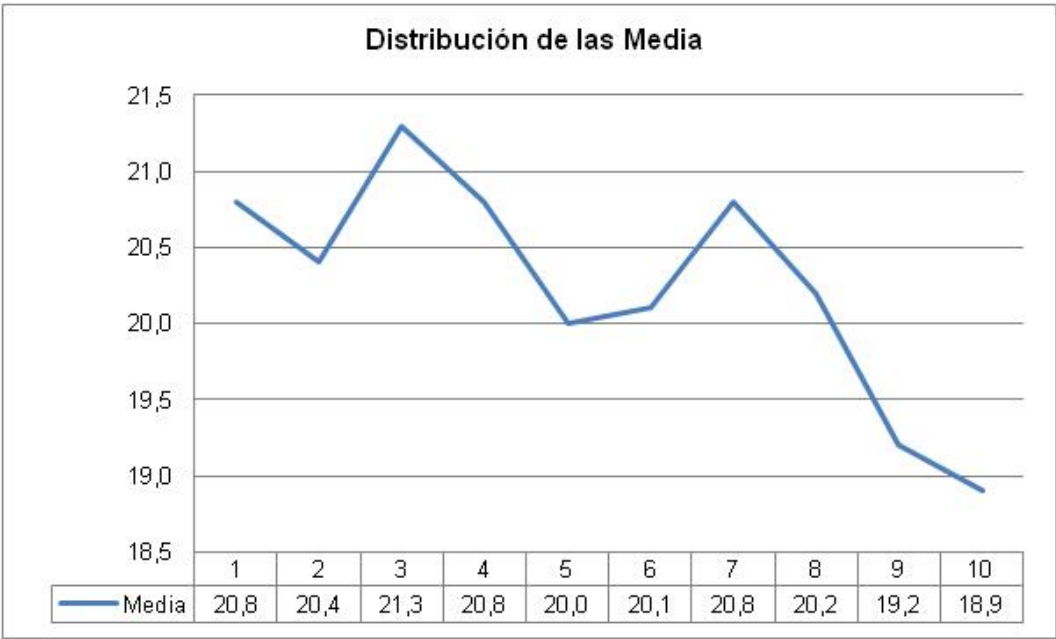


Gráfico N° 1 Representación gráfica del aflojamiento de tornillos de fijación de titanio ajustados a 20 N/cm.



Referencia: En el eje vertical se observan los valores de desajuste expresados en N/cm en rango de 5, en el eje horizontal se observan los intentos de desajuste. M es igual a muestra N°.

Gráfico N° 2 Representación gráfica de la distribución de las medias de tornillos de fijación de titanio ajustados a 20 N/cm.



Referencia: En el eje vertical se observan los valores medios de desajuste expresados en N/cm en intervalo de 0,5 en el eje horizontal se observan los intentos de desajuste con sus valores medios.

Tabla Nº 6 Distribución de los datos para las muestras ajustadas a 20 N/cm.

Factor	<i>Sesgo Estandarizado</i>	<i>Curtosis Estandarizada</i>
M1	1,66138	0,623175
M10	0,288473	-1,11912
M2	-0,613245	-0,681361
M3	-0,790014	0,168076
M4	0,133791	-0,754636
M5	0,372008	-1,26788
M6	0,918559	-0,290474
M7	-0,469426	-0,9104
M8	0,0	-0,861047
M9	0,214241	-0,473552
Total	2,3855	-1,4477

Tabla Nº 7 ANOVA para muestras ajustadas a 20 N/cm por factor.

<i>Fuente</i>	<i>Suma de Cuadrados</i>	<i>Gl</i>	<i>Cuadrado Medio</i>	<i>Razón-F</i>	<i>Valor-P</i>
Entre grupos	117,45	9	13,05	5,95	0,0000
Intra grupos	197,3	90	2,19222		
Total (Corr.)	314,75	99			

Luego del análisis estadístico se establece que hay diferencias altamente significativas en los valores de aflojamiento ajustados a 20 N/cm.

La tabla ANOVA descompone la varianza de las muestras ajustadas a 20 N/cm en dos componentes: un componente entre-grupos y un componente dentro-de-grupos. La razón-F, que en este caso es igual a 5,95286, es el cociente entre el estimado entre-grupos y el estimado dentro-de-grupos. Puesto que el valor-P de la prueba-F es menor que 0,05, existe una diferencia estadísticamente significativa entre la media de muestras ajustadas a 20 N/cm entre un nivel de factor y otro, con un nivel del 95,0% de confianza. Para determinar cuáles medias son significativamente diferentes de otras, seleccione Pruebas de Múltiples Rangos, de la lista de Opciones Tabulares.

Tabla Nº 8 Pruebas de Múltiple Rangos para muestras ajustadas a 20 N/cm por factor. Método: 95,0 porcentaje Tukey HSD

<i>Factor</i>	<i>Casos</i>	<i>Media</i>	<i>Grupos Homogéneos</i>
M10	10	18,9	X
M9	10	18,9	X
M6	10	19,0	X
M8	10	20,0	XX
M4	10	20,1	XX
M1	10	20,2	XX
M7	10	20,5	XX
M5	10	21,0	XX
M3	10	21,8	X
M2	10	22,1	X

Tabla Nº 9 Análisis de Tukey para muestras ajustadas a 20 N/cm.

<i>Contraste</i>	<i>Sig.</i>	<i>Diferencia</i>	<i>+/- Límites</i>
M1 - M10		1,3	2,14821
M1 - M2		-1,9	2,14821
M1 - M3		-1,6	2,14821
M1 - M4		0,1	2,14821
M1 - M5		-0,8	2,14821
M1 - M6		1,2	2,14821
M1 - M7		-0,3	2,14821
M1 - M8		0,2	2,14821
M1 - M9		1,3	2,14821
M10 - M2	*	-3,2	2,14821
M10 - M3	*	-2,9	2,14821
M10 - M4		-1,2	2,14821
M10 - M5		-2,1	2,14821
M10 - M6		-0,1	2,14821
M10 - M7		-1,6	2,14821
M10 - M8		-1,1	2,14821
M10 - M9		0,0	2,14821
M2 - M3		0,3	2,14821
M2 - M4		2,0	2,14821
M2 - M5		1,1	2,14821
M2 - M6	*	3,1	2,14821

M2 - M7		1,6	2,14821
M2 - M8		2,1	2,14821
M2 - M9	*	3,2	2,14821
M3 - M4		1,7	2,14821
M3 - M5		0,8	2,14821
M3 - M6	*	2,8	2,14821
M3 - M7		1,3	2,14821
M3 - M8		1,8	2,14821
M3 - M9	*	2,9	2,14821
M4 - M5		-0,9	2,14821
M4 - M6		1,1	2,14821
M4 - M7		-0,4	2,14821
M4 - M8		0,1	2,14821
M4 - M9		1,2	2,14821
M5 - M6		2,0	2,14821
M5 - M7		0,5	2,14821
M5 - M8		1,0	2,14821
M5 - M9		2,1	2,14821
M6 - M7		-1,5	2,14821
M6 - M8		-1,0	2,14821
M6 - M9		0,1	2,14821
M7 - M8		0,5	2,14821
M7 - M9		1,6	2,14821
M8 - M9		1,1	2,14821

Referencia: \* indica una diferencia significativa.

El análisis de Tukey HSD muestra una diferencia significativa entre las muestras 10 con las muestras 2 y 3. La muestra 2 con las muestras 6 y 9. La muestra 3 con las muestras 6 y 9. Sobre el resto de las muestras no se observan diferencias significativas.

Esta tabla aplica un procedimiento de comparación múltiple para determinar cuáles medias son significativamente diferentes de otras. La mitad inferior de la salida muestra las diferencias estimadas entre cada par de medias. El asterisco que se encuentra al lado de los 6 pares indica que estos pares muestran diferencias estadísticamente significativas con un nivel del 95,0% de confianza. En la parte superior de la página, se han identificado 2 grupos homogéneos según la alineación de las X's en columnas. No existen

diferencias estadísticamente significativas entre aquellos niveles que compartan una misma columna de X's. El método empleado actualmente para discriminar entre las medias es el procedimiento de diferencia honestamente significativa (HSD) de Tukey. Con este método hay un riesgo del 5,0% al decir que uno o más pares son significativamente diferentes, cuando la diferencia real es igual a 0.

Tabla N° 10 Análisis del aflojamiento de tornillos de fijación de titanio ajustados a 32 N/cm.

Ajuste 32	1º Int.	2º Int.	3º Int.	4º Int.	5º Int.	6º Int.	7º Int.	8º Int.	9º Int.	10º Int.	M. Int.
<b>M1</b>	31	30	30	31	31	35	30	32	32	34	<b>31,60</b>
<b>M2</b>	33	31	32	30	32	37	39	34	38	35	<b>34,10</b>
<b>M3</b>	34	35	30	31	32	38	37	33	38	34	<b>34,20</b>
<b>M4</b>	30	30	30	31	31	33	32	36	36	31	<b>32,00</b>
<b>M5</b>	31	30	31	31	32	35	39	38	35	38	<b>34,00</b>
<b>M6</b>	31	36	35	34	35	37	36	35	35	35	<b>34,90</b>
<b>M7</b>	34	39	36	36	39	38	34	36	38	38	<b>36,80</b>
<b>M8</b>	33	30	37	37	38	37	37	36	37	36	<b>35,80</b>
<b>M9</b>	30	32	35	30	31	32	32	32	30	31	<b>31,50</b>
<b>M10</b>	31	36	33	35	30	33	34	33	34	35	<b>33,40</b>
<b>M. Grupos</b>	<b>31,80</b>	<b>32,90</b>	<b>32,90</b>	<b>32,60</b>	<b>33,10</b>	<b>35,50</b>	<b>35,00</b>	<b>34,50</b>	<b>35,30</b>	<b>34,70</b>	<b>33,83</b>

Referencia: Ajuste 32 son los N/cm aplicados de torque a todas las muestras. M1 es igual a la muestra N°1.

Int es el intento o momento de desajuste realizado. M. Int. Es la media de intentos. M. Grupos es la media del grupo de muestras.

En la tabla N°10 se observan los valores de aflojamiento de los diez tornillos de fijación ajustados a 32 N/cm y aflojados en diez intentos.

De los diez grupos observados nueve superan los valores de torque inicial aplicado y uno disminuye. Siendo comportamiento del conjunto de las muy positivo.

El grupo 6º alcanzan los mejores valores de desajuste.

El grupo 1º se manifiestan los peores valores de desajuste.

De las diez muestras observadas siete superan los valores de torque inicial aplicado uno lo mantiene igual y dos disminuyen.

El comportamiento individual de cada muestra en los sucesivos ajustes y aflojamientos establece una medida máxima en la muestra nº 7, y una mínima en la nº 9. Sólo la muestra nº 4 mantiene los valores constantes.

La media de las medias 33,83 N/cm referencia un valor aceptable mostrando que cuando se ajustan los tornillos a 32 N/cm se aflojan incrementando el valor.

Tabla N° 11 Resumen de estadística descriptiva de resultados de aflojamiento de tornillos de fijación de titanio ajustados a 32 N/cm.

Descriptiva	I-1	I-2	I-3	I-4	I-5	I-6	I-7	I-8	I-9	I-10
Media	31,80	32,90	32,90	32,60	33,10	35,50	35,00	34,50	35,30	34,70
Mediana	31,00	31,50	32,50	31,00	32,00	36,00	35,00	34,50	35,50	35,00
Moda	31,00	30,00	30,00	31,00	31,00	37,00	39,00	36,00	38,00	35,00
D.E.	1,55	3,31	2,69	2,63	3,14	2,22	3,09	2,01	2,71	2,41
Máxima	34,00	39,00	37,00	37,00	39,00	38,00	39,00	38,00	38,00	38,00
Mínima	30,00	30,00	30,00	30,00	30,00	32,00	30,00	32,00	30,00	31,00
Rango	4,00	9,00	7,00	7,00	9,00	6,00	9,00	6,00	8,00	7,00
Varianza	2,40	10,99	7,21	6,93	9,88	4,94	9,56	4,06	7,34	5,79

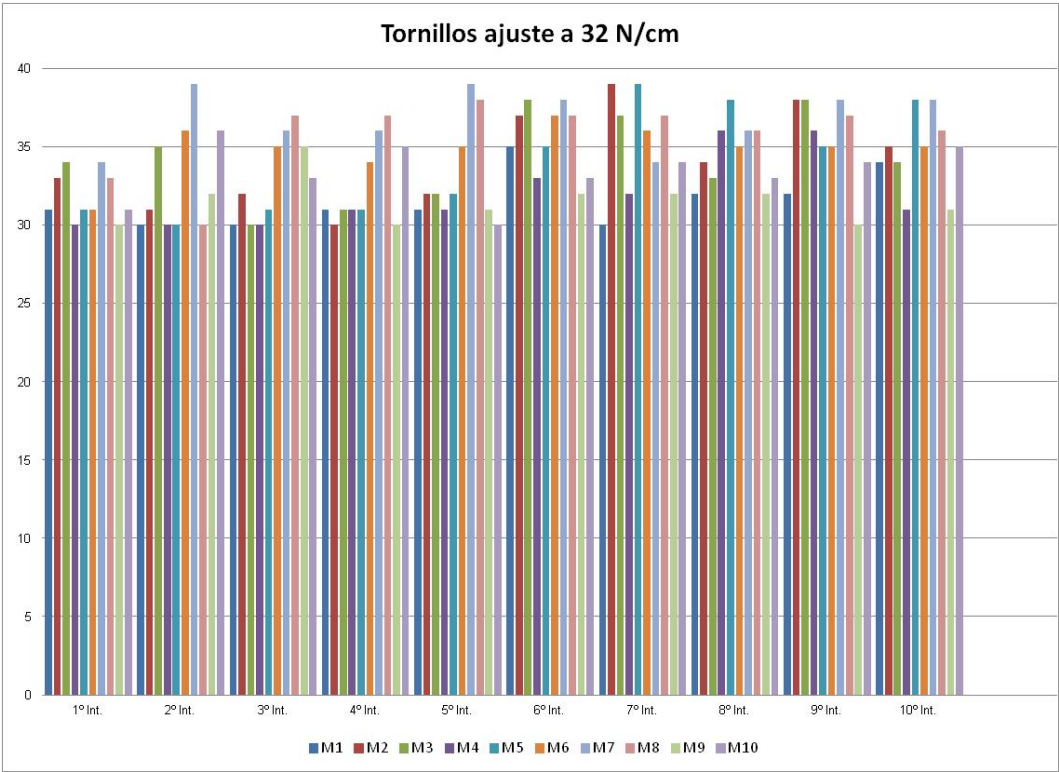
Referencia: I es la estadística descriptiva del grupo de muestras en los diferentes intentos de desajuste. Medidas de tendencia central utilizadas: media, mediana y moda. Medidas de dispersión: Varianza y desvío estándar. Medidas de disposición: Mínima, máxima y rango.

En la tabla N°11 se observan los valores de la estadística descriptiva de las muestras agrupadas por intentos de desajuste.

Las medidas de tendencia central demuestran una pequeña diferencia no manteniendo la media, mediana y moda en la mayoría de los casos. Solo las muestras 7 y 8 comparten media y mediana. La 1, 4 y 10 comparten mediana y moda.

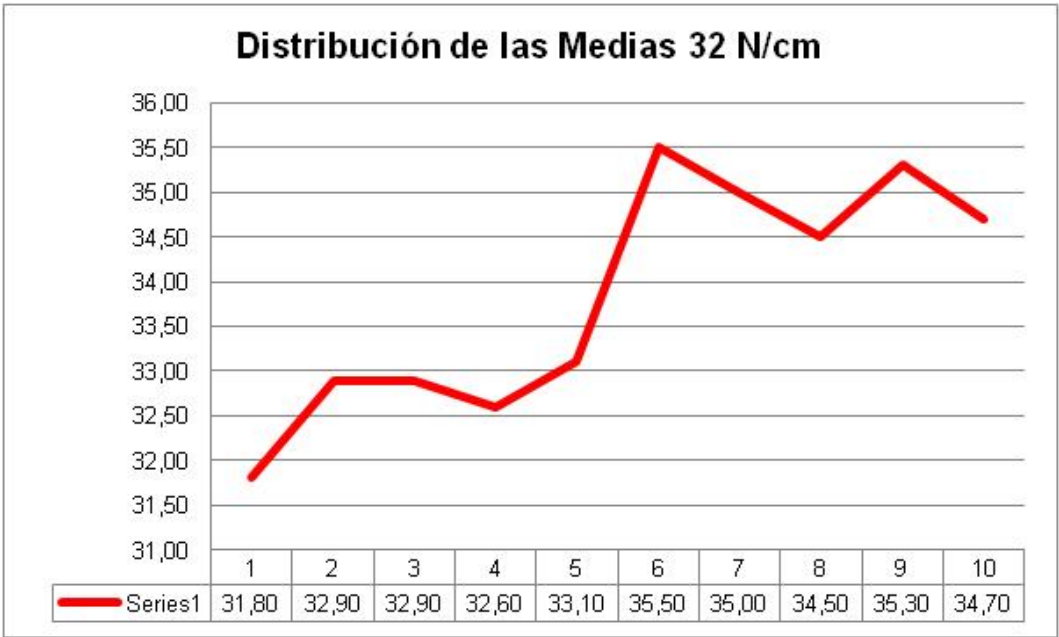
La dispersión ningún valor supera una máxima de 39 los que se encuentran en los 2º, 5º y 7º intento, ni disminuye de una mínima de 30 en la mayor parte de los casos. El rango es amplio observándose entre 9 y 4 N/cm entre las máximas y mínimas.

Gráfico N° 3 Representación gráfica de los resultados del aflojamiento de tornillos de fijación de titanio ajustados a 32 N/cm.



Referencia: En el eje vertical se observan los valores de desajuste expresados en N/cm en intervalo de 5, en el eje horizontal se observan los intentos de desajuste. M es igual a muestra N°.

Gráfico N° 4 Representación gráfica de las distribuciones medias de aflojamientos de los tornillos de fijación de titanio ajustados a 32 N/cm.



Referencia: En el eje vertical se observan los valores medios de desajuste expresados en N/cm en intervalo de 0,5 en el eje horizontal se observan los intentos de desajuste con sus valores medios.

Prácticamente la totalidad de las muestras presenta valores de contra torque iguales o mayores al torque inicial aplicado. En el sexto intento de desajuste se observan los mayores valores alcanzados. Luego del primer intento de desajuste todos los valores son superiores. Tendencia positiva.

Estos resultados confrontan la teoría de utilizar tornillos nuevos para la instalación de prótesis definitivas, por el contrario sería conveniente antes de su instalación final, realizar un ajuste a 32 N/cm por cinco veces para lograr los mejores resultados clínicos.

Tabla Nº 12 Resumen Estadístico para muestras ajustadas a 32 N/cm.

<i>Factor</i>	<i>Recuento</i>	<i>Promedio</i>	<i>Desviación Estándar</i>	<i>Coeficiente de Variación</i>	<i>Mínimo</i>	<i>Máximo</i>	<i>Rango</i>
M1	10	31,6	1,7127	5,41993%	30,0	35,0	5,0
M10	10	33,4	1,83787	5,50261%	30,0	36,0	6,0
M2	10	34,1	3,07137	9,00696%	30,0	39,0	9,0
M3	10	34,2	2,82056	8,24725%	30,0	38,0	8,0
M4	10	32,0	2,3094	7,21688%	30,0	36,0	6,0
M5	10	34,0	3,43188	10,0938%	30,0	39,0	9,0
M6	10	34,9	1,59513	4,57058%	31,0	37,0	6,0
M7	10	36,8	1,8738	5,09184%	34,0	39,0	5,0
M8	10	35,8	2,4404	6,81676%	30,0	38,0	8,0
M9	10	31,5	1,50923	4,79121%	30,0	35,0	5,0
Total	100	33,83	2,79991	8,27641%	30,0	39,0	9,0

Tabla Nº 13 Distribución de los datos para las muestras ajustadas a 32 N/cm.

<i>Factor</i>	<i>Sesgo Estandarizado</i>	<i>Curtosis Estandarizada</i>
M1	1,43903	0,259352
M10	-0,783312	-0,010956
M2	0,516874	-0,751595
M3	0,10356	-0,752161
M4	1,48489	-0,00756442
M5	0,452478	-1,12117
M6	-2,12583	2,7344
M7	-0,51673	-0,775603
M8	-2,43976	2,07233
M9	1,72123	1,69638
Total	0,738649	-2,48743



Tabla Nº 14 ANOVA para muestras ajustadas a 32 N/cm por factor.

<i>Fuente</i>	<i>Suma de Cuadrados</i>	<i>Gl</i>	<i>Cuadrado Medio</i>	<i>Razón-F</i>	<i>Valor-P</i>
Entre grupos	280,21	9	31,1344	5,65	0,0000
Intra grupos	495,9	90	5,51		
Total (Corr.)	776,11	99			

Hay diferencias altamente significativas.

Tabla Nº 15 Pruebas de Múltiple Rangos para muestras ajustadas a 32 N/cm por factor. Método: 95,0 porcentaje Tukey HSD.

<i>Factor</i>	<i>Casos</i>	<i>Media</i>	<i>Grupos Homogéneos</i>
M9	10	31,5	X
M1	10	31,6	X
M4	10	32,0	X
M10	10	33,4	XX
M5	10	34,0	XX
M2	10	34,1	XX
M3	10	34,2	XX
M6	10	34,9	XX
M8	10	35,8	X
M7	10	36,8	X

Tabla Nº 16 Análisis de Tukey para muestras ajustadas a 32 N/cm.

<i>Contraste</i>	<i>Sig.</i>	<i>Diferencia</i>	<i>+/- Límites</i>
M1 - M10		-1,8	3,40573
M1 - M2		-2,5	3,40573
M1 - M3		-2,6	3,40573
M1 - M4		-0,4	3,40573
M1 - M5		-2,4	3,40573
M1 - M6		-3,3	3,40573
M1 - M7	*	-5,2	3,40573
M1 - M8	*	-4,2	3,40573
M1 - M9		0,1	3,40573
M10 - M2		-0,7	3,40573
M10 - M3		-0,8	3,40573
M10 - M4		1,4	3,40573
M10 - M5		-0,6	3,40573

M10 - M6		-1,5	3,40573
M10 - M7		-3,4	3,40573
M10 - M8		-2,4	3,40573
M10 - M9		1,9	3,40573
M2 - M3		-0,1	3,40573
M2 - M4		2,1	3,40573
M2 - M5		0,1	3,40573
M2 - M6		-0,8	3,40573
M2 - M7		-2,7	3,40573
M2 - M8		-1,7	3,40573
M2 - M9		2,6	3,40573
M3 - M4		2,2	3,40573
M3 - M5		0,2	3,40573
M3 - M6		-0,7	3,40573
M3 - M7		-2,6	3,40573
M3 - M8		-1,6	3,40573
M3 - M9		2,7	3,40573
M4 - M5		-2,0	3,40573
M4 - M6		-2,9	3,40573
M4 - M7	*	-4,8	3,40573
M4 - M8	*	-3,8	3,40573
M4 - M9		0,5	3,40573
M5 - M6		-0,9	3,40573
M5 - M7		-2,8	3,40573
M5 - M8		-1,8	3,40573
M5 - M9		2,5	3,40573
M6 - M7		-1,9	3,40573
M6 - M8		-0,9	3,40573
M6 - M9		3,4	3,40573
M7 - M8		1,0	3,40573
M7 - M9	*	5,3	3,40573
M8 - M9	*	4,3	3,40573

Referencia: \* indica una diferencia significativa.

Tabla N° 17 Análisis comparativo de las medias de tornillos de fijación de titanio ajustados a 20 N/cm – 32 N/cm.

	I-1	I-2	I-3	I-4	I-5	I-6	I-7	I-8	I-9	I-10	Media <sup>2</sup>
Media 20 N/Cm	21	20	21	21	20	20	21	20	19	19	20
Dif. A 20	1	0	1	1	0	0	1	0	-1	-1	0
Media 32 N/Cm	32	33	33	33	33	36	35	35	35	35	34
Dif. A 32	0	1	1	1	1	4	3	3	3	3	2

Referencia: I expresa los valores medios de los grupos de muestras en sus diferentes intentos de aflojamiento. Media 20 N/cm es el torque inicial aplicado. Dif. A 20 expresa la diferencia obtenida de las mediciones medias con el torque inicial aplicado. Media es el promedio de las diferencias encontradas. De igual manera se informan a 32 N/cm.

En la tabla N°17 Al realizar el análisis comparativo de las medias y diferencias entre los ajustes de 20 N/cm y 32 N/cm en los distintos grupos observamos que solo en dos casos 9° y 10° intentos a 20 N/cm los valores disminuyen por debajo del valor de torque inicial aplicado en -1 N/cm, cuatro grupos se mantienen con los valores iguales 20 N/cm y cuatro superan los valores de torque inicial por 1 N/cm. La media de las diferencias marca que no se observa diferencias siendo el valor 0.

Por el contrario en los grupos a 32 N/cm ningún valor cae por debajo del ajuste inicial aplicado encontrándose solo en el 1° igualdad al ajuste.

Cuatro grupos 2°, 3°, 4° y 5, representan un aumento de 1 N/cm.

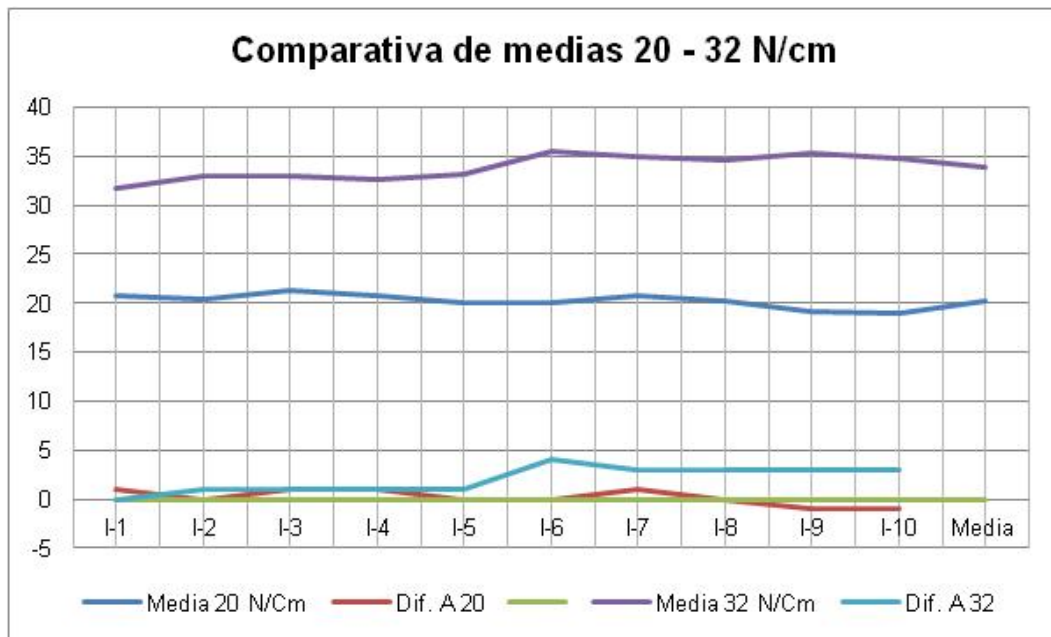
El grupo 6° marca la mayor diferencia por 4 N/cm seguidos por 7°, 8°, 9° y 10 con 3 N/cm. La media de las diferencias muestra que se observa diferencias siendo el valor medio 2.

Nota: los valores expresados con símbolo positivo demuestran aumento del torque de aflojamiento, por el contrario los valores negativos demuestran una disminución del torque de aflojamiento aplicado. Los valores de “0” marcan la igualdad entre el torque inicial aplicado y el torque de aflojamiento obtenido.

---

<sup>2</sup> La media de las medias de muestras coincide con la media de la población.

Gráfico N° 5 Representación gráfica de los resultados comparativa a 20 – 32 N/cm.



Referencia: En el eje vertical se observan los valores medios de desajuste expresados en N/cm en intervalo de 5 en el eje horizontal se observan los intentos de desajuste con sus valores medios.

Puede observarse que el comportamiento de los tornillos es muy similar en ambas medidas medias de desajuste.

Tabla N° 18 Análisis del aflojamiento de tornillos de fijación de titanio en frío ajustados a 32 N/cm.

Ajuste 32 en Frio	1º Int.	2º Int.	3º Int.	4º Int.	5º Int.	6º Int.	7º Int.	8º Int.	9º Int.	10º Int.	M. Int.
<b>M1</b>	29	31	32	29	29	33	32	32	30	33	<b>31,00</b>
<b>M2</b>	28	31	33	31	32	31	30	33	30	33	<b>31,20</b>
<b>M3</b>	28	33	32	31	29	33	32	31	30	34	<b>31,30</b>
<b>M4</b>	29	32	32	29	32	30	32	33	30	31	<b>31,00</b>
<b>M5</b>	29	32	32	30	33	31	30	33	30	32	<b>31,20</b>
<b>M6</b>	32	34	33	33	35	34	32	35	31	32	<b>33,10</b>
<b>M7</b>	31	34	32	33	32	31	30	34	30	30	<b>31,70</b>
<b>M8</b>	33	35	32	35	32	32	31	34	30	32	<b>32,60</b>
<b>M9</b>	31	31	32	31	31	33	30	33	32	30	<b>31,40</b>
<b>M10</b>	32	33	32	33	32	33	31	33	30	35	<b>32,40</b>
<b>M. Grupos</b>	<b>30,20</b>	<b>32,60</b>	<b>32,20</b>	<b>31,50</b>	<b>31,70</b>	<b>32,10</b>	<b>31,00</b>	<b>33,10</b>	<b>30,30</b>	<b>32,20</b>	<b>31,69</b>

Referencia: Ajuste 32 son los N/cm aplicados de torque a todas las muestras a una temperatura de 4°C. M es igual a la muestra N°1. Int. Es el intento o momento de desajuste realizado. M. Int. Es la media de intentos. M. Grupos es la media del grupo de muestras.

En la tabla N°18 se observan los valores de aflojamiento de los diez tornillos de fijación fríos ajustados a 32 N/cm y aflojados en diez intentos.

De los diez grupos observados cinco superan los valores de torque inicial aplicado y cinco disminuyen. “50% - 50%”

El comportamiento de las muestras observadas en los grupos nos demuestra que los mejores valores de aflojamiento se encuentran el 8º grupo. Siendo la más baja el 1º.

De las diez muestras observadas sólo tres superan el valor de torque inicial aplicado y siete disminuyen. “30% - 70%”

La muestra 6 obtiene en promedio el mejor valor de desajuste.

Las muestras 1 y 4 alcanzan los valores más bajos.

Con excepción de las muestras 6, 8 y 10 todas muestran valores inferiores al ajuste inicial.

La media de las medias 31,69 N/cm referencia un valor no aceptable, mostrando que cuando se ajustan los tornillos de fijación a 32 N/cm enfriados estos se comportan negativamente, aflojándose a menor torque al inicial aplicado.

Tabla N° 19 Resumen de estadística descriptiva del aflojamiento de tornillos de fijación de titanio en frío ajustados a 32 N/cm.

Descriptiva	I-1	I-2	I-3	I-4	I-5	I-6	I-7	I-8	I-9	I-10
Media	30,20	32,60	32,20	31,50	31,70	32,10	31,00	33,10	30,30	32,20
Mediana	30,00	32,50	32,00	31,00	32,00	32,50	31,00	33,00	30,00	32,00
Moda	29,00	31,00	32,00	31,00	32,00	33,00	32,00	33,00	30,00	32,00
D.E.	1,81	1,43	0,42	1,96	1,77	1,29	0,94	1,10	0,67	1,62
Máxima	33,00	35,00	33,00	35,00	35,00	34,00	32,00	35,00	32,00	35,00
Mínima	28,00	31,00	32,00	29,00	29,00	30,00	30,00	31,00	30,00	30,00
Rango	5,00	4,00	1,00	6,00	6,00	4,00	2,00	4,00	2,00	5,00
Varianza	3,29	2,04	0,18	3,83	3,12	1,66	0,89	1,21	0,46	2,62
Error Est	0,57	0,45	0,13	0,62	0,56	0,41	0,30	0,35	0,21	0,51
Nº	10	10	10	10	10	10	10	10	10	10

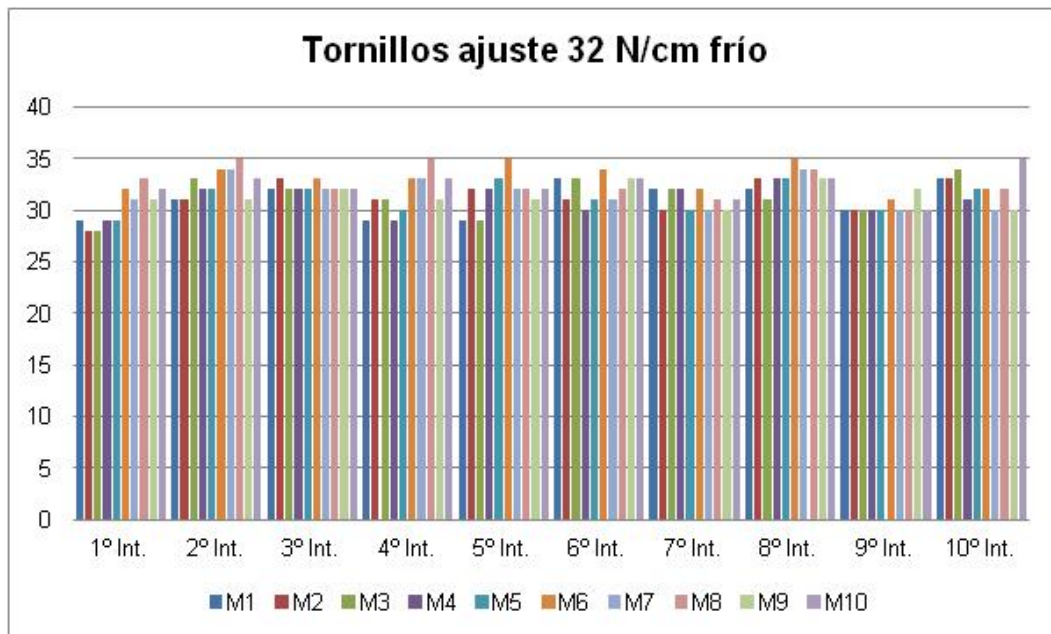
Referencia: I es la estadística descriptiva del grupo de muestras en los diferentes intentos de desajuste. Medidas de tendencia central utilizadas: media, mediana y moda. Medidas de dispersión: Varianza y desvío estándar. Medidas de disposición: Mínima, máxima y rango.

En la tabla N°19 se observan los valores de la estadística descriptiva de las muestras agrupadas por intentos de desajuste.

Las medidas de tendencia central demuestran una pequeña diferencia no manteniendo la media, mediana y moda en la mayoría de los casos. Solo las muestras 7 comparten media y mediana. La 3, 4, 5, 8, 9 y 10 comparten mediana y moda.

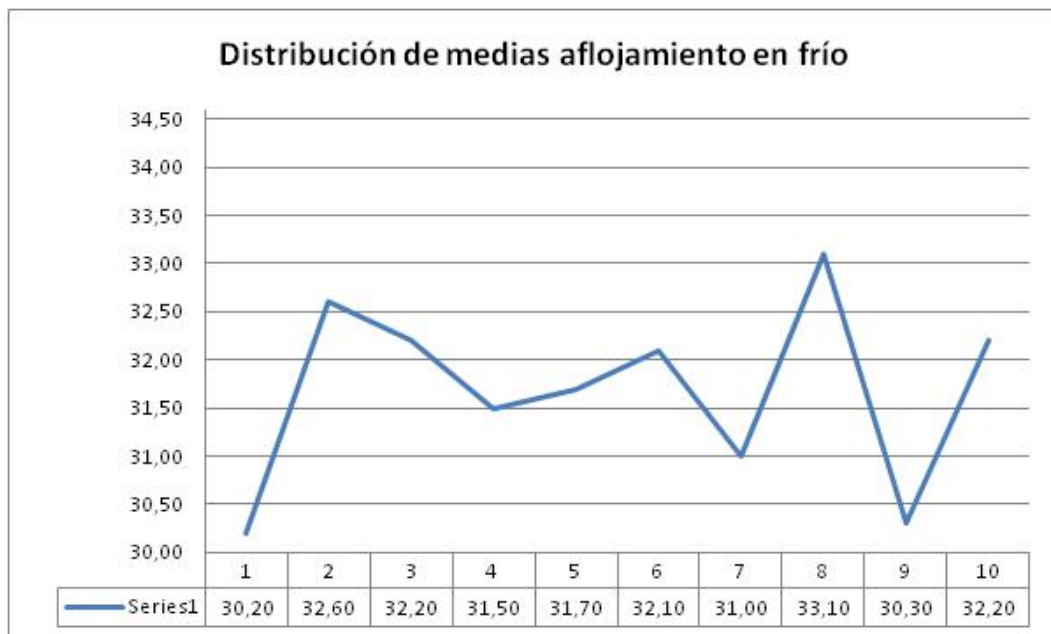
La dispersión ningún valor supera una máxima de 35 los que se encuentran en los 2º, 4º, 5º, 8º y 10º intento, ni disminuye de una mínima de 28. El rango es amplio observándose entre 6 y 1 N/cm entre las máximas y mínimas.

Gráfico N° 6 Representación gráfica del aflojamiento de tornillos de fijación de titanio en frío ajustados a 32 N/cm.



Referencia: En el eje vertical se observan los valores de desajuste expresados en N/cm en intervalo de 5, en el eje horizontal se observan los intentos de desajuste. M es igual a muestra N°.

Gráfico N° 7 Representación gráfica de las medias de aflojamiento de tornillos de fijación de titanio en frío ajustados a 32 N/cm.



Referencia: En el eje vertical se observan los valores medios de desajuste expresados en N/cm en intervalo de 0,5 en el eje horizontal se observan los intentos de desajuste con sus valores medios.

Tabla N° 20 Resumen Estadístico para muestras ajustadas en frío a 32 N/cm.

<i>Factor</i>	<i>Recuento</i>	<i>Promedio</i>	<i>Desviación Estándar</i>	<i>Coefficiente de Variación</i>	<i>Mínimo</i>	<i>Máximo</i>	<i>Rango</i>
M1	10	31,0	1,63299	5,26772%	29,0	33,0	4,0
M10	10	32,4	1,3499	4,16635%	30,0	35,0	5,0
M2	10	31,2	1,61933	5,19015%	28,0	33,0	5,0
M3	10	31,3	1,88856	6,03374%	28,0	34,0	6,0
M4	10	31,0	1,41421	4,56198%	29,0	33,0	4,0
M5	10	31,2	1,39841	4,48209%	29,0	33,0	4,0
M6	10	33,1	1,37032	4,13994%	31,0	35,0	4,0
M7	10	31,7	1,56702	4,94328%	30,0	34,0	4,0
M8	10	32,6	1,64655	5,05075%	30,0	35,0	5,0
M9	10	31,4	1,07497	3,42346%	30,0	33,0	3,0
Total	100	31,69	1,60614	5,0683%	28,0	35,0	7,0

Tabla N° 21 Distribución de los datos para las muestras ajustadas a 32 N/cm en frío.

<i>Factor</i>	<i>Sesgo Estandarizado</i>	<i>Curtosis Estandarizada</i>
M1	-0,247053	-1,13682
M10	0,122461	0,733775
M2	-0,770216	0,0861277
M3	-0,536647	-0,367035
M4	-0,380363	-0,899085
M5	-0,173097	-0,890047
M6	0,133791	-0,754636
M7	0,520034	-0,829568
M8	0,318124	-0,443567
M9	0,415717	-0,569346
Total	-0,187964	-0,711398

Tabla N° 22 ANOVA para muestras en frío ajustadas a 32 N/cm por factor.

<i>Fuente</i>	<i>Suma de Cuadrados</i>	<i>Gl</i>	<i>Cuadrado Medio</i>	<i>Razón-F</i>	<i>Valor-P</i>
Entre grupos	49,89	9	5,54333	2,43	0,0161
Intra grupos	205,5	90	2,28333		
Total (Corr.)	255,39	99			

Hay diferencias significativas.

Tabla N° 23 Pruebas de Múltiple Rangos para muestras frías ajustadas a 32N/cm por factor. Método: 95,0 porcentaje LSD.

<i>FACTOR</i>	<i>Casos</i>	<i>Media</i>	<i>Grupos Homogéneos</i>
M4	10	31,0	X
M1	10	31,0	X
M5	10	31,2	XX
M2	10	31,2	XX
M3	10	31,3	XXX
M9	10	31,4	XXX
M7	10	31,7	XXX
M10	10	32,4	XXX
M8	10	32,6	XX
M6	10	33,1	X



Tabla Nº 24 Análisis de Tukey para muestras frías ajustadas a 32 N/cm.

<i>Contraste</i>	<i>Sig.</i>	<i>Diferencia</i>	<i>+/- Límites</i>
M1 - M10	*	-1,4	1,34254
M1 - M2		-0,2	1,34254
M1 - M3		-0,3	1,34254
M1 - M4		0,0	1,34254
M1 - M5		-0,2	1,34254
M1 - M6	*	-2,1	1,34254
M1 - M7		-0,7	1,34254
M1 - M8	*	-1,6	1,34254
M1 - M9		-0,4	1,34254
M10 - M2		1,2	1,34254
M10 - M3		1,1	1,34254
M10 - M4	*	1,4	1,34254
M10 - M5		1,2	1,34254
M10 - M6		-0,7	1,34254
M10 - M7		0,7	1,34254
M10 - M8		-0,2	1,34254
M10 - M9		1,0	1,34254
M2 - M3		-0,1	1,34254
M2 - M4		0,2	1,34254
M2 - M5		0,0	1,34254
M2 - M6	*	-1,9	1,34254
M2 - M7		-0,5	1,34254
M2 - M8	*	-1,4	1,34254
M2 - M9		-0,2	1,34254
M3 - M4		0,3	1,34254
M3 - M5		0,1	1,34254
M3 - M6	*	-1,8	1,34254
M3 - M7		-0,4	1,34254
M3 - M8		-1,3	1,34254
M3 - M9		-0,1	1,34254
M4 - M5		-0,2	1,34254
M4 - M6	*	-2,1	1,34254
M4 - M7		-0,7	1,34254
M4 - M8	*	-1,6	1,34254
M4 - M9		-0,4	1,34254
M5 - M6	*	-1,9	1,34254

M5 - M7		-0,5	1,34254
M5 - M8	*	-1,4	1,34254
M5 - M9		-0,2	1,34254
M6 - M7	*	1,4	1,34254
M6 - M8		0,5	1,34254
M6 - M9	*	1,7	1,34254
M7 - M8		-0,9	1,34254
M7 - M9		0,3	1,34254
M8 - M9		1,2	1,34254

Referencia: \* indica una diferencia significativa.

Tabla N° 25 Análisis comparativo de las medias de tornillos de fijación de titanio en frío y temperatura ambiente ajustados a 32 N/cm.

	I-1	I-2	I-3	I-4	I-5	I-6	I-7	I-8	I-9	I-10	Media
Media 32 N/Cm	32	33	33	33	33	36	35	35	35	35	34
Dif. A 32	0	1	1	1	1	4	3	3	3	3	2
Media 32 N/cm Frío	30	33	32	32	32	32	31	33	30	32	32
Dif. A 32	-2	1	0	0	0	0	-1	1	-2	0	0

Referencia: I expresa los valores medios de los grupos de muestras en sus diferentes intentos de aflojamiento. Media 32 N/cm es el torque inicial aplicado. Dif. A 32 frío expresa la diferencia obtenida de las mediciones medias con el torque inicial aplicado. Media es el promedio de las diferencias encontradas.

En la tabla N°25 Al realizar el análisis comparativo de las medias y diferencias entre los ajustes de 32 N/cm y 32 N/cm frío en los distintos grupos observamos que tres casos 1º, 7º y 9º intentos a 32 N/cm frío los valores disminuyen por debajo del valor de torque inicial aplicado en -2 N/cm, 1º y 9º y -1 N/cm en 7º.

Cinco grupos se mantienen con los valores 32 N/cm 3º, 4º, 5º, 6º y 10º y dos superan los valores de torque inicial por 1 N/cm siendo el 2º y 8º.

La media de las diferencias marca que no se observa diferencias siendo el valor 0.

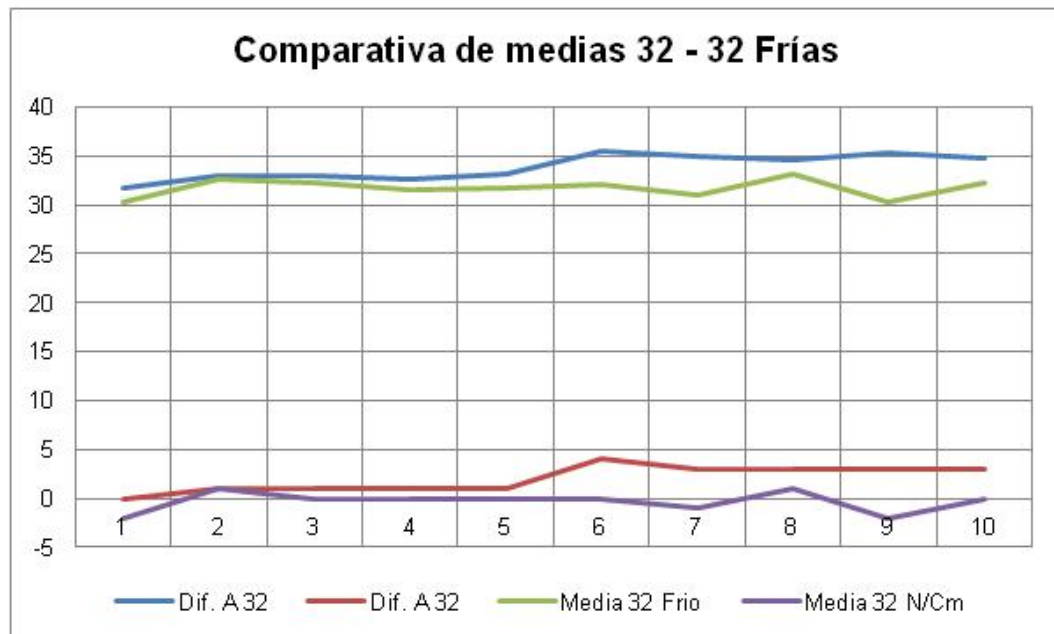
Por el contrario en los grupos a 32 N/cm ningún valor cae por debajo del ajuste inicial aplicado encontrándose solo en el 1º igualdad al ajuste.

Cuatro grupos 2º, 3º, 4º y 5, representan un aumento de 1 N/cm.

El grupo 6º marca la mayor diferencia por 4 N/cm seguidos por 7º,8º,9º y 10 con 3 N/cm. La media de las diferencias muestra que se observa diferencias siendo el valor medio 2.

Se observa una diferencia en las medias de 2 N/cm en las muestras ajustadas a 32 N/cm a temperatura ambiente en relación a las muestras frías. Las mismas no poseen variación obteniendo el mismo torque inicial y de aflojamiento.

Gráfico N° 8 Representación gráfica comparativa de las medias del aflojamiento de los tornillos de fijación de titanio en frío y a temperatura ambiente ajustados a 32 N/cm.



Referencia: En el eje vertical se observan los valores medios de desajuste expresados en N/cm en intervalo de 5 en el eje horizontal se observan los intentos de desajuste con sus valores medios.

Tabla N° 26 Análisis del aflojamiento de tornillos de fijación de titanio en caliente ajustados a 32 N/cm.

Ajuste 32 Caliente	1º Int.	2º Int.	3º Int.	4º Int.	5º Int.	6º Int.	7º Int.	8º Int.	9º Int.	10º Int.	M. Int.
<b>M1</b>	30,00	32,00	30,00	30,00	32,00	29,00	32,00	30,00	30,00	30,00	<b>30,50</b>
<b>M2</b>	30,00	32,00	30,00	29,00	29,00	29,00	29,00	30,00	30,00	30,00	<b>29,80</b>
<b>M3</b>	33,00	30,00	30,00	32,00	29,00	30,00	30,00	32,00	32,00	30,00	<b>30,80</b>
<b>M4</b>	30,00	32,00	30,00	29,00	29,00	29,00	30,00	28,00	29,00	30,00	<b>29,60</b>
<b>M5</b>	30,00	31,00	30,00	31,00	29,00	30,00	30,00	29,00	30,00	30,00	<b>30,00</b>
<b>M6</b>	33,00	32,00	33,00	31,00	31,00	33,00	34,00	37,00	33,00	31,00	<b>32,80</b>
<b>M7</b>	31,00	30,00	30,00	31,00	30,00	32,00	32,00	33,00	32,00	34,00	<b>31,50</b>
<b>M8</b>	33,00	34,00	36,00	36,00	34,00	33,00	36,00	36,00	36,00	33,00	<b>34,70</b>
<b>M9</b>	30,00	30,00	30,00	28,00	30,00	29,00	29,00	29,00	30,00	29,00	<b>29,40</b>
<b>M10</b>	31,00	32,00	33,00	30,00	31,00	33,00	32,00	30,00	31,00	32,00	<b>31,50</b>
<b>M. Grupos</b>	<b>31,10</b>	<b>31,50</b>	<b>31,20</b>	<b>30,70</b>	<b>30,40</b>	<b>30,70</b>	<b>31,40</b>	<b>31,40</b>	<b>31,30</b>	<b>30,90</b>	<b>31,06</b>

Referencia: Ajuste 32 son los N/cm aplicados de torque a todas las muestras a una temperatura de 80°C. M es igual a la muestra N°1. Int. Es el intento o momento de desajuste realizado. M. Int. Es la media de intentos. M. Grupos es la media del grupo de muestras.

En la tabla N°26 se observan los valores de aflojamiento de los diez tornillos de fijación ajustados a 32 N/cm en caliente y aflojados en diez intentos.

De los diez grupos observados ninguno supera ni iguala los valores de torque inicial aplicado. Siendo un comportamiento del conjunto muy negativo.

El comportamiento de las muestras observadas en los distintos grupos nos demuestra que el mejor valor de aflojamiento se visualiza en el 2º grupo, siendo el más bajo el 5º grupo.

De las diez muestras observadas sólo dos superan los valores de torque inicial aplicado y ocho una disminución.

El comportamiento individual de las muestras en los sucesivos ajustes y aflojamientos establece una medida máxima en la muestra n° 8, y una mínima en la muestra n° 9.

La muestra 6 alcanzo levemente superando los valores de torque iniciales.

La media de las medias 31,06 N/cm referencia un valor no aceptable, mostrando que cuando se ajustan los tornillos de fijación a 32 N/cm calientes estos se aflojan a inferior torque que el inicial aplicado.

Tabla N° 27 Resumen de estadística descriptiva alojamiento en caliente ajustados a 32 N/cm.

Descriptiva	I-1	I-2	I-3	I-4	I-5	I-6	I-7	I-8	I-9	I-10
Media	31,10	31,50	31,20	30,70	30,40	30,70	31,40	31,40	31,30	30,90
Mediana	30,50	32,00	30,00	30,50	30,00	30,00	31,00	30,00	30,50	30,00
Moda	30,00	32,00	30,00	31,00	29,00	29,00	32,00	30,00	30,00	30,00
D.E.	1,37	1,27	2,10	2,21	1,65	1,83	2,27	3,06	2,06	1,60
Máxima	33,00	34,00	36,00	36,00	34,00	33,00	36,00	37,00	36,00	34,00
Mínima	30,00	30,00	30,00	28,00	29,00	29,00	29,00	28,00	29,00	29,00
Rango	3,00	4,00	6,00	8,00	5,00	4,00	7,00	9,00	7,00	5,00
Varianza	1,88	1,61	4,40	4,90	2,71	3,34	5,16	9,38	4,23	2,54
Error Est	0,43	0,40	0,66	0,70	0,52	0,58	0,72	0,97	0,65	0,50
Nº	10	10	10	10	10	10	10	10	10	10

Referencia: I es la estadística descriptiva del grupo de muestras en los diferentes intentos de desajuste. Medidas de tendencia central utilizadas: media, mediana y moda. Medidas de dispersión: Varianza y desvío estándar. Medidas de disposición: Mínima, máxima y rango.

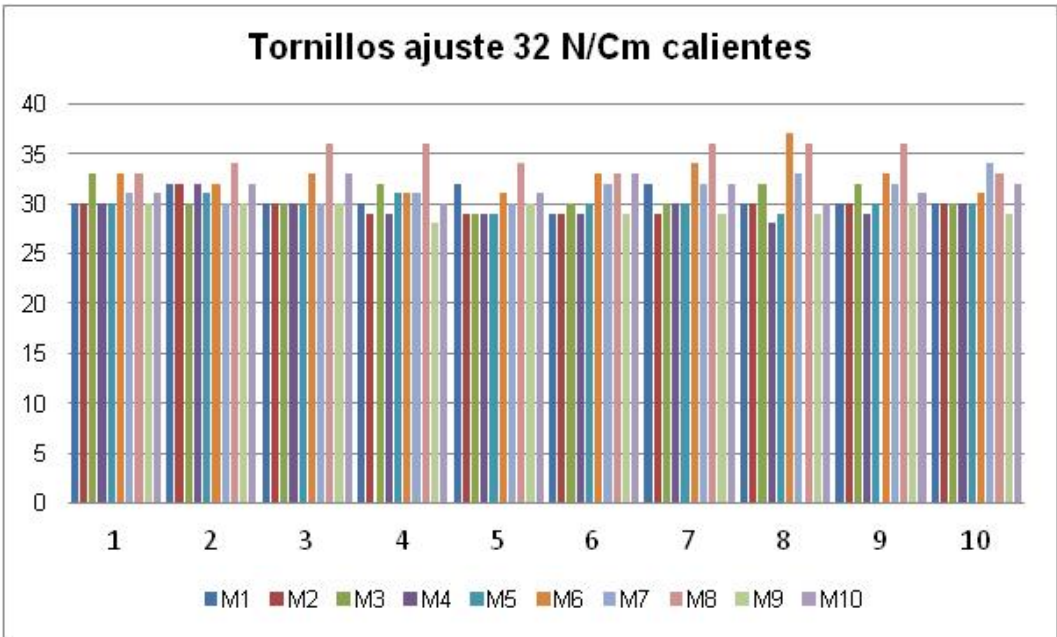
En la tabla N°27 se observan los valores de la estadística descriptiva de las muestras agrupadas por intentos de desajuste.

Las medidas de tendencia central demuestran una pequeña diferencia no manteniendo la media, mediana y moda en ninguno de los casos. Ninguna comparte la media y mediana. La 2, 3, 8, y 10 comparten mediana y moda.

La dispersión ningún valor supera una máxima de 37 los que se encuentra el 8º intento únicamente, ni disminuye de una mínima de 28 en el 4º y 8º. El rango es alto observándose entre 9 y 3 N/cm entre las máximas y mínimas.

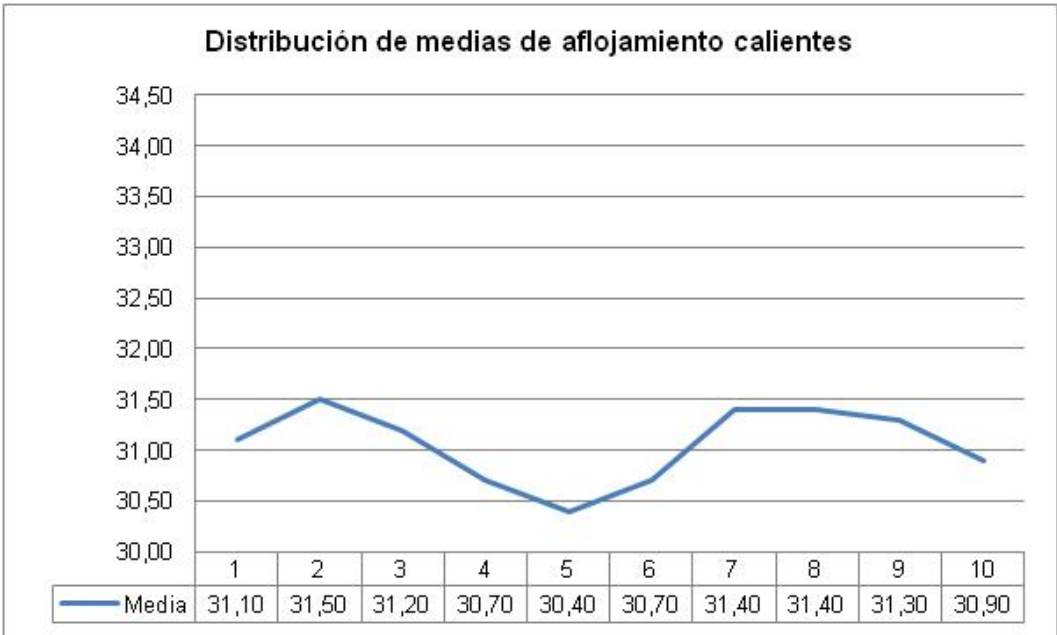
En el 8º grupo se observa la mayor diferencia entre las máximas y mínimas.

Gráfico N° 9 Representación gráfica del aflojamiento de tornillos de fijación de titanio en caliente ajustados a 32 N/cm.



Referencia: En el eje vertical se observan los valores de desajuste expresados en N/cm en intervalo de 5, en el eje horizontal se observan los intentos de desajuste. M es igual a muestra N°.

Gráfico N° 10 Representación gráfica de las medias de aflojamiento de tornillos de fijación de titanio en caliente ajustados a 32 N/cm.



Referencia: En el eje vertical se observan los valores medios de desajuste expresados en N/cm en intervalo de 0,5 en el eje horizontal se observan los intentos de desajuste con sus valores medios.

Tabla Nº 28 ANOVA para muestras calientes ajustadas a 32 N/cm por factor.

<i>Fuente</i>	<i>Suma de Cuadrados</i>	<i>Gl</i>	<i>Cuadrado Medio</i>	<i>Razón-F</i>	<i>Valor-P</i>
Entre grupos	248,65	9	27,6278	19,11	0,0000
Intra grupos	130,1	90	1,44556		
Total (Corr.)	378,75	99			

La tabla ANOVA descompone la varianza de en caliente ajustados a 32 N/cm en dos componentes: un componente entre-grupos y un componente dentro-de-grupos. La razón-F, que en este caso es igual a 19,1122, es el cociente entre el estimado entre-grupos y el estimado dentro-de-grupos. Puesto que el valor-P de la prueba-F es menor que 0,05, existe una diferencia estadísticamente significativa entre la media de en caliente ajustados a 32 N/cm entre un nivel de factor y otro, con un nivel del 95,0% de confianza. Para determinar cuáles medias son significativamente diferentes de otras, seleccione Pruebas de Múltiples Rangos, de la lista de Opciones Tabulares. Existen diferencias altamente significativas.

Tabla Nº 29 Pruebas de Múltiple Rangos para muestras ajustadas a 32 N/cm calientes por factor. Método: 95,0 porcentaje Tukey HSD.

<i>FACTOR</i>	<i>Casos</i>	<i>Media</i>	<i>Grupos Homogéneos</i>
M9	10	29,4	X
M4	10	29,6	X
M2	10	29,8	XX
M5	10	29,9	XX
M1	10	30,5	XX
M3	10	30,8	XX
M7	10	31,5	XX
M10	10	31,5	XX
M6	10	32,8	X
M8	10	34,7	X

Tabla Nº 30 Análisis de Tukey para muestras ajustadas a 32 N/cm calientes.

<i>Contraste</i>	<i>Sig.</i>	<i>Diferencia</i>	<i>+/- Límites</i>
M1 - M10		-1,0	1,74442
M1 - M2		0,7	1,74442
M1 - M3		-0,3	1,74442
M1 - M4		0,9	1,74442
M1 - M5		0,6	1,74442
M1 - M6	*	-2,3	1,74442
M1 - M7		-1,0	1,74442
M1 - M8	*	-4,2	1,74442
M1 - M9		1,1	1,74442
M10 - M2		1,7	1,74442
M10 - M3		0,7	1,74442
M10 - M4	*	1,9	1,74442
M10 - M5		1,6	1,74442
M10 - M6		-1,3	1,74442
M10 - M7		0,0	1,74442
M10 - M8	*	-3,2	1,74442
M10 - M9	*	2,1	1,74442
M2 - M3		-1,0	1,74442
M2 - M4		0,2	1,74442
M2 - M5		-0,1	1,74442
M2 - M6	*	-3,0	1,74442
M2 - M7		-1,7	1,74442
M2 - M8	*	-4,9	1,74442
M2 - M9		0,4	1,74442
M3 - M4		1,2	1,74442
M3 - M5		0,9	1,74442
M3 - M6	*	-2,0	1,74442
M3 - M7		-0,7	1,74442
M3 - M8	*	-3,9	1,74442
M3 - M9		1,4	1,74442
M4 - M5		-0,3	1,74442
M4 - M6	*	-3,2	1,74442
M4 - M7	*	-1,9	1,74442
M4 - M8	*	-5,1	1,74442
M4 - M9		0,2	1,74442
M5 - M6	*	-2,9	1,74442



M5 - M7		-1,6	1,74442
M5 - M8	*	-4,8	1,74442
M5 - M9		0,5	1,74442
M6 - M7		1,3	1,74442
M6 - M8	*	-1,9	1,74442
M6 - M9	*	3,4	1,74442
M7 - M8	*	-3,2	1,74442
M7 - M9	*	2,1	1,74442
M8 - M9	*	5,3	1,74442

Referencia: \* indica una diferencia significativa.

Tabla N° 31 Análisis comparativo de tornillos de fijación de titanio a temperatura ambiente y calor ajustados a 32 N/cm.

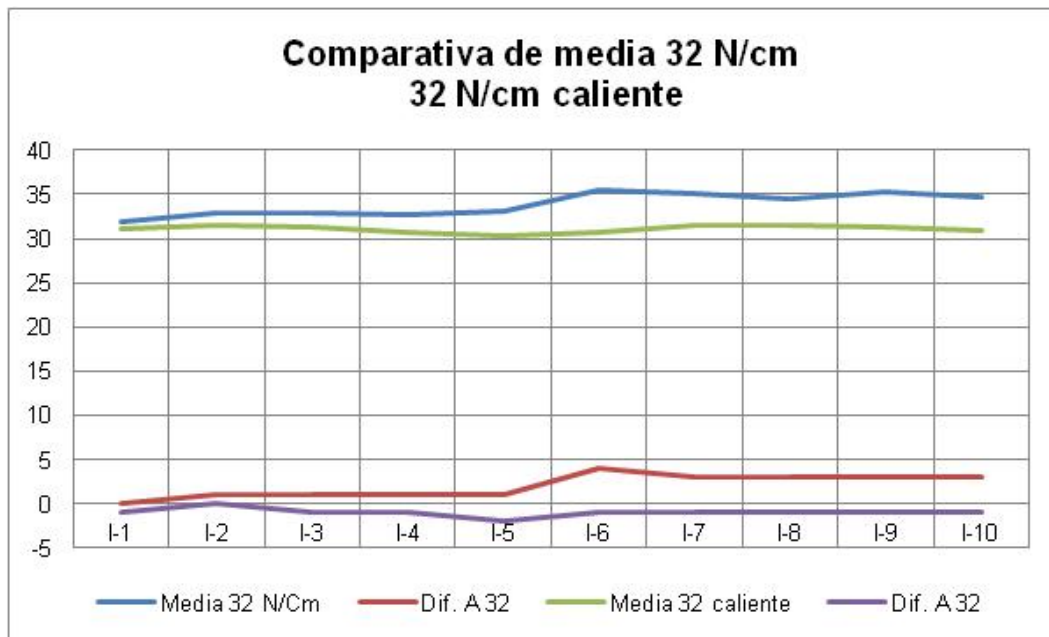
	I-1	I-2	I-3	I-4	I-5	I-6	I-7	I-8	I-9	I-10	Media
Media 32 N/Cm	32	33	33	33	33	36	35	35	35	35	34
Dif. A 32	0	1	1	1	1	4	3	3	3	3	2
Media 32 N/Cm caliente	31	32	31	31	30	31	31	31	31	31	31
Dif. A 32	-1	0	-1	-1	-2	-1	-1	-1	-1	-1	-1

Referencia: I expresa los valores medios de los grupos de muestras en sus diferentes intentos de aflojamiento. Media 32 N/cm es el torque inicial aplicado. Dif. A 32 caliente expresa la diferencia obtenida de las mediciones medias con el torque inicial aplicado. Media es el promedio de las diferencias encontradas.

En la tabla N°31 Al realizar el análisis comparativo de las medias y diferencias entre los ajustes de 32 N/cm y 32 N/cm caliente en los distintos grupos observamos que en ninguno de los casos intentos a 32 N/cm caliente los valores aumentan al torque inicial aplicado. Por el contrario disminuyen por debajo del mismo en -2 N/cm, 5° y -1 N/cm en el restos. Sólo un grupo se mantienen con los valores 32 N/cm 2°. La media de las diferencias marca que se observan diferencias siendo el valor negativo en -1 N/cm. Por el contrario en los grupos a 32 N/cm ningún valor cae por debajo del ajuste inicial aplicado encontrándose solo en el 1° igualdad al ajuste. Cuatro grupos 2°, 3°, 4° y 5, representan un aumento de 1 N/cm.

El grupo 6º marca la mayor diferencia por 4 N/cm seguidos por 7º,8º,9º y 10 con 3 N/cm. La media de las diferencias muestra que se observa diferencias siendo el valor medio 2.

Gráfico N° 11 Representación gráfica del aflojamiento de los tornillos de fijación de titanio en caliente y a temperatura ambiente ajustados a 32 N/cm.



Referencia: En el eje vertical se observan los valores medios de desajuste expresados en N/cm en intervalo de 5 en el eje horizontal se observan los intentos de desajuste con sus valores medios.

Tabla N° 32 Análisis del aflojamiento de los tornillos de fijación de titanio arenados ajustados a 32 N/cm.

Ajuste 32 Arenadas	1º Int.	2º Int.	3º Int.	4º Int.	5º Int.	6º Int.	7º Int.	8º Int.	9º Int.	10º Int.	M. Int.
<b>M1</b>	37,00	33,00	33,00	33,00	34,00	33,00	35,00	35,00	33,00	33,00	<b>33,90</b>
<b>M2</b>	31,00	31,00	31,00	34,00	33,00	31,00	34,00	31,00	32,00	30,00	<b>31,80</b>
<b>M3</b>	33,00	33,00	36,00	33,00	33,00	33,00	32,00	32,00	34,00	32,00	<b>33,10</b>
<b>M4</b>	30,00	31,00	33,00	31,00	30,00	30,00	30,00	31,00	30,00	30,00	<b>30,60</b>
<b>M5</b>	32,00	35,00	32,00	32,00	32,00	31,00	34,00	31,00	31,00	31,00	<b>32,10</b>
<b>M6</b>	38,00	34,00	33,00	34,00	31,00	32,00	35,00	33,00	32,00	32,00	<b>33,40</b>
<b>M7</b>	34,00	32,00	32,00	31,00	31,00	30,00	30,00	30,00	31,00	30,00	<b>31,10</b>
<b>M8</b>	35,00	37,00	31,00	37,00	31,00	33,00	31,00	35,00	33,00	31,00	<b>33,40</b>
<b>M9</b>	32,00	32,00	31,00	31,00	31,00	31,00	30,00	30,00	30,00	30,00	<b>30,80</b>
<b>M10</b>	35,00	34,00	32,00	36,00	32,00	31,00	30,00	34,00	33,00	30,00	<b>32,70</b>
<b>M. Grupos</b>	<b>33,70</b>	<b>33,20</b>	<b>32,40</b>	<b>33,20</b>	<b>31,80</b>	<b>31,50</b>	<b>32,10</b>	<b>32,20</b>	<b>31,90</b>	<b>30,90</b>	<b>32,29</b>

Referencia: Ajuste 32 son los N/cm aplicados de torque a todas las muestras arenadas. M es igual a la muestra N°1. Int es el intento o momento de desajuste realizado. M. Int. Es la media de intentos. M. Grupos es la media del grupo de muestras.

En la tabla N°32 se observan los valores de aflojamiento de los diez tornillos de fijación ajustados a 32 N/cm arenados y aflojados en diez intentos.

De los diez grupos observados seis superan los valores de torque inicial aplicado ninguno lo iguala y cuatro disminuyen.

El comportamiento de las muestras observadas en los grupos nos demuestra que los mejores valores de aflojamiento se visualizan en el 1º grupo, siendo la más baja el 10º grupo.

De las diez muestras observadas se repite al igual que en los grupos seis superan el valor de torque inicial aplicado y cuatro disminuyen.

El comportamiento individual de cada muestra en los sucesivos ajustes y aflojamientos establece una medida máxima en la muestra n° 1 y una mínima en la muestra n° 4.

La media de las medias 32,29 N/cm referencia un valor aceptable, mostrando que cuando se ajustan los tornillos de fijación a 32 N/cm arenados se aflojan a valores superiores de desajuste al torque inicial aplicado.

Tabla N° 33 Resumen de estadística descriptiva de aflojamiento de tornillos de fijación de titanio arenados ajustados a 32 N/cm.

Descriptiva	I-1	I-2	I-3	I-4	I-5	I-6	I-7	I-8	I-9	I-10
Media	33,70	33,20	32,40	33,20	31,80	31,50	32,10	32,20	31,90	30,90
Mediana	33,50	33,00	32,00	33,00	31,50	31,00	31,50	31,50	32,00	30,50
Moda	32,00	33,00	33,00	31,00	31,00	31,00	30,00	31,00	33,00	30,00
D.E.	2,58	1,87	1,51	2,10	1,23	1,18	2,18	1,93	1,37	1,10
Máxima	38,00	37,00	36,00	37,00	34,00	33,00	35,00	35,00	34,00	33,00
Mínima	30,00	31,00	31,00	31,00	30,00	30,00	30,00	30,00	30,00	30,00
Rango	8,00	6,00	5,00	6,00	4,00	3,00	5,00	5,00	4,00	3,00
Varianza	6,68	3,51	2,27	4,40	1,51	1,39	4,77	3,73	1,88	1,21
Error Est	0,82	0,59	0,48	0,66	0,39	0,37	0,69	0,61	0,43	0,35
Nº	10	10	10	10	10	10	10	10	10	10

Referencia: I es la estadística descriptiva del grupo de muestras en los diferentes intentos de desajuste. Medidas de tendencia central utilizadas: media, mediana y moda. Medidas de dispersión: Varianza y desvío estándar. Medidas de disposición: Mínima, máxima y rango.

En la tabla N°33 se observan los valores de la estadística descriptiva de las muestras agrupadas por intentos de desajuste.

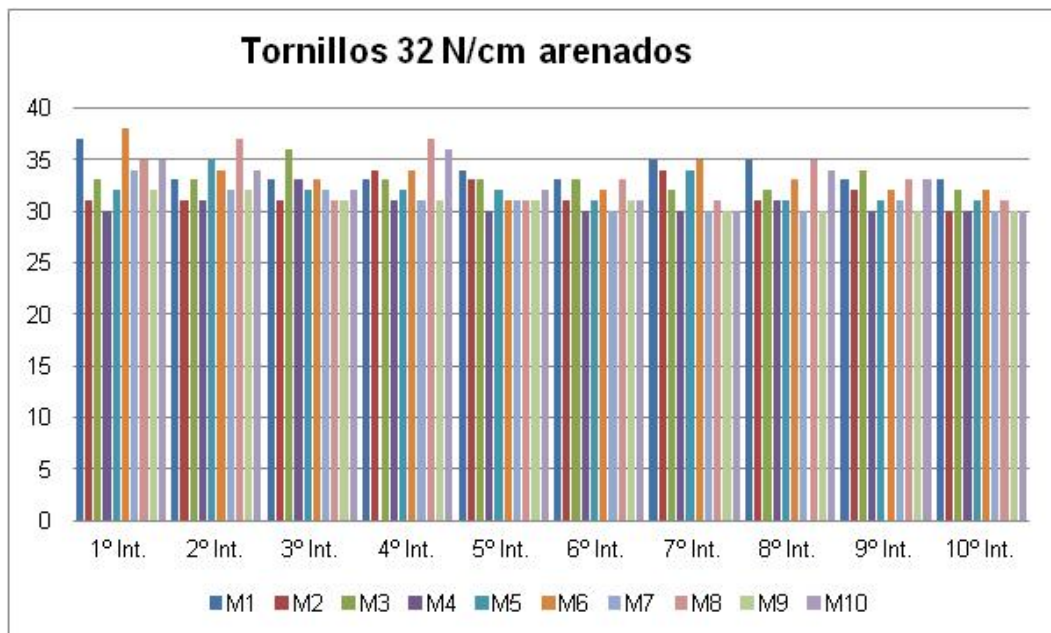
Las medidas de tendencia central demuestran una pequeña diferencia no manteniendo la media, mediana y moda en ninguno de los casos. Ninguna comparte la media y mediana. La 2º y 6º comparten mediana y moda.

La dispersión es muy baja ningún valor supera una máxima de 31 los que se encuentran 2º, 3º y 4º intentos seguida de 30 siendo la más preponderante, encontrándose en el resto de los intentos.

El rango es entre 8 y 3 N/cm entre las máximas y mínimas.

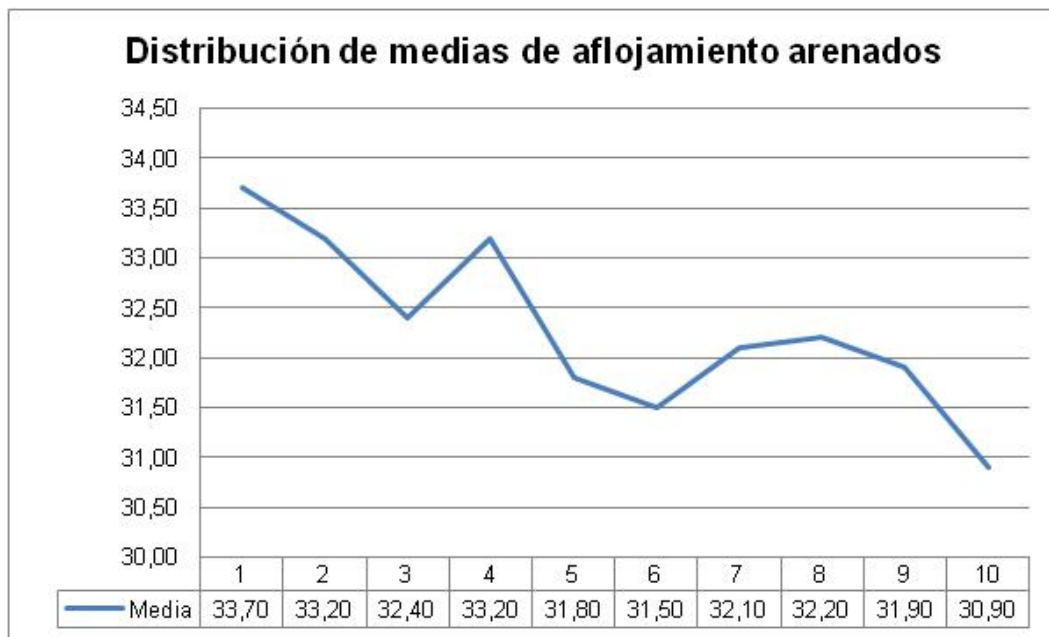
En el 1º grupo se observa la mayor diferencia entre las máximas y mínimas.

Gráfico N° 12 Representación gráfica del aflojamiento de tornillos de fijación de titanio arenados ajustados a 32 N/cm.



Referencia: En el eje vertical se observan los valores de desajuste expresados en N/cm en intervalo de 5, en el eje horizontal se observan los intentos de desajuste. M es igual a muestra N°.

Gráfico N° 13 Representación gráfica de las medias de aflojamiento de tornillos de fijación de titanio arenados ajustados a 32 N/cm.



Referencia: En el eje vertical se observan los valores medios de desajuste expresados en N/cm en intervalo de 0,5 en el eje horizontal se observan los intentos de desajuste con sus valores medios.

Tabla N° 34 ANOVA para muestras arenadas ajustadas a 32 N/cm por factor.

Fuente	Suma de Cuadrados	Gl	Cuadrado Medio	Razón-F	Valor-P
Entre grupos	126,49	9	14,0544	5,70	0,0000
Intra grupos	222,1	90	2,46778		
Total (Corr.)	348,59	99			

Existen diferencias altamente significativas.

Tabla Nº 35 Pruebas de Múltiple Rangos para muestras ajustadas a 32 N/cm arenadas por factor. Método: 95,0 porcentaje Tukey HSD.

<i>FACTOR</i>	<i>Casos</i>	<i>Media</i>	<i>Grupos Homogéneos</i>
M4	10	30,6	X
M9	10	30,8	X
M7	10	31,1	XX
M2	10	31,8	XXX
M5	10	32,1	XXX
M10	10	32,7	XXX
M3	10	33,1	XX
M6	10	33,4	X
M8	10	33,4	X
M1	10	33,9	X

Tabla Nº 36 Análisis de Tukey para muestras ajustadas a 32 N/cm arenadas.

<i>Contraste</i>	<i>Sig.</i>	<i>Diferencia</i>	<i>+/- Límites</i>
M1 - M10		1,2	2,27922
M1 - M2		2,1	2,27922
M1 - M3		0,8	2,27922
M1 - M4	*	3,3	2,27922
M1 - M5		1,8	2,27922
M1 - M6		0,5	2,27922
M1 - M7	*	2,8	2,27922
M1 - M8		0,5	2,27922
M1 - M9	*	3,1	2,27922
M10 - M2		0,9	2,27922
M10 - M3		-0,4	2,27922
M10 - M4		2,1	2,27922
M10 - M5		0,6	2,27922
M10 - M6		-0,7	2,27922
M10 - M7		1,6	2,27922
M10 - M8		-0,7	2,27922
M10 - M9		1,9	2,27922
M2 - M3		-1,3	2,27922
M2 - M4		1,2	2,27922
M2 - M5		-0,3	2,27922
M2 - M6		-1,6	2,27922
M2 - M7		0,7	2,27922

M2 - M8		-1,6	2,27922
M2 - M9		1,0	2,27922
M3 - M4	*	2,5	2,27922
M3 - M5		1,0	2,27922
M3 - M6		-0,3	2,27922
M3 - M7		2,0	2,27922
M3 - M8		-0,3	2,27922
M3 - M9	*	2,3	2,27922
M4 - M5		-1,5	2,27922
M4 - M6	*	-2,8	2,27922
M4 - M7		-0,5	2,27922
M4 - M8	*	-2,8	2,27922
M4 - M9		-0,2	2,27922
M5 - M6		-1,3	2,27922
M5 - M7		1,0	2,27922
M5 - M8		-1,3	2,27922
M5 - M9		1,3	2,27922
M6 - M7	*	2,3	2,27922
M6 - M8		0,0	2,27922
M6 - M9	*	2,6	2,27922
M7 - M8	*	-2,3	2,27922
M7 - M9		0,3	2,27922
M8 - M9	*	2,6	2,27922

Referencia: \* indica una diferencia significativa.

Tabla Nº 37 Análisis comparativo de tornillos de fijación de titanio arenados y sin arenar ajustados a 32 N/cm.

	I-1	I-2	I-3	I-4	I-5	I-6	I-7	I-8	I-9	I-10	Media
Media 32 N/Cm	32	33	33	33	33	36	35	35	35	35	34
Dif. A 32	0	1	1	1	1	4	3	3	3	3	2
Media Arenadas	34	33	32	33	32	32	32	32	32	31	32
Dif. A 32	2	1	0	1	0	0	0	0	0	-1	0

Referencia: I expresa los valores medios de los grupos de muestras en sus diferentes intentos de aflojamiento. Media 32 N/cm es el torque inicial aplicado. Dif. A 32 arenados expresa la diferencia obtenida de las mediciones medias con el torque inicial aplicado. Media es el promedio de las diferencias encontradas.

En la tabla N°37 Al realizar el análisis comparativo de las medias y diferencias entre los ajustes de 32 N/cm y 32 N/cm arenadas en los distintos grupos observamos que solo en uno de los casos intentos a 32 N/cm arenado los valores disminuyen al torque inicial aplicado por -1 N/cm en el grupo 10°. Los grupos 3°, 5°, 6°, 7°, 8°, y 9° se mantienen con los valores 32 N/cm. Aumentan los valores de torque el grupo 1° siendo el más elevado 2 N/cm, y el 2° y 4° 1 N/cm.

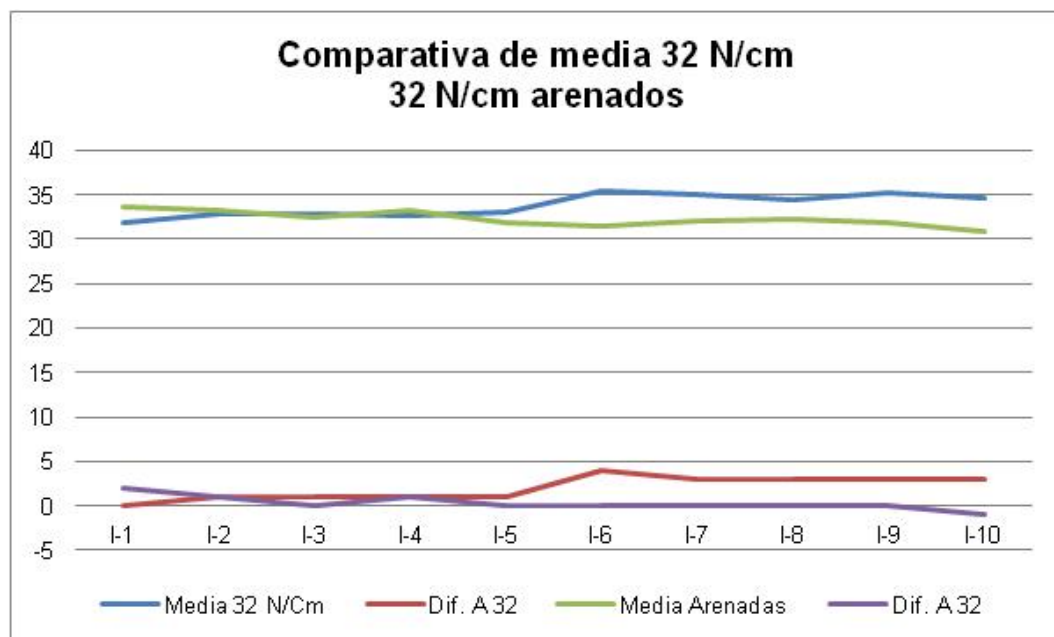
La media de las diferencias marca que no se observan diferencias siendo el valor 0 N/cm.

Por el contrario en los grupos a 32 N/cm ningún valor cae por debajo del ajuste inicial aplicado encontrándose solo en el 1° igualdad al ajuste.

Cuatro grupos 2°, 3°, 4° y 5, representan un aumento de 1 N/cm.

El grupo 6° marca la mayor diferencia por 4 N/cm seguidos por 7°, 8°, 9° y 10 con 3 N/cm. La media de las diferencias muestra que se observa diferencias siendo el valor medio 2.

Gráfico N° 14 Representación gráfica del aflojamiento de los tornillos de fijación de titanio ajustados a 32 N/cm y arenados ajustados a 32 N/cm



Referencia: En el eje vertical se observan los valores medios de desajuste expresados en N/cm en intervalo de 0,5 en el eje horizontal se observan los intentos de desajuste con sus valores medios.



Tabla N° 38 Análisis del aflojamiento de tornillos de fijación de titanio lubricados ajustados a 32 N/cm.

Ajuste 32 Lubricadas	1º Int.	2º Int.	3º Int.	4º Int.	5º Int.	6º Int.	7º Int.	8º Int.	9º Int.	10º Int.	M. Int.
<b>M1</b>	34,00	33,00	34,00	29,00	31,00	32,00	31,00	31,00	38,00	33,00	<b>32,60</b>
<b>M2</b>	34,00	34,00	33,00	36,00	35,00	34,00	36,00	35,00	38,00	39,00	<b>35,40</b>
<b>M3</b>	32,00	31,00	31,00	32,00	31,00	33,00	35,00	29,00	35,00	34,00	<b>32,30</b>
<b>M4</b>	29,00	29,00	29,00	29,00	30,00	30,00	33,00	34,00	32,00	32,00	<b>30,70</b>
<b>M5</b>	31,00	32,00	29,00	32,00	30,00	31,00	32,00	30,00	36,00	32,00	<b>31,50</b>
<b>M6</b>	31,00	34,00	32,00	31,00	31,00	33,00	30,00	33,00	35,00	34,00	<b>32,40</b>
<b>M7</b>	29,00	36,00	33,00	35,00	31,00	33,00	31,00	33,00	33,00	32,00	<b>32,60</b>
<b>M8</b>	31,00	34,00	32,00	33,00	36,00	33,00	31,00	30,00	30,00	30,00	<b>32,00</b>
<b>M9</b>	31,00	32,00	31,00	30,00	32,00	31,00	32,00	34,00	33,00	32,00	<b>31,80</b>
<b>M10</b>	36,00	32,00	32,00	35,00	32,00	34,00	33,00	32,00	32,00	32,00	<b>33,00</b>
<b>M. Grupos</b>	<b>31,80</b>	<b>32,70</b>	<b>31,60</b>	<b>32,20</b>	<b>31,90</b>	<b>32,40</b>	<b>32,40</b>	<b>32,10</b>	<b>34,20</b>	<b>33,00</b>	<b>32,43</b>

Referencia: Ajuste 32 son los N/cm aplicados de torque a todas las muestras lubricadas. M es igual a la muestra N°1. Int. Es el intento o momento de desajuste realizado. M. Int. Es la media de intentos. M. Grupos es la media del grupo de muestras.

En la tabla N°38 se observan los valores de aflojamiento de los diez tornillos de fijación ajustados a 32 N/cm lubricados y aflojados en diez intentos.

De los diez grupos observados siete superan los valores de torque inicial aplicado ninguna lo mantiene y tres disminuyen.

El comportamiento de las muestras observadas en los grupos nos demuestra que los mejores valores de aflojamiento se visualizan en el 9º grupo. Siendo la más baja el 3º grupo.

De las diez muestras observadas seis superan los valores de torque inicial aplicado, una lo mantiene igual y tres disminuyen.

El comportamiento individual de cada muestra en los sucesivos ajustes y aflojamientos establece una medida máxima en la muestra n° 2 y una mínima en la muestra n° 4. La muestra 8 se mantiene sin modificación.

La media de las media 32,43 N/cm referencia un valor aceptable, mostrando que cuando se ajustan los tornillos lubricados a 32 N/cm se aflojan a un torque superior al inicial aplicado.

Tabla N° 39 Resumen de estadística descriptiva de aflojamiento de tornillos de fijación de titanio lubricados ajustados a 32 N/cm.

Descriptiva	I-1	I-2	I-3	I-4	I-5	I-6	I-7	I-8	I-9	I-10
Media	31,80	32,70	31,60	32,20	31,90	32,40	32,40	32,10	34,20	33,00
Mediana	31,00	32,50	32,00	32,00	31,00	33,00	32,00	32,50	34,00	32,00
Moda	31,00	34,00	32,00	29,00	31,00	33,00	31,00	34,00	38,00	32,00
D.E.	2,25	1,95	1,65	2,53	2,02	1,35	1,90	2,02	2,66	2,40
Máxima	36,00	36,00	34,00	36,00	36,00	34,00	36,00	35,00	38,00	39,00
Mínima	29,00	29,00	29,00	29,00	30,00	30,00	30,00	29,00	30,00	30,00
Rango	7,00	7,00	5,00	7,00	6,00	4,00	6,00	6,00	8,00	9,00
Varianza	5,07	3,79	2,71	6,40	4,10	1,82	3,60	4,10	7,07	5,78
Error Est	0,71	0,62	0,52	0,80	0,64	0,43	0,60	0,64	0,84	0,76
N°	10	10	10	10	10	10	10	10	10	10

Referencia: I es la estadística descriptiva del grupo de muestras en los diferentes intentos de desajuste. Medidas de tendencia central utilizadas: media, mediana y moda. Medidas de dispersión: Varianza y desvío estándar. Medidas de disposición: Mínima, máxima y rango.

En la tabla N°39 se observan los valores de la estadística descriptiva de las muestras agrupadas por intentos de desajuste.

Las medidas de tendencia central demuestran una pequeña diferencia no manteniendo la media, mediana y moda en ninguno de los casos. Tampoco se comparten la media y mediana ninguno de los grupos. Las 1°, 3°, 5°, 6° y 10° comparten mediana y moda.

La dispersión ningún valor supera una máxima de 39 los que se encuentran solo el 10° intento, siendo 36 siendo la más preponderante. La mínima es 29 encontrándose en los grupos 1°, 2°, 3°, 4°y 8°, el resto 30.

El rango es entre 9 y 4 N/cm entre las máximas y mínimas.

En los 9° y 10° grupos se observan las mayores diferencias entre las máximas y mínimas.

Gráfico N° 15 Representación gráfica del aflojamiento de los tornillos de fijación de titanio lubricados ajustados a 32 N/cm.

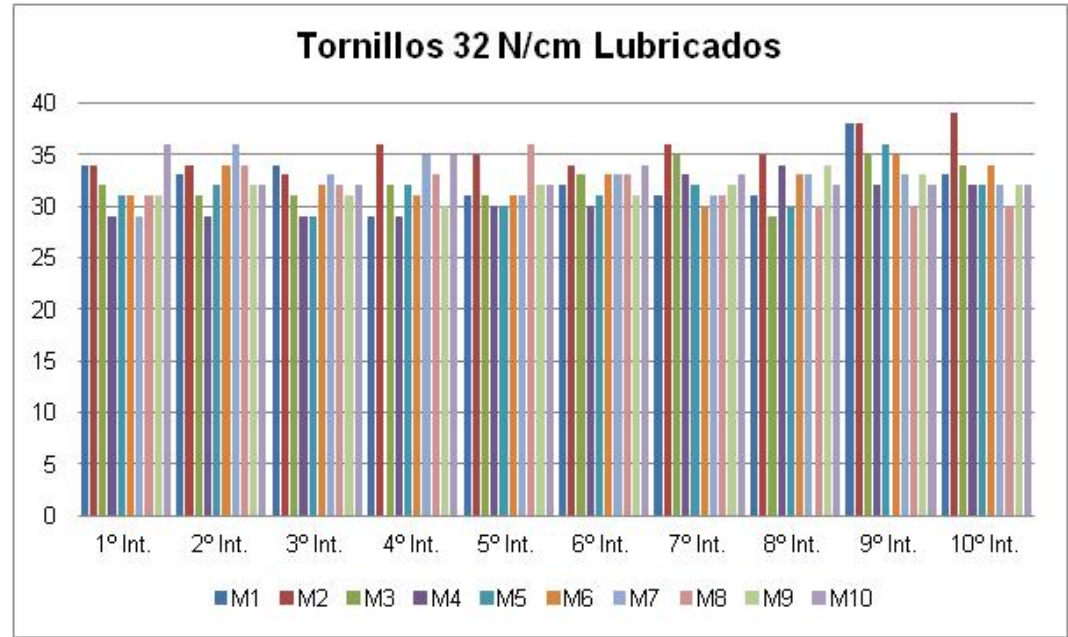
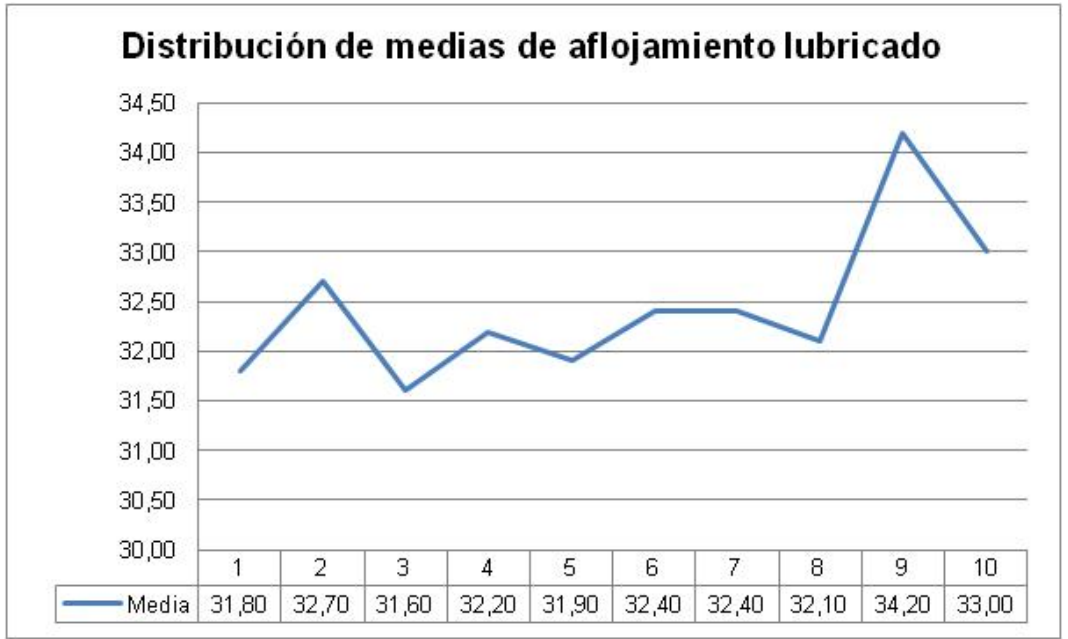


Gráfico N° 16 Representación gráfica de las medias de aflojamiento de tornillos de fijación de titanio lubricados ajustados a 32 N/cm.



Se observa un residuo sobre el lubricante de color negro al retirar los tornillos luego de los tres primeros intentos de desajuste, aparentaría ser desgaste por fricción de los tornillos y la rosca interna del implante.

Cuando retiramos tornillos sobre prótesis cementadas y/o atornilladas luego de un tiempo de permanencia en la boca del paciente solemos observar un residuo similar.

Tabla N° 40 Análisis comparativo de tornillos de fijación de titanio lubricados y sin lubricar ajustados a 32 N/cm.

	I-1	I-2	I-3	I-4	I-5	I-6	I-7	I-8	I-9	I-10	Media
Media 32 N/Cm	32	33	33	33	33	36	35	35	35	35	34
Dif. A 32	0	1	1	1	1	4	3	3	3	3	2
Media Lubricadas	32	33	32	32	32	32	32	32	34	33	32
Dif. A 32	0	1	0	0	0	0	0	0	2	1	0

Referencia: I expresa los valores medios de los grupos de muestras en sus diferentes intentos de aflojamiento. Media 32 N/cm es el torque inicial aplicado. Dif. A 32 lubricadas expresa la diferencia obtenida de las mediciones medias con el torque inicial aplicado. Media es el promedio de las diferencias encontradas.

En la tabla N°40 Al realizar el análisis comparativo de las medias y diferencias entre los ajustes de 32 N/cm y 32 N/cm lubricadas en los distintos grupos observamos que en ninguno de los casos intentos a 32 N/cm lubricadas los valores disminuyen al torque inicial aplicado.

Los grupos 1º, 3º, 4º, 5º, 6º, 7º, y 8º se mantienen con los valores 32 N/cm.

Aumentan los valores de torque el grupo 9º siendo el más elevado 2 N/cm, y el 2º y 10º 1 N/cm.

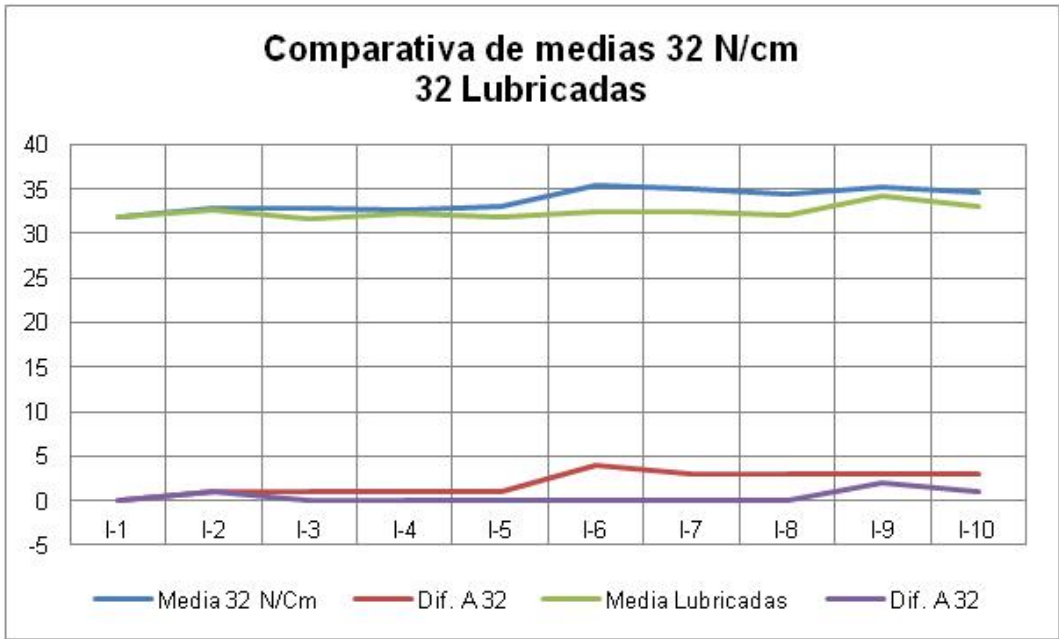
La media de las diferencias marca que no se observan diferencias siendo el valor 0 N/cm.

Por el contrario en los grupos a 32 N/cm ningún valor cae por debajo del ajuste inicial aplicado encontrándose solo en el 1º igualdad al ajuste.

Cuatro grupos 2º, 3º, 4º y 5, representan un aumento de 1 N/cm.

El grupo 6º marca la mayor diferencia por 4 N/cm seguidos por 7º,8º,9º y 10 con 3 N/cm. La media de las diferencias muestra que se observa diferencias siendo el valor medio 2.

Gráfico N° 17 Representación gráfica comparativa de tornillos de fijación de titanio lubricados y sin lubricar ajustados a 32 N/cm.



Referencia: En el eje vertical se observan los valores medios de desajuste expresados en N/cm en intervalo de 0,5 en el eje horizontal se observan los intentos de desajuste con sus valores medios.

Tabla N° 41 Análisis del aflojamiento de tornillos de fijación de titanio cementados ajustados a 20 N/cm.

Ajuste 20 N/cm Cementadas	Aflojamiento
M1	24
M2	25
M3	24
M4	25
M5	24
M6	26
M7	29
M8	27
M9	26
M10	24
Promedio	25,40

Referencia: Ajuste 20 son los N/cm aplicados de torque a todas las muestras cementadas. M es igual a la muestra N°1. Int. Es el intento o momento de desajuste realizado.

En la tabla N°41 se observan los valores de aflojamiento de los diez tornillos de fijación ajustados a 20 N/cm cementados y aflojados.

De las diez muestras observadas todas superaron los valores de torque inicial aplicado.

El comportamiento individual de cada muestra establece una medida máxima en la muestra n° 7 y una mínima en las muestras n° 1, 3, 5 y 10 respectivamente.

Tabla N° 42 Resumen de estadística descriptiva de aflojamiento de tornillos de fijación de titanio cementados ajustados a 20 N/cm.

Descriptiva	Valores
Media	25,40
Mediana	25,00
Moda	24,00
D.E.	1,65
Máxima	29,00
Mínima	24,00
Rango	5,00
Varianza	2,71
Error Estándar	0,52
N°	10

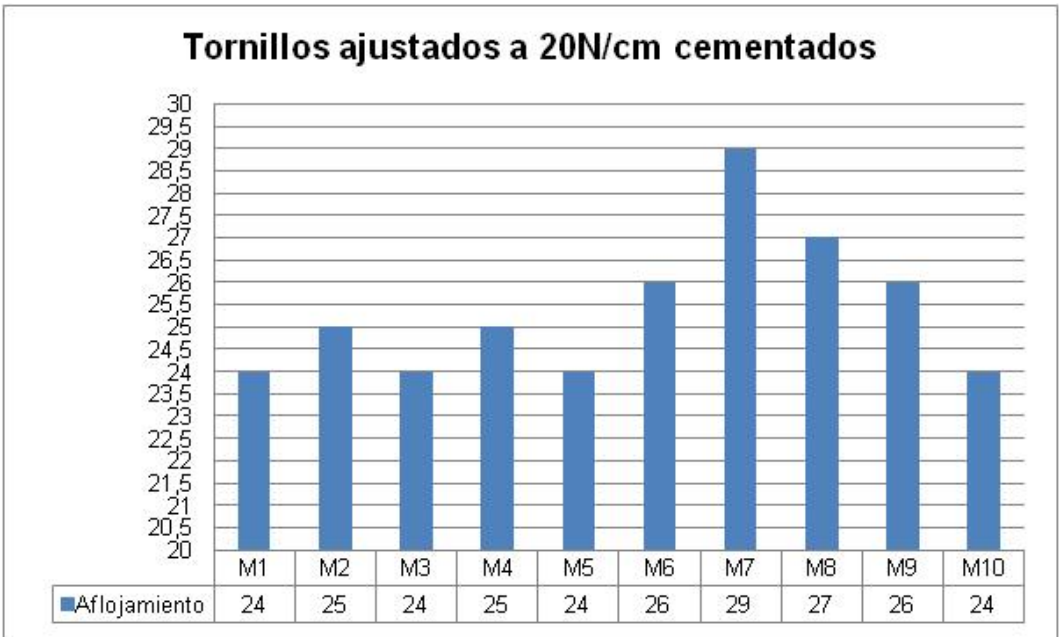
Referencia: I es la estadística descriptiva del grupo de muestras en los diferentes intentos de desajuste. Medidas de tendencia central utilizadas: media, mediana y moda. Medidas de dispersión: Varianza y desvío estándar. Medidas de disposición: Mínima, máxima y rango.

En la tabla N°42 Las medidas de tendencia central demuestran que la media, mediana y moda no son iguales.

La dispersión una máxima de 29 y una mínima es 24.

El rango es entre 5 N/cm entre las máximas y mínimas.

Gráfico N° 18 Representación gráfica del aflojamiento de tornillos de fijación de titanio cementados ajustados a 20 N/cm.



Referencia: En el eje vertical se observan los valores de desajuste expresados en N/cm en intervalo de 0,5 en el eje horizontal se observan los valores de desajuste. M es igual a muestra N°.

Tabla N° 43 Resumen de las medias por intentos de desajuste y diferencias entre las muestras.

	I-1	I-2	I-3	I-4	I-5	I-6	I-7	I-8	I-9	I-10	Media
Media 20 N/Cm	21	20	21	21	20	20	21	20	19	19	20
Dif. A 20	1	0	1	1	0	0	1	0	-1	-1	0
Media 32 N/Cm	32	33	33	33	33	36	35	35	35	35	34
Dif. A 32	0	1	1	1	1	4	3	3	3	3	2
Media 32 Frio	30	33	32	32	32	32	31	33	30	32	32
Dif. A 32	-2	1	0	0	0	0	-1	1	-2	0	0
Media 32 caliente	31	32	31	31	30	31	31	31	31	31	31
Dif. A 32	-1	0	-1	-1	-2	-1	-1	-1	-1	-1	-1
Media Lubricadas	32	33	32	32	32	32	32	32	34	33	32
Dif. A 32	0	1	0	0	0	0	0	0	2	1	0
Media Arenadas	34	33	32	33	32	32	32	32	32	31	32
Dif. A 32	2	1	0	1	0	0	0	0	0	-1	0

Referencia: I expresa los valores medios de los grupos de muestras en sus diferentes intentos de aflojamiento.

Media 32 N/cm es el torque inicial aplicado. Media es el promedio de las diferencias encontradas.

Dif. A 20 expresa la diferencia obtenida de las mediciones medias con el torque inicial aplicado.

Dif. A 32 expresa la diferencia obtenida de las mediciones medias con el torque inicial aplicado.

Dif. A 32 frío expresa la diferencia obtenida de las mediciones medias con el torque inicial aplicado.

Dif. A 32 caliente expresa la diferencia obtenida de las mediciones medias con el torque inicial aplicado.

Dif. A 32 lubricadas expresa la diferencia obtenida de las mediciones medias con el torque inicial aplicado.

Dif. A 32 arenados expresa la diferencia obtenida de las mediciones medias con el torque inicial aplicado.

En la tabla N°43 Del análisis de los valores medios y sus diferencias podemos observar un máximo de 2 N/cm obtenido a partir de los tornillos ajustados a 32 N/cm sin alterar sus propiedades físico mecánicas.

El calor aplicado es el mayor conflicto reduciendo los valores medios de aflojamiento por debajo del torque inicial aplicado.

El frío, lubricación y arenado no afecta los valores siendo iguales al torque inicial aplicado. Pero inferiores en todos los casos comparándolos con los tornillos sin modificación.



Tabla N° 44 Resumen de las medias por muestras y diferencias entre las variables.

Muestras	Medias 20 N/cm	Medias 32 N/cm	Medias Frio	Medias Calor	Medias Lubricadas	Medias Arenadas
M1	20,20	31,60	31,00	30,50	32,60	33,90
M2	22,10	34,10	31,20	29,80	35,40	31,80
M3	21,80	34,20	31,30	30,80	32,30	33,10
M4	20,10	32,00	31,00	29,60	30,70	30,60
M5	21,00	34,00	31,20	30,00	31,50	32,10
M6	19,00	34,90	33,10	32,80	32,40	33,40
M7	20,50	36,80	31,70	31,50	32,60	31,10
M8	20,00	35,80	32,60	34,70	32,00	33,40
M9	18,90	31,50	31,40	29,40	31,80	30,80
M10	18,90	33,40	32,40	31,50	33,00	32,70

En la tabla N°44 Analizando las muestras no los grupos podemos observar que el comportamiento individual es aleatorio siendo la mejor de la muestras arenadas la N°1, lubricadas la N°2, en calor la N°8, en frío la N°6, a temperatura ambiente sin alteración del tornillo de fijación la N°7 y ajustado a 20 N/cm nuevamente la N°2.

Los valores más bajos se presentan agrupados en las muestras N° 4, 9, 10 ,1 en orden de repetición.

Comparación de todos los métodos contra todos.

Tabla N° 45 Resumen Estadístico de los datos.

Factor	Recuento	Promedio	Desviación Estándar	Coeficiente de Variación	Mínimo	Máximo	Rango
32 CAL.	100	31,05	1,95595	6,29937%	28,0	37,0	9,0
32 CM	100	33,83	2,79991	8,27641%	30,0	39,0	9,0
32 FRIO	100	31,69	1,60614	5,0683%	28,0	35,0	7,0
AREN.	100	32,29	1,87646	5,81128%	30,0	38,0	8,0
LUBRI.	100	32,44	2,12878	6,56222%	29,0	39,0	10,0
Total	500	32,26	2,29847	7,12483%	28,0	39,0	11,0

Al analizar todas las muestras podemos observar una diferencia en los promedios de  $\pm 2$  n/cm lo que muestra una buena tolerancia.

Tanto el calor como el frío afectan negativamente el comportamiento de los tornillos de fijación disminuyendo el torque de remoción

El arenado y el lubricado mantienen valores casi neutros y sin modificación alguna muestra supera los mismos.

El frío es el que muestra una menor dispersión en los valores, seguido por el arenado. El calor y sin alteración permanecen iguales y aumenta con el lubricante.

Teniendo en cuenta la mínima el arenado y sin alteración 32 N/cm puro se ubican dentro de los valores de tolerancia establecidos, el resto de las variables cae por debajo de los valores de tolerancia.

En la máxima el lubricado y 32 N/cm arrojan los mejores valores seguidos por el arenado y el calor, el frío disminuye el valor máximo muy por debajo del resto de las variables.

Tabla Nº 46 Distribución de los datos para las muestras.

<i>Factor</i>	<i>Sesgo Estandarizado</i>	<i>Curtosis Estandarizada</i>
32 CAL.	4,2634	1,61552
32 CM	0,738649	-2,48743
32 FRIO	-0,187964	-0,711398
AREN.	3,4345	0,61765
LUBRI.	2,4133	0,740934
Total	6,84764	0,736231

Esta tabla Nº46 muestra diferentes estadísticos de datos para cada uno de los 5 niveles de factor. La intención principal del análisis de varianza de un factor es la de comparar las medias de los diferentes niveles, enlistados aquí bajo la columna de Promedio. Selecciones Gráfico de Medias de la lista de Opciones Gráficas para mostrar gráficamente las medias.

Tabla Nº 47 ANOVA para datos por factor.

<i>Fuente</i>	<i>Suma de Cuadrados</i>	<i>Gl</i>	<i>Cuadrado Medio</i>	<i>Razón-F</i>	<i>Valor-P</i>
Entre grupos	428,72	4	107,18	24,03	0,0000
Intra grupos	2207,48	495	4,45956		
Total (Corr.)	2636,2	499			

Hay diferencias altamente significativas.

La tabla ANOVA descompone la varianza de datos en dos componentes: un componente entre-grupos y un componente dentro-de-grupos. La razón-F, que en este caso es igual a 24,0338, es el cociente entre el estimado entre-grupos y el estimado dentro-de-grupos. Puesto que el valor-P de la prueba-F es menor que 0,05, existe una diferencia estadísticamente significativa entre la media de datos entre un nivel de factor y otro, con un nivel del 95,0% de confianza.

Tabla Nº 48 Pruebas de Múltiple Rangos para datos por factor. Método: 95,0 porcentaje Tukey HSD.

<i>FACTOR</i>	<i>Casos</i>	<i>Media</i>	<i>Grupos Homogéneos</i>
32 CAL.	100	31,05	X
32 FRIO	100	31,69	XX
AREN.	100	32,29	X
LUBRI.	100	32,44	X
32 CM	100	33,83	X

Tabla Nº 49 Análisis de Tukey para las muestras ajustadas a 32 N/cm.

<i>Contraste</i>	<i>Sig.</i>	<i>Diferencia</i>	<i>+/- Límites</i>
32 CAL. - 32 CM	*	-2,78	0,817596
32 CAL. - 32 FRIO		-0,64	0,817596
32 CAL. - AREN.	*	-1,24	0,817596
32 CAL. - LUBRI.	*	-1,39	0,817596
32 CM - 32 FRIO	*	2,14	0,817596
32 CM - AREN.	*	1,54	0,817596
32 CM - LUBRI.	*	1,39	0,817596
32 FRIO - AREN.		-0,6	0,817596
32 FRIO - LUBRI.		-0,75	0,817596
AREN. - LUBRI.		-0,15	0,817596

Referencia: \* indica una diferencia estadísticamente significativa.

Al comparar ajustes de 32 N/cm puros con caliente, frío, arenado y lubricado existe una diferencia estadísticamente significativa.

Al comparar ajustes de 32 N/cm caliente con arenado y lubricado existe una diferencia estadísticamente significativa.

No hay diferencias estadísticamente significativas entre los grupos frío con calor, arenado y lubricado.

No hay diferencias estadísticamente significativas entre los grupos arenado y lubricado

Esta tabla N° 49 aplica un procedimiento de comparación múltiple para determinar cuáles medias son significativamente diferentes de otras. La mitad inferior de la salida muestra las diferencias estimadas entre cada par de medias. El asterisco que se encuentra al lado de los 6 pares indica que estos pares muestran diferencias estadísticamente significativas con un nivel del 95,0% de confianza. Se han identificado 3 grupos homogéneos según la alineación de las X's en columnas. No existen diferencias estadísticamente significativas entre aquellos niveles que compartan una misma columna de X's. El método empleado actualmente para discriminar entre las medias es el procedimiento de diferencia honestamente significativa (HSD) de Tukey. Con este método hay un riesgo del 5,0% al decir que uno o más pares son significativamente diferentes, cuando la diferencia real es igual a 0.

- Dos tornillos elegidos al azar fueron utilizados siguiendo el orden de los procedimientos, sometiéndolos a todas las pruebas antes descritas.
- Tres tornillos fueron reemplazados en el primer procedimiento de ajuste – desajuste 20 N/cm – 32 N/cm por deterioro de la cabeza de los mismos “redondeo” del hexágono.
- Un tornillo fue reemplazado en el procedimiento de lubricado por deterioro de la cabeza del mismo “redondeo” del hexágono.
- Un tornillo fue reemplazado en el procedimiento de arenado por deterioro de la cabeza del mismo “redondeo” del hexágono.

- El destornillador utilizado fue el mismo para todas las pruebas realizadas sufriendo un desgaste y deformación de su hexágono, tras más de 630 mediciones, sin que se altere la sujeción de los tornillos.

## **Discusión**

## Discusión

El presente estudio evaluó de manera experimental cinco modificaciones realizadas sobre los tornillos de fijación de complejos implante – abutmen con el objetivo de disminuir el aflojamiento de tornillos siendo ésta la principal complicación por causas mecánicas.

De la comparación de las muestras y variables observadas en el marco de la investigación podemos verificar el comportamiento de los complejos implante-abutmen – tornillo, los cuales reproducen los datos y la variabilidad de los mismos encontrados en todas las publicaciones periódicas revisadas.

La respuesta en los valores de aflojamiento fue menor, igual y mayor en los distintos procedimientos y en los diferentes momentos de aplicación o repetición. Volviéndose a plantear el interrogante de la causa de esta dispersión.

En promedio si ajustamos los tornillos a 20 N/cm, como es el caso de todos los pasos clínicos intermedios, los mismos se aflojaran a la misma medida de torque. Es de suponer que el torque de 20 N/cm no produce modificación de la estructura del tornillo por lo cual no se aumenta el torque de desajuste. Siendo favorable clínicamente el desajuste a igual o mayor torque inicial.

Por el contrario en promedio, al ajustarlos a 32 N/cm, como es el caso de instalación definitiva de prótesis, esta medida aumenta el desajuste de los mismos aflojándose en mayores torques aplicados al inicial.<sup>33</sup> Comparando los valores encontrados con otras marcas comerciales de primera línea publicadas no se observaron diferencias significativas.

¿Cuál es el valor de desajuste ideal para evitar el aflojamiento en condiciones clínicas? Sin producir lesiones en la oseointegración ni en los componentes implanto –protéticos.

¿Qué factores actúan sobre los componentes implante – abutment – tornillo para dar una variabilidad en los valores de desajuste?

La temperatura obtuvo un comportamiento diferente en sus polos opuestos el frío disminuyó los valores de aflojamiento en relación a la temperatura ambiente pero sin caer por debajo del torque inicial aplicado. Suponiendo la contracción que sufren los complejos implanto protéticos, era de esperar valores inferiores.

Por el contrario el calor se comportó en inferior condición cayendo por debajo de los valores de ajuste inicial. Suponiendo una expansión o dilatación diferente entre el implante y el abutmen – tornillo. Ricomini Filho Antônio Pedro y col 2010 observaron que temperaturas de 37°C provoca el mismo fenómeno reduciendo el torque de aflojamiento.

Podríamos hipotetizar que las condiciones climáticas, zonas donde hace frío, los individuos ingieren mayor cantidad y calidad de elementos calientes, ¿tienen una frecuencia mayor de tasas de aflojamiento? que en lugares donde hace calor y los hábitos son la ingesta de elementos fríos.

Con el agregado de un lubricante sólido como la vaselina no se observaron mejoras significativas en los valores de desajuste en promedio en ninguno de los diez intentos, por el contrario en otro trabajo publicado Tomaghelli C.A, 2000. Se observó un aumento en los valores de desajuste utilizando aceite de lubricación de instrumentos giratorios “Kavo Spray Turbina grasas vaselina siliconada”. Nigro, Frederico, Sendyk, 2010. Obtienen resultados similares de aumento del torque de remoción en sistemas mojados en relación a secos con una diferencia significativa, pero los valores fueron inferiores al torque inicial en ambos casos. La utilización de saliva artificial también produjo mejoras en el aflojamiento siendo el medio natural de lubricación de la cavidad oral.

El arenado de la base del tornillo no produjo un aumento en la fricción entre las partes por lo que no hubo cambios positivos en el aflojamiento. Es probable que aumentando el arenado en la base interna del abutment y la plataforma del implante esta fricción pueda influir positivamente en el aflojamiento así como demostraron Saliba Felipe Miguel y col., 2010 al retirar el hexágono y aumentar las superficies de fricción.



Por último, la utilización de un medio cementante temporario no arrojó los resultados esperados, si bien el aumento de los valores de desajuste fue mayor al torque inicial aplicado. Comparando este cemento “provicol” con otros cementos temporarios como el dycal utilizado en trabajos previos, éste duplicó los valores de desajuste. Tomaghelli C, A, 2000.

Es recomendable continuar con estas líneas de investigación y desarrollar más estos temas ya que encuentran en el mercado gran variedad de cementos temporarios, grasas y aceites como para poder realizar más pruebas.

Pese a la crítica de la forma hexagonal de la cabeza del tornillo de fijación y las puntas de destornillador y torquímetro luego de más de 600 mediciones sólo cinco tornillos fueron reemplazados durante las etapas del procedimiento por deformación permanente o deterioro del material “redondeo” Los destornilladores y puntas de torquímetro no sufrieron esta deformación por lo que justifica dar por aprobados la calidad de los mismos.

Mg. Emanuel R. Tomaghelli.

# **Conclusiones**

## Conclusiones

En vista del análisis de los resultados obtenidos a partir de las mediciones realizadas sobre las muestras individuales y de grupos; realizada la estadística pertinente, se develaron las incógnitas planteadas al inicio de la investigación, así como también se comprobó el rechazo o aceptación de las hipótesis.

Las respuestas a los objetivos e hipótesis planteados fueron:

El ajuste y aflojamiento de los tornillos de fijación ajustados a 20 N/cm demostró tras sucesivas repeticiones un aflojamiento superior al torque inicial aplicado, no concordando con la hipótesis planteada que establecía igualdad o menor torque necesario para el aflojamiento del mismo. Siendo las diferencias encontradas estadísticamente significativas. Quedando de esta manera la hipótesis rechazada.

El comportamiento de los tornillos de fijación ajustados a 32 N/cm se comportó de manera similar al ajustado a 20 N/cm obteniendo valores mayores al torque inicial aplicado. Encontrándose diferencias altamente significativas, se rechaza la hipótesis de igualdad y/o disminución del torque de remoción.

Al realizar la comparación entre los ajustes a 20 N/cm y 32 N/cm el comportamiento del ajuste en 20 N/cm obtiene un aumento decimal, muy reducido del torque inicial aplicado, por el contrario el ajuste a 32 N/cm eleva en 2 N/cm los valores medios. Clínicamente estas respuestas son favorables como se explicó en detalle en el marco teórico.

Al producir cambios en la temperatura de los complejos implante- abutment-tornillo se observó un comportamiento inesperado ya que las temperaturas modificaron los valores de aflojamiento negativamente en comparación al torque inicial aplicado y a los valores de torque obtenidos en las muestras que no sufrieron modificación en las temperaturas. El frío homogeneizó la muestra pero con disminución significativa de las medidas. El aumento de temperatura demostró empeorar aun más el aflojamiento de los tornillos quedando el total de las muestras por debajo del torque inicial aplicado. Comparando los tornillos sin modificación con los calientes los rangos se ven incrementados a su máxima expresión. Existiendo estadísticamente diferencias altamente significativas se concluye el rechazo de la hipótesis.

La adición de agente lubricante a la superficie de la rasca del tornillo de fijación dio como resultado un aumento del aflojamiento de los 32 N/cm iniciales, pero comparando con los tornillos sin agregado los valores fueron inferiores.

La hipótesis de igualdad o disminución de aflojamiento en relación al ajuste inicial es rechazada ya que los resultados demostraron diferencias significativas.

Cuando los tornillos de fijación arenados en su perfil de rosca se ajustaron y aflojaron en los sucesivos intentos el comportamiento fue igual al torque inicial aplicado. Quedando la hipótesis de igualdad aceptada.

Por el contrario al realizar la comparación de las diferencias sobre los tornillos no tratados en su superficie ajustados a igual torque estos experimentaron un aflojamiento superior.

El hecho de colocar un agente cementante temporario sobre la rosca del tornillo redujo significativamente el aflojamiento de los tornillos de fijación en comparación al ajuste inicial y al ajuste medio aplicado bajo los mismos parámetros de medición de torque. Concluyendo con la aceptación de la hipótesis de aumento de torque de remoción.

# **Bibliografía**

## Bibliografía

---

- <sup>1</sup> Bränemark, Per Ingvar; Zarb, George, A; Albrektsson, Tomas. Prótesis Tejido – Integradas. La oseointegración en la Odontología Clínica. Berlin: Quintessence publishing Co; 1985. 11-76.
- <sup>2</sup> Naert, I. A study of 589 implants supporting complete fixed prostheses. Part II: Prosthetic aspects. J. Prosth. Dent. 1992; 68:949-56.
- <sup>3</sup> Jemt, T. Lekholm, U. Grondahl, K. Single implant restorations ad modum Bränemark. A 3 years follow – up study of the development group. Int. J. Periodont. Res. Dent. 1990, 5:341-349.
- <sup>4</sup> Quirynen M, De Soete M, van Steenberghe D. Infectious risks for oral implants: a review of the literature. Clin Oral Implants Res 2002; 13:1-19.
- <sup>5</sup> Dibart S, Warbington M, Su MF, Skobe Z. In vitro evaluation of the implant-abutment bacterial seal: the locking taper system. Int J Oral Maxillofac Implants 2005; 20:732-737.
- <sup>6</sup> Jansen VK, Conrads G, Richter EJ. Microbial leakage and marginal fit of the implant-abutment interface. Int J Oral Maxillofac Implants. 1997; 12:527-540.
- <sup>7</sup> Piermatti J, Yousef H, Luke A, Mahevich R, Weiner S. An in vitro analysis of implant screw torque loss with external hex and internal connection implant system. Implant Dent. 2006 15 4:427-35.
- <sup>8</sup> Ricomini Filho Antônio Pedro, Fernandes Federico Silva de Freitas, Straioto Fabiana Gouveia, Silva Wander José da, Del Bel Cury Altair Antoninha. Preload loss and bacterial penetration on different implant-abutment connection systems. Braz. Dent. J. 2010; 21(2): 123-129.
- <sup>9</sup> Nigro, Frederico, Sendyk, Claudio L., Francischone, Jr. Carlos Eduardo, Francischone, Carlos Eduardo. Removal torque of zirconia abutment screws under dry and wet conditions. Braz. Dent. J. 2010; 21(3): 225-228.
- <sup>10</sup> Wolfinger GJ. Implant prosthodontic and restorative complications. Int J Oral Maxillofac Implants 2003; 18:766-767.

- 
- <sup>11</sup> Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JY. Clinical complications with implants and implant prostheses. J Prosth Dent 2003; 90:121-132.
- <sup>12</sup> Jaarda, M. Geometric comparison of five interchangeable implant protsthetic Retailing screws. J. Prosth, 1995, 74:373-9.
- <sup>13</sup> Burguelt, R.L.; Johns, R.B; Keng, T.; Patterson, E.A. Tightining characteristics for screw joint in oseantegratid implant. J. Prosth. Dent, 1994, 71:592-9.
- <sup>14</sup> Lazzara, R. Ventajas restaurativas de implantes con cabeza hexagonal. Actualidad Implantológica, 1992, 1(4):33-39.
- <sup>15</sup> David G. Gratton, Steven A. Aquilino, Clark M. Stanford. Micromotion and dynamic fatigue properties of the dental implant–abutment interface. J. Prosth. Dent. 2001 85, 1: 47-52.
- <sup>16</sup> Tomaghelli C.A. Diferentes tornillos de fijación y agentes coadyuvantes en prótesis implanto soportadas. Estudio comparativo in – Vitro. Realizado en la Universidad Nacional de La Plata, Facultad de Odontología durante el período 1998 – 1999, 1: 9-18.
- <sup>17</sup> Jaarda, M. Geometric comparison of five interchangeable implant protsthetic Retailing screws. J. Prosth, 1995, 74:373-9.
- <sup>18</sup> Michalakis KX, Hirayama H, Garefis PD. Cement-retained versus screw-retained implant restorations: a critical review. Int J Oral Maxillofac Implants 2003; 18:719-728.
- <sup>19</sup> Uludag, B. Celik, G; Fabrication of a cement – and screw – retained multiunit implant restoration. J. Oral Implantol, 2006; 32 5:248-50.
- <sup>20</sup> Jemt, T. Lekholm, U. Grondahl, K. Single implant restorations ad modum Bränemark. 3 years follow – up study of the development group. Int. J. Periodont. Res. Dent. 1990, 5:341-349.

- 
- <sup>21</sup> Saliba Felipe Miguel, Cardoso Mayra, Torres Marcelo Ferreira, Teixeira Alexandre Carvalho, Lourenço Eduardo José Veras, Telles Daniel de Moraes. A rationale method for evaluating unscrewing torque values of prosthetic screws in dental implants. *J. Appl. Oral Sci.* 2011; 19(1): 63-67. doi: 10.1590/S1678-77572011000100013.
- <sup>22</sup> Jung RE, Pjetursson BE, Glauser R, Zembic A, Zwahlen M, Lang NP. A systematic review of the 5-year survival and complication rates of implant-supported single crowns. *Clin Oral Implants Res.* 2008; 19:119-30.
- <sup>23</sup> Kreissl ME, Gerds T, Muche R, Heydecke G, Strub JR. Technical complications of implant-supported fixed partial dentures in partially edentulous cases after an average observation period of 5 years. *Clin Oral Implants Res.* 2007; 18:720-6.
- <sup>24</sup> Pjetursson BE, Tan K, Lang NP, Brägger U, Egger M, Zwahlen M. A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5 years. *Clin Oral Implants Res.* 2004; 15:625-42.
- <sup>25</sup> Marinero I, Philipp A, Zembic A, Pjetursson BE, Hämmerle CH, Zwahlen M. A systematic review of the performance of ceramic and metal implant abutments supporting fixed implant reconstructions. *Clin Res implants orals.* 2009; 20 4:4-31.
- <sup>26</sup> Theoharidou A, Petridis HP, Tzannas K, Garefis P. Abutment screw loosening in single-implant restorations: a systematic review. *Int J Implant Maxillofac oral.* 2008; 23:681-90.
- <sup>27</sup> Binon, P: "Evaluation of machining accuracy and consistency of selected implants, standard abutments and laboratory analogs". *Int. J. Pros;* 1995; 8:162-178.
- <sup>28</sup> Binon, P; "Evaluation of three slips fit hexagonal implants". *J. Implant. Dent.* 1996; 5:235-248.
- <sup>29</sup> Sorensen, J. Avera, S. Tomas, C. Comparison of interface fidelity of implant systems. *J. Dent. Research,* 1991: 770 -540.
- <sup>30</sup> Schulte, J. Manufacturing tolerances of the external hex of six implant systems. *Imp. Dent.* 1994:51-53.



- 
- <sup>31</sup> Kano, S. C., Binon, P., Bonfante, G., Curtis, D. A. Effect of casting procedures on screw loosening in UCLA – type abutments. *J. Prosthodontic*. 2006. 15 (2): 77-81.
- <sup>32</sup> Saliba Felipe Miguel, Cardoso Mayra, Torres Marcelo Ferreira, Teixeira Alexandre Carvalho, Lourenço Eduardo José Veras, Telles Daniel de Moraes. A rationale method for evaluating unscrewing torque values of prosthetic screws in dental implants. *J. Appl. Oral Sci*. 2011; 19(1): 63-67.
- <sup>33</sup> Barbosa Gustavo Augusto Seabra, Bernardes Sérgio Rocha, Neves Flávio Domingues das, Fernandes Neto Alfredo Júlio, Mattos Maria da Glória Chiarello de, Ribeiro Ricardo Faria. Relation between implant/abutment vertical misfit and torque loss of abutment screws. *Braz. Dent. J*. 2008; 19(4): 358-363.
- <sup>34</sup> Piermatti J, Yousef H, Luke A, Mahevich R, Weiner S. An in vitro analysis of implant screw torque loss with external hex and internal connection implant system. *Implant Dent*. 2006 15 4:427-35.
- <sup>35</sup> Ricomini Filho Antônio Pedro, Fernandes Federico Silva de Freitas, Straioto Fabiana Gouveia, Silva Wander José da, Del Bel Cury Altair Antoninha. Preload loss and bacterial penetration on different implant-abutment connection systems. *Braz. Dent. J*. 2010; 21(2): 123-129.
- <sup>36</sup> Roselino Ribeiro Ana Lúcia, Noriega Jorge Roberto, Dametto Fábio Roberto, Vaz Luís Geraldo. Compressive fatigue in titanium dental implants submitted to fluoride ions action. *J. Appl. Oral Sci*. 2007; 15(4): 299-304. doi: 10.1590/S1678-77572007000400011.
- <sup>37</sup> Tomaghelli, C, A. Kitrilakis, A. E. Luchetti, C. Tomaghelli, E.R. Aflojamiento de los tornillos de Au, Ti, y tratados superficialmente. Estudio comparativo in vitro. *J. Dent. Res. S.A.I.O. XXXIII*. 2000, 26 Abs 102.
- <sup>38</sup> Martin WC, Woody RD, Miller BH, Miller AW. Implant abutment screw rotations and preloads for four different screw materials and surfaces. *J Prosthet Dent*. 2001;86:24-32.

- 
- <sup>39</sup> Gil F.J, Crespo A, Aparicio C, Peña J, Marsal M, Planell J.A. Aflojamiento de tornillos de conexión implante dental prótesis mediante simulación de cargas cíclicas masticatorias. CREB. Departamento de Ciencia de los Materiales e Ingeniería Metalúrgica, Universidad Politécnica de Cataluña. Barcelona Anales de mecánica de la fractura 2003; Vol. 20. 491:94.
- <sup>40</sup> Cantwell A, Hobkirk JA. Preload loss in gold prosthesis-retaining screws as a function of time. Int J Oral Maxillofac Implants. 2004; 19(1):124-32.
- <sup>41</sup> Kim SK, Lee JB, Koak JY, Heo SJ, Lee KR, Cho LR, Lee SS. An abutment screw loosening study of a Diamond Like Carbon-coated CP titanium implant. 2005. J. Oral Rehabilitation Volume 32, Issue 5, pages 346–350.
- <sup>42</sup> Stüker RA, Teixeira ER, Beck JCP, Costa NP. Preload and torque removal evaluation of three different abutment screws for single standing implant restorations. J Appl Oral Sci. 2008; 16:55-8.
- <sup>43</sup> Haack JE, Sakaguchi RL, Sun T, Coffey JP. Elongation and preload stress in dental implant abutment screws. Int J Oral Maxillofac Implants. 1995; 10(5):529-36.
- <sup>44</sup> Patterson EA, Johns RB. Theoretical analysis of the fatigue life of fixture screws in osseointegrated dental implants. Int J Oral Maxillofac Implants 1992; 7:26-33.
- <sup>45</sup> Weiss EI, Kozak D, Gross MD. Effect of repeated closures on opening torque values in seven abutment-implant systems. J Prosth Dent 2000; 84:194-199.
- <sup>46</sup> Barbosa Gustavo Seabra, Silva-Neto João Paulo da, Simamoto-Júnior Paulo Cezar, Neves Flávio Domingues das, Mattos Maria da Gloria Chiarello de, Ribeiro Ricardo Faria. Evaluation of screw loosening on new abutment screws and after successive tightening. Braz. Dent. J. 2011. 22(1): 51-55. Doi: 10.1590/S0103-64402011000100009.
- <sup>47</sup> Gross. M.; Kozak. D.; Laufer. B. Z.; Weiss. E. I. Manual closing torque in five implant abutment system: an in vitro comparative study. J. Prosth. Dent. 1999. 81 (5): 574-8.

- 
- <sup>48</sup> Carr A; Larsen P; Papazoglou E. Reverse torque fixture of screw – shaped implants in baboons: baseline data for abutment torque application. J. Oral Maxillofac Implants 1995; 10, (2): 167-74.
- <sup>49</sup> Martínez-González JM, García-Sabán F, Ferrándiz-Bernal J, Gonzalo-Lafuente JC, Cano-Sánchez J, Barona-Dorado C. Removal torque and physico-chemical characteristics of dental implants etched with hydrofluoric and nitric acid. An experimental study in Beagle dogs. Med Oral Patol Oral Cir Bucal 2006; 11:E281-5.
- <sup>50</sup> Jemt T, Rubenstein JE, Carlsson L, Lang BR. Measuring fit at the implant prosthodontic interface. J Prosth Dent 1996; 75:314-325.
- <sup>51</sup> Riedy SJ, Lang BR, Lang BE. Fit of implant frameworks fabricated by different techniques. J Prosth Dent 1997; 78:596-604.
- <sup>52</sup> Weiss, E. I.; Kozak, D.; Gross, R. F. The effect of the use of a counter – torque device on the abutment – implant complex. J. Prosth. Dent. 2000. 8, (2):194-9.
- <sup>53</sup> Bianchi, Andrea, Prótesis implantosoportada. Bases biológicas - Biomecánica – Aplicaciones clínicas. Actualidades Medico Odontológicas Latino América, C.A. Primera edición. 2001.
- <sup>54</sup> Misch CE: A three – dimensional finite stress analysis of two blade implant neck designs (thesis), University of Pittsburgh School of Dental Medicine, 1989.
- <sup>55</sup> Khraisat, A. Stability of implant – abutment interface with a hexagon – mediated butt joint: failure mode and bending resistance. Clin. Implant Dent Relat Res. 2005; 7 (4): 221-8.
- <sup>56</sup> Fotografía Caso clínico Prof. Dr. Tomaghelli, Carlos A. 2005.
- <sup>57</sup> Macchi, R. L. Materiales dentales. Tercera edición. Editorial Panamericana. Bs – As. Argentina. 2000; 2:13-34.
- <sup>58</sup> Erneklint, C. Odman, P. Ortengren, U. Karisson, S. An in vitro load evaluation of a conical implant system with 2 abutment designs and 3 different retaining – screw alloys. Int. J. Maxillofac Implant. 2006; 21,; 5:733-7.

---

<sup>59</sup> Misch Carl E. Implantología contemporánea. Mosby / Doyma Libros. Primera edición Española. Madrid España. 1995. 8:157-173.

<sup>60</sup> Cozzolino, M. P. Comparación del aflojamiento entre abutments cerámicos y abutments metálicos ante cargas dinámicas. Tesis Universidad Nacional de La Plata. Facultad de odontología. 2004 (12-15): 54-73.

<sup>61</sup> Balshi TJ. An analysis and management of fractured implants: a clinical report. Int J Oral Maxillofac Implants. 1996; 11: 660-6.

<sup>62</sup> McDermott NE, Chuang SK, Woo VV, Dodson TB. Complications of dental implants: identification, frequency, and associated risk factors. Int J Oral Maxillofac Implants. 2003;18:848-55.

<sup>63</sup> Aparicio C. A new method to routinely achieve passive fit of ceramometal prostheses over Brånemark osseointegrated implants: a two-year report. Int J Periodontics Restorative Dent 1994;14:405-419.

<sup>64</sup> Watanabe F, Uno I, Hata Y, Neuendorff G, Kirsch A. Analysis of stress distribution in a screw -retained implant prosthesis. Int J Oral Maxillofac Implants 2000;15:209-218.

<sup>65</sup> Stafford Gary L Survival rates of short-span implant-supported cantilever fixed dental prostheses. Evid Based Dent. 2010; 11(2):50-1.

<sup>66</sup> Arturo Sánchez-Pérez, M<sup>a</sup> José Moya-Villaescusa, Alfonso Jornet - García, Santiago Gomez. Etiology, risk factors and management of implant fractures. *Journal Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2010 1;15 (3): 504-8.

<sup>67</sup> Tan, BF, Tan KB, Nicholls JI. Critical bending momento f implant – abutment screw joint interface: effect of torque levels and implant diameter. J. Oral Maxillofac Implant. 2004; 19 (5): 648-58.

<sup>68</sup> Uribe R, Peñarrocha M, Sanchis JM, García O. Marginal peri - implantitis due to occlusal overload. A case report. Med Oral 2004;9:159-62.

<sup>69</sup> Ricomini Filho Antônio Pedro, Fernandes Frederico Silva de Freitas, Straioto Fabiana Gouveia, Silva Wander José da, Del Bel Cury Altair Antoninha. Preload

---

loss and bacterial penetration on different implant-abutment connection systems. Braz. Dent. J. 2010; 21(2): 123-129.

<sup>70</sup> Macchi, R. L. Materiales dentales. Tercera edición. Editorial Panamericana.

Bs – As. Argentina. 2000; 11:130-135.

<sup>71</sup> Tomaghelli C.A. Diferentes tornillos de fijación y agentes coadyuvantes en prótesis implanto soportadas. Estudio comparativo in – Vitro. Realizado en la Universidad Nacional de La Plata, Facultad de Odontología durante el período 1998 – 1999, 1: 9-18.

<sup>72</sup> Nigro, Frederico, Sendyk, Claudio L., Francischone, Jr. Carlos Eduardo, Francischone, Carlos Eduardo. Removal torque of zirconia abutment screws under dry and wet conditions. Braz. Dent. J. 2010; 21(3): 225-228.