

**UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA**



TESIS DOCTORAL

**Estudio experimental in vitro de la influencia de la angulación
del implante en el aflojamiento de tornillos en coronas
unitarias sobre implantes de conexión externa en base a su
técnica de fabricación, sinterizado láser y mecanizado**

MEMORIA PARA OPTAR AL GRADO DE DOCTOR

PRESENTADA POR

Luis Fernando Félix Sánchez

Director

Miguel Ángel Gómez Polo

Madrid

UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID

FACULTAD DE ODONTOLOGIA



TESIS DOCTORAL

ESTUDIO EXPERIMENTAL IN VITRO DE LA INFLUENCIA DE LA ANGULACIÓN DEL IMPLANTE EN EL AFLOJAMIENTO DE TORNILLOS EN CORONAS UNITARIAS SOBRE IMPLANTES DE CONEXIÓN EXTERNA EN BASE A SU TÉCNICA DE FABRICACIÓN, SINTERIZADO LÁSER Y MECANIZADO

MEMORIA PARA OPTAR AL GRADO DE DOCTOR

Presentada por

Luis Fernando Félix Sánchez.

Director

Miguel Ángel Gómez Polo.

UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID
FACULTAD DE ODONTOLOGIA



TESIS DOCTORAL

ESTUDIO EXPERIMENTAL IN VITRO DE LA INFLUENCIA DE LA ANGULACIÓN DEL IMPLANTE EN EL AFLOJAMIENTO DE TORNILLOS EN CORONAS UNITARIAS SOBRE IMPLANTES DE CONEXIÓN EXTERNA EN BASE A SU TÉCNICA DE FABRICACIÓN, SINTERIZADO LÁSER Y MECANIZADO

Presentada por

Luis Fernando Félix Sánchez.

Director

Miguel Ángel Gómez Polo.

Agradecimientos.

Al **Prof. Dr. Miguel Gómez Polo**, por aceptar ser mi tutor y abrirme las puertas en este trabajo, por su tiempo, dedicación y su gran aportación de conocimientos y sus grandes enseñanzas que no solo son de investigación. Por brindarme su amistad y ser guía en este trabajo.

A mi esposa **Michell Eunice Medina Díaz**, por su amor, paciencia y apoyo incondicional.

A mis padres, **Sergio Félix y Rosa Sánchez**, por guiarme desde niño, por su apoyo y amor incondicional durante todo este tiempo.

Al **Dr. Cervera**, quiero agradecer por el tiempo que se tomó al diseñar la máquina para este proyecto, por la confección de ella y por la confianza que depósito en este trabajo.

Al **Prof. Dr. Del Rio**, por su apoyo desde el inicio de esta investigación.

Dedicado a mi hija Constanza y a mi esposa Michell por ser mi mejor motivo.

Dedicado también para Ramón, Isabel, Ismael y Roberto.

ÍNDICE GENERAL.

Índice de tablas.....	14
Índice de figuras.	18
RESUMEN EN ESPAÑOL	22
RESUMEN EN INGLÉS.....	25
I. INTRODUCCIÓN	29
ANTECEDENTES HISTÓRICOS	30
Definición de implantes dentales.	33
Componentes de una restauración sobre implante.	34
Tipo de pilares.	35
Según la Conexión Implante – Pilar.....	35
Según la angulación con el implante.	36
Según el Material de Fabricación	37
Titanio.....	37
Aleación Cromo-Cobalto.....	39
Biomecánica de los Materiales.	40
Según la Técnica de Fabricación.....	43
Sinterización por Láser	46
Según la Retención de la Prótesis.....	49
Complicaciones de la implantología	50
Aflojamiento de Tornillos.....	51
Fatiga Cíclica	55
II. HIPÓTESIS.....	57
HIPÓTESIS DEL TRABAJO	58

	12
PLANTEAMIENTO DE LAS HIPOTESIS.....	58
III. JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS.....	61
Justificación y objetivos.	62
IV. MATERIAL Y MÉTODOS.....	65
Materiales y grupos de ensayos	66
Máquina de carga cíclica y motor de implantes	73
Preparación de las muestras	77
Registro y toma de valores	83
Diseño del experimento	84
Software estadístico	84
V. RESULTADOS.....	85
Cálculo del muestreo.	86
Hipótesis H0.1 y H1	88
Hipótesis H0.2 y H2	94
Hipótesis H0.3 y H3.....	100
Hipótesis H0.4 y H4.....	106
Hipótesis H0.5 y H5.....	112
Hipótesis H0.6 y H6.....	118
Hipótesis H0.7 y H7.....	124
Hipótesis H0.8 y H8.....	128
Hipótesis H0.9 y H9.....	132
Hipótesis H0.10 y H10.....	136
Estabilidad de los pilares sinterizados por láser de 0, 15 y 20 grados.....	138
Hipótesis H0.11 y H11.....	140
Estabilidad de los pilares sinterizados 0, 15 y 20 grados.	142

Hipótesis H0.12 y H12.	144
Hipótesis H0.13 y H13.	147
VI. DISCUSIÓN	151
VII. CONCLUSIONES.....	171
VIII. BIBLIOGRAFÍA	173

Índice de tablas.

Tabla 1. Estadísticos descriptivos del torque de aflojamiento final de todos los grupos.	87
Tabla 2. Pruebas de normalidad del aflojamiento inicial y final de los pilares mecanizados de 0 grados.	88
Tabla 3. Prueba de Wilcoxon de los rangos con signo para contraste de la hipótesis $H_{0.1}$	89
Tabla 4. Resumen de procesamiento de casos del aflojamiento inicial y final de los pilares mecanizados de 0 grados.	90
Tabla 5. Estadísticos descriptivos del aflojamiento inicial y final de los pilares mecanizados de 0 grados.	90
Tabla 6. Aflojamiento inicial y final de los pilares mecanizados de 0 grados.	91
Tabla 7. Pruebas de normalidad del aflojamiento inicial y final para los pilares mecanizados de 15 grados.	94
Tabla 8. Prueba de Wilcoxon de los rangos con signo para el contraste de la hipótesis nula $H_{0.2}$	95
Tabla 9. Resumen de procesamiento de casos del aflojamiento inicial y final de los pilares mecanizados de 15 grados.	96
Tabla 10. Estadísticos descriptivos del Aflojamiento inicial y final de los pilares mecanizados de 15 grados	96
Tabla 11. Diagrama de tallo y hojas del Aflojamiento inicial de los pilares mecanizados de 15 grados.	97
Tabla 12. Pruebas de normalidad del aflojamiento inicial y final para los pilares mecanizados de 20 grados.	100
Tabla 13. Prueba de Wilcoxon de los rangos con signo para el contraste de la hipótesis nula $H_{0.3}$	101
Tabla 14. Resumen de procesamiento de casos del aflojamiento inicial y final de los pilares mecanizados de 20 grados.	102
Tabla 15. Estadísticos descriptivos del aflojamiento inicial y final de los pilares implantes mecanizados de 20 grados.	102

Tabla 16. Diagrama de tallo y hojas del aflojamiento inicial y final de los pilares mecanizados de 20 grados.	103
Tabla 17. Pruebas de normalidad del aflojamiento inicial y final de los pilares sinterizados de 0 grados.	106
Tabla 18. Prueba de Wilcoxon de los rangos con signo para el contraste de la hipótesis nula $H_{0.4}$	107
Tabla 19. Resumen de procesamiento de casos del aflojamiento inicial y final de los pilares sinterizados por láser de 0 grados.	108
Tabla 20. Estadísticos descriptivos del aflojamiento inicial y final de los pilares sinterizados por láser de 0 grados.	108
Tabla 21. Diagrama de tallo y hojas del aflojamiento inicial de los pilares sinterizados de 0 grados.	109
Tabla 22. Pruebas de normalidad del aflojamiento inicial y final para los pilares sinterizados por láser de 15 grados.	112
Tabla 23. Prueba de Wilcoxon de los rangos con signo para contraste de la hipótesis $H_{0.5}$	113
Tabla 24. Resumen de procesamiento de casos del aflojamiento inicial y final de los pilares sinterizados por láser de 15 grados.	114
Tabla 25. Estadísticos descriptivos del aflojamiento inicial y final de los pilares sinterizados por láser de 15 grados.	114
Tabla 26. Diagrama de tallo y hojas del aflojamiento inicial y final de los pilares sinterizados por láser de 15 grados.	115
Tabla 27. Pruebas de normalidad del aflojamiento inicial y final para los pilares sinterizados de 20 grados.	118
Tabla 28. Prueba de Wilcoxon de los rangos con signo para el contraste de hipótesis nula $H_{0.6}$	119
Tabla 29. Estadísticos descriptivos del aflojamiento inicial y final sinterizado de 20 grados.	120
Tabla 30. Resumen de procesamiento de casos de los pilares sinterizados de 20 grados.	120

Tabla 31. Diagrama de tallos y hojas del aflojamiento inicial y final de los pilares sinterizados de 20 grados.	121
Tabla 32. Prueba de normalidad del aflojamiento final para los pilares mecanizados de 0 grados y pilares sinterizados de 0 grados.	124
Tabla 33. Prueba de muestras independientes para el contraste de la hipótesis H0.7	125
Tabla 34. Resumen de procesamiento de casos de los pilares mecanizados y sinterizados 0 grados.	125
Tabla 35. Estadísticos descriptivos de los pilares mecanizados de 0 grados y pilares sinterizados de 0 grados.	126
Tabla 36. Prueba de normalidad de los datos de los pilares mecanizados y sinterizados 15 grados.	128
Tabla 37. Estadísticos descriptivos de los grupos de pilares mecanizados y sinterizados de 15 grados.	129
Tabla 38. Prueba de muestras independientes para el contraste de la hipótesis H0.8.....	129
Tabla 39. Resumen de procesamiento de casos de los pilares mecanizados y sinterizados de 15 grados.	130
Tabla 40. Pruebas de normalidad del conjunto de datos de los pilares mecanizados y sinterizados de 20 grados.....	132
Tabla 41. Estadísticos descriptivos del aflojamiento final de los pilares mecanizados y sinterizados de 20 grados de angulación.	133
Tabla 42. Test T de medias para dos muestras independientes para contraste de la hipótesis nula H0.9.....	133
Tabla 43. Resumen de procesamiento de casos del aflojamiento final de los pilares mecanizados y sinterizados de 20 grados	134
Tabla 44. Test Kruskal Wallis para contraste de la hipótesis nula H0.10.....	136
Tabla 45. Estadísticos descriptivos del grupo de pilares mecanizados (0, 15 y 20 grados)	137
Tabla 46. Prueba post hoc de comparaciones HSD Tukey del aflojamiento final de los pilares mecanizados 0°, 15° y 20°	138

Tabla 47. Estadísticos descriptivos de los pilares sinterizados de 0, 15 y 20 grados.	139
Tabla 48. Test de Kruskal Wallis para contraste de la hipótesis nula H0.11.....	140
Tabla 49. Estadísticos descriptivos del grupo de pilares sinterizados (0, 15 y 20 grados).	141
Tabla 50. Prueba Post Hoc HSD Tukey de comparaciones múltiples del aflojamiento final de los pilares sinterizados de 0°, 15° y 20°	142
Tabla 51. Estadísticos descriptivos de los pilares sinterizados de 0, 15 y 20 grados	142
Tabla 52. Pruebas de normalidad del aflojamiento final de los pilares mecanizados y sinterizados 0°, 15° y 20°	144
Tabla 53. Análisis univariado de varianza para la prueba de la hipótesis H0.12	145
Tabla 54. Pruebas de normalidad del aflojamiento final de los pilares mecanizados y sinterizados 0°, 15° y 20°.	147
Tabla 55. Análisis univariado de varianza para la prueba de la hipótesis H0.13	148

Índice de figuras.

Figura 1. Evolución de los implantes dentales. Fuente: Elaboración propia.....	32
Figura 2. Partes de una restauración sobre implante Implante.	35
Figura 3. Fuerzas a las que se somete un hueso.....	40
Figura 4. Curva de Esfuerzo - Deformación.	42
Figura 5. Fallos mecánicos.....	51
Figura 6. Prueba de Fatiga y Resultado.	56
Figura 7. Implante de conexión hexagonal externa.	66
Figura 8. Pilar mecanizado MG-Osseous® STD.	67
Figura 9. Pilar mecanizado MG-Osseous® STD angulado.	67
Figura 10. Pilar mecanizado MG-Osseous® STD con hexágono antirrotacional externo.	68
Figura 11. Pilar de cromo-cobalto realizado mediante sinterización láser.....	68
Figura 12. Pilar de cromo-cobalto angulado realizado mediante sinterización láser.	69
Figura 13. Pilar de cromo-cobalto con hexágono antirrotacional externo.....	69
Figura 14. Tornillo estándar para implantes de conexión externa.	70
Figura 15 Motor de implantes.....	71
Figura 16. Probeta de aluminio.....	72
Figura 17. Máquina de fatiga.	73
Figura 18. Gráfica de calibración de máquina de fatiga.	74
Figura 19. Compresor de aire.....	75
Figura 20. Gráfica de calibración del motor de implantes.....	76
Figura 21. Ajuste de tornillo.....	77
Figura 22. Implante fijado a probeta de aluminio.....	78
Figura 23. Muestra fijada a máquina de fatiga.....	79
Figura 24. Ajustando tornillo de fijación.....	80
Figura 25. Ajustando base de pistón.	80
Figura 26. Colocación de galga metálica.....	81
Figura 27. Contador de impactos.	82

Figura 28. Aflojamiento final.	83
Figura 29. Fórmula para determinar el tamaño muestral de cada grupo.	86
Figura 30 Resumen de contraste de la hipótesis nula H0.1	89
Figura 31. Gráficos QQ normal y QQ sin tendencia del aflojamiento inicial y final de los pilares mecanizados de 0 grados.	92
Figura 32. Gráfico Box Plot para el aflojamiento inicial y final de los pilares mecanizados de 0 grados.	92
Figura 33. Histograma del aflojamiento inicial y final de los pilares mecanizados de 0 grados.	93
Figura 34. Resumen del contraste de la hipótesis nula H0.2	95
Figura 35. Gráficos QQ normal y QQ sin tendencia del aflojamiento inicial y final de los pilares mecanizados de 15 grados.	98
Figura 36. Gráfico Box Plot para el aflojamiento inicial y final de los pilares mecanizado de 15 grados.	98
Figura 37. Histograma del aflojamiento inicial de los pilares mecanizados de 15 grados.	99
Figura 38. Resumen del contraste de la hipótesis nula H0.3.	101
Figura 39. Gráficos QQ normal y QQ sin tendencia del aflojamiento inicial de los pilares mecanizados de 20 grados.	104
Figura 40 Gráfico Box Plot para el aflojamiento inicial y final de los pilares mecanizados de 20 grados.	104
Figura 41. Histograma del aflojamiento inicial y final de los pilares mecanizados de 20 grados.	105
Figura 42. Resumen del contraste de la hipótesis nula H0.4.	107
Figura 43. Gráficos QQ normal y QQ sin tendencia del aflojamiento inicial de los pilares sinterizados por láser de 0 grados.	110
Figura 44 Gráfico Box Plot para el aflojamiento inicial y final de los pilares sinterizados por láser de 0 grados.	110
Figura 45 Histograma del aflojamiento inicial y final de los pilares sinterizados por láser de 0 grados.	111
Figura 46. Resumen del contraste de la hipótesis nula H0.5	113

Figura 47. Gráficos QQ normal y QQ sin tendencia del aflojamiento inicial de los pilares sinterizados por láser de 15 grados.	116
Figura 48 Gráfico Box Plot para el aflojamiento inicial y final de los pilares sinterizados por láser de 15 grados.	116
Figura 49. Histograma del aflojamiento inicial y final de los pilares sinterizados por láser de 15 grados.....	117
Figura 50. Resumen del contraste de la hipótesis nula H0.6.	119
Figura 51. Gráficos QQ normal y QQ sin tendencia del aflojamiento inicial de los pilares sinterizados de 20 grados.....	122
Figura 52 Gráfico Box Plot para el aflojamiento inicial y final de los pilares sinterizados de 20 grados.	122
Figura 53. Histograma del aflojamiento inicial y final de los pilares sinterizados de 20 grados.	123
Figura 54. Gráficos QQ normal y QQ sin tendencia del aflojamiento final de los pilares mecanizados 0 grados y pilares sinterizados 0 grados.	126
Figura 55. Gráfico Box Plot comparativo para los datos de aflojamiento final de los pilares mecanizados y sinterizados de 0 grados.....	127
Figura 56. Gráficos QQ normal y QQ sin tendencia del aflojamiento final de los pilares mecanizados y sinterizados de 15 grados.	131
Figura 57. Gráfico Box Plot comparativo del aflojamiento final de los pilares mecanizados y sinterizados de 15 grados	131
Figura 58. Gráficos QQ normal y QQ sin tendencia del aflojamiento final de los pilares mecanizados y sinterizados de 20 grados.....	135
Figura 59. Gráfico Box Plot comparativo del aflojamiento final de los pilares mecanizados y sinterizados de 20 grados	135
Figura 60. Resumen del contraste de la hipótesis nula H0.10.....	137
Figura 61. Gráfico Box Plot del aflojamiento final de los pilares mecanizados 0°, 15° y 20°	139
Figura 62. Resumen del contraste de la hipótesis nula H0.11.....	141
Figura 63. Gráfico Box Plot del aflojamiento final de los pilares sinterizados 0°, 15° y 20°	143

Figura 64. Gráfico de medias de la angulación para el aflojamiento final de los pilares mecanizados y sinterizados.....	146
Figura 65. Gráfico de Box Plot de la angulación para el aflojamiento final de los pilares mecanizados y sinterizados.....	146
Figura 66. Gráfico de medias del aflojamiento final en función del mecanismo de confección.....	149
Figura 67. Gráfico de Box Plot del aflojamiento final de los mecanismos de confección mecanizado y sinterizado.....	149

RESUMEN EN ESPAÑOL

Título: Estudio experimental in vitro de la influencia de la angulación del implante en el aflojamiento de tornillos en coronas unitarias sobre implantes de conexión externa en base a su técnica de fabricación, sinterizado láser y mecanizado.

Introducción: Uno de los problemas mecánicos más recurrentes asociados a los implantes dentales es el aflojamiento de los tornillos de unión implante-pilar. Una forma de medición del aflojamiento de estos es mediante el torque (Ncm), la pérdida de torque de apretamiento puede llevar a que en la interfase aparezcan unos micromovimientos que puede ocasionar un problema mecánico que es el aflojamiento de la prótesis o biológico mediante la filtración de bacterias.

Objetivos: Los objetivos planteados para esta investigación son los siguientes: 1) Observar si existen diferencias en el aflojamiento de tornillos en los implantes de conexión externa, tanto fabricados por sinterizado láser como por mecanizado, en angulaciones de 0°, 15° y 20° grados, antes y después de ser sometidos a carga cíclica equivalente a un año de carga masticatoria. 2) Determinar y comparar si el mecanismo de confección del pilar por CAD/CAM, mecanizado y sinterizado láser, afecta a los valores de torque de aflojamiento antes y después de aplicar una carga cíclica equivalente a un año de carga masticatoria en implantes de conexión externa, en pilares de 0°, 15° y 20° grados de angulación. 3) Comparar si la angulación del pilar, 0°, 15° y 20° grados, afecta a los valores de torque de aflojamiento antes y después de aplicar una carga cíclica equivalente a un año de carga masticatoria en implantes de conexión externa, en los diferentes mecanismos de fabricación CAD/CAM, mecanizado y sinterizado láser. 4) Determinar cuánto influye el factor de mecanismo de fabricación (mecanizado y sinterizado por láser) y el grado de angulación del pilar (0°, 15° y 20°) en el aflojamiento de tornillos en implantes de conexión externa antes y tras recibir una carga cíclica equivalente a un año de carga masticatoria.

Material y Métodos: Se utilizaron 90 implantes de conexión externa (Osseous STD) de la casa Mozo Grau, a los que les fueron conectados 90 pilares (45 Osseous STD y 45 pilares cromo-cobalto realizados mediante sinterización láser). También, se emplearon 90 tornillos de rosca externa tipo métrica. La rosca interna de tipo hembra del implante goza de un diseño de rosca estandarizada con 60° de angulación en los dientes de rosca. Los 90 implantes se dividieron en dos grupos según su tipo de pilar: 45 implantes con pilares de titanio mecanizado (grupo A), y, por otro lado, 45 implantes con pilares de cromo-cobalto realizados mediante sinterización láser (grupo B). A su vez, dichos grupos se dividen en 3 subgrupos distribuidos de acuerdo al tipo de angulación del pilar que los compone: 15 muestras con pilares de titanio mecanizado de 0° de angulación, 15 muestras con pilares de titanio mecanizado de 15° de angulación y 15 muestras con pilares de titanio mecanizado de 20° de angulación. A su vez, la subdivisión del grupo B fue la siguiente: 15 pilares de cromo-cobalto de 0°, 15 del mismo material con 15° de angulación y, otros 15 pilares del mismo material con una angulación de 20°. Los implantes se apretaron a 30 newtons respetando las indicaciones del fabricante utilizando un motor de implante (iChiroPro) que se utilizó como torquímetro. Se realizó una medición de torque de aflojamiento inicial sin que los pilares hayan recibido ninguna carga, se vuelven a apretar los tornillos a 30 newtons para posteriormente aplicar una carga de 300.000 ciclos. Una vez los pilares recibieron la carga cíclica, se realizó la medición de torque del aflojamiento final.

Resultados: La pérdida de torque del aflojamiento final de los tornillos fue claramente inferior en comparación a los valores de torque de aflojamiento inicial de los tornillos en los grupos analizados una vez se les aplicó una carga cíclica, lo que nos arrojó diferencias estadísticamente significativas al comparar estos valores de torque de aflojamiento inicial y final en todos los grupos analizados ($p < 0,001$). Además, se obtuvieron diferencias estadísticamente significativas al comparar los mecanismos de confección del pilar (mecanizado y sinterizado láser) ($p < 0,001$). Se encontraron diferencias estadísticamente significativas al comparar las diferentes angulaciones (0, 15 y 20 grados) entre sí de los pilares mecanizados ($p < 0,05$). A su vez, se encontraron diferencias estadísticamente significativas al comparar las

angulaciones analizadas (0, 15 y 20 grados) de los pilares de sinterización láser ($p < 0,05$). Se encontró también, que el factor de la angulación del pilar influye en una 34,5% en la pérdida de torque y que el factor de mecanismo de confección del pilar influye en un 21% cuando se les aplica una carga cíclica.

Conclusiones: 1) Se obtuvieron diferencias estadísticamente significativas entre el torque de aflojamiento inicial y final en tornillos sobre implantes de conexión externa en todos los grupos analizados: fabricados por sinterización láser (angulaciones 0° , 15° y 20°) y mecanizados (angulaciones de 0° , 15° y 20°) tras ser expuestos a una carga equivalente a un año de carga masticatoria; siendo en todos los casos menor el torque final que el inicial. 2) Al comparar los métodos, se encontraron diferencias estadísticamente significativas en el torque de aflojamiento registrándose una mayor pérdida en las muestras fabricadas por sinterizado láser que para las fabricadas por mecanizados ($p < 0.05$), en todas las angulaciones analizadas (0° , 15° y 20°). 3) Por su parte, al comparar las diferentes angulaciones (0, 15, 20) para cada método de fabricación, se obtuvieron diferencias estadísticamente significativas entre todas ellas ($p < .05$), siendo los pilares de 0° grados los más estables, seguidos por los pilares de 15° grados y por último los pilares de 20° grados. 4) Ambos factores, angulación y método de fabricación mostraron influencia en al torque final de aflojamiento. Se estimó que factor de la angulación del pilar tiene una influencia del 34,5% y el mecanismo de confección del pilar del 21%.

RESUMEN EN INGLÉS

Title: Experimental in vitro study of the influence of implant angulation on the screw loosening in single crowns on external connection implants based on their manufacturing technique, laser sintering and machining.

Introduction: One of the most recurrent mechanical problems associated with dental implants is the loosening of the implant-abutment connection screws. One way of measuring the screw loosening is by means of the torque (Ncm), the loss of tightening torque can lead to the appearance of micro-movements in the interface that can cause a mechanical problem that is the loosening of the prosthesis or biological through filtration of bacteria.

Objectives: The objectives set for this research are the following: 1) To observe if there are differences in screw loosening in external connection implants, both manufactured by laser sintering and machining, in angulations of 0 °, 15 ° and 20 ° degrees, before and after being subjected to cyclical loading equivalent to one year of masticatory load. 2) Determine and compare if the abutment fabrication mechanism by CAD/CAM, machined and laser sintered, affects the loosening torque values before and after applying a cyclic load equivalent to one year of masticatory load on external connection implants, in abutments of 0 °, 15 ° and 20 ° degrees of angulation. 3) Compare whether the abutment angulation, 0°, 15° and 20° degrees, affects the loosening torque values before and after applying a cyclic load equivalent to one year of masticatory load in external connection implants, in the different CAD/CAM manufacturing mechanisms, machining and laser sintering. 4) Determine how much the manufacturing mechanism factor (machined and sintered by laser) and the degree of abutment angulation (0 °, 15 ° and 20 °) influence the loosening of screws in external connection implants before and after receiving a cyclical load equivalent to one year of chewing load.

Material and Methods: 90 external connection implants (Osseous STD) from Mozo Grau were used, to which 90 abutments were connected (45 Osseous STD and 45 chrome-cobalt abutments made by laser sintering). Also, 90 metric type external thread screws were used. The female internal thread of the implant has a standardized thread design with 60° angulation on the threaded teeth. The 90 implants were divided into two groups according to their abutment type: 45 implants with machined titanium abutments (group A), and, on the other hand, 45 implants with cobalt-chrome abutments made by laser sintering (group B). In turn, these groups are divided into 3 subgroups distributed according to the type of angulation of the abutment that composes them: 15 samples with machined titanium abutments of 0° angulation, 15 samples with machined titanium abutments of 15° angulation and 15 specimens with 20° angulation machined titanium abutments. In turn, the subdivision of group B was as follows: 15 chromium-cobalt abutments of 0°, 15 of the same material with 15° angulation and another 15 abutments of the same material with an angulation of 20°. The implants were tightened to 30 newtons respecting the manufacturer's instructions using an implant motor (iChiroPro) used as a torque wrench. An initial loosening torque measurement was performed without the abutments having received any load, the screws are retightened to 30 newtons to subsequently apply a load of 300,000 cycles. Once the abutments received the cyclical load, the final loosening torque measurement was performed.

Results: The loss of torque of the final loosening of the screws was clearly lower compared to the values of the initial loosening torque of the screws in the groups analyzed once a cyclical load was applied, which gave us statistically significant differences when comparing these initial and final loosening torque values in all groups analyzed ($p < 0.001$). In addition, statistically significant differences were obtained when comparing the abutment fabrication mechanisms (machining and laser sintering) ($p < 0.001$). Statistically significant differences were found when comparing the different angulations (0, 15 and 20 degrees) with each other of the mechanized abutments ($p < 0.05$). In turn, statistically significant differences were found when comparing the angulations analyzed (0, 15 and 20 degrees) of the laser

sintering abutments ($p < 0.05$). It was also found that the abutment angulation factor influences the torque loss by 34.5% and that the abutment fabrication mechanism factor influences 21% when a cyclical load is applied.

Conclusions: 1) Statistically significant differences were obtained between the initial and final loosening torque in screws on external connection implants in all the groups analyzed: manufactured by laser sintering (angulations 0° , 15° and 20°) and machined (angulations of 0° , 15° and 20°) after being exposed to a load equivalent to one year of chewing load; the final torque being less than the initial torque in all cases. 2) When comparing the methods, statistically significant differences were found in the loosening torque, registering a greater loss in the samples manufactured by laser sintering than for those manufactured by machining ($p < 0.05$), in all the angulations analyzed (0° , 15° and 20°). 3) On the other hand, when comparing the different angulations (0, 15, 20) for each manufacturing method, statistically significant differences were obtained between all of them ($p < .05$), with the 0° degree abutments being the most stable, followed by the 15th degree pillars and finally the 20th degree pillars. 4) Both factors, angulation and manufacturing method, showed influence on the final loosening torque. It was estimated that the abutment angulation factor has an influence of 34.5% and the abutment construction mechanism of 21%.

I. INTRODUCCIÓN

ANTECEDENTES HISTÓRICOS

La odontología tiene como funciones el restaurar en el paciente el habla, la salud bucal y la estética, atendiendo cualquier atrofia, enfermedad o lesión del aparato estomatognático. Una de las afecciones que se presenta y ha estado presente a lo largo de la historia es la pérdida de la dentadura y la necesidad de mantenerla, tanto por estética como por funcionalidad (masticación). El intento de reponer los dientes perdidos se remonta a la prehistoria, pero en los últimos tiempos es donde se han logrado avances significativos en los puntos principales de la implantología. En este sentido, la técnica y materiales implementados representan uno de los mayores avances, los cuales prestan mayor atención a reducir las complicaciones biológicas y mecánicas asociadas.¹ Estos avances se pueden señalar en cinco momentos significativos: la prehistoria, la época antigua, la época media, época moderna, contemporánea y la época actual. Las principales características de cada uno de estos periodos son:

1. Época de la prehistoria: se consiguió el cráneo de una mujer perteneciente al período neolítico con vestigios de implantación necrótica.²⁻⁴
2. Época antigua: uso de materiales como el oro, el marfil, la madera o las conchas, las cuales fueron utilizadas incluso en la civilización maya. En Honduras, de hecho, se tienen muestras donde se utilizaron como implantes piedras. Hay vestigios del uso de incrustaciones en los dientes post mortem por motivos religiosos, aunque también en este periodo ya se realizaban puentes para reemplazar dientes perdidos.²⁻⁴
3. Época media: se hacía trasplantes de dientes utilizando dientes de cadáveres, como también se les sustraían a las personas de escasos recursos para colocarlos en las personas adineradas. Sin embargo, esta práctica fue desechada por las enfermedades que ocasionó, pero también han sido encontradas dentaduras fijas y removibles en restos hallados.^{3,4}

4. Época moderna: se incrementan el número de materiales como las cápsulas de plata, la porcelana ondulada, los tubos de iridio, huesos de marfil e hilos de oro y plata para la sujeción. Así mismo, se utilizaron prótesis removibles, se construyeron dientes individuales de porcelana y se emplearon clavos de platino para insertar en el diente. Ahora bien, también se realizaron coronas metálicas y se comenzó a utilizar el celuloide como base para elaborar dentaduras.^{3, 4}
5. Época contemporánea: se usaba la resina sintética y se empezó a experimentar con aleación de cromo y cobalto. Por otro lado, se establecen las bases de la implantología moderna, se comenzó a usar el implante sumergido, la curación del tejido bucal y la inamovilidad del implante.³⁻⁵

Época actual: se incorporan materiales como los alambres de acero inoxidable, la aleación de cobalto – cromo – molibdeno, aluminio, el carbono vítreo y el titanio. También se experimentaron con diversas técnicas como el diseño en espiral para mejorar los ajustes, la espiral de doble hélice o el tornillo para hueso cristalizado (entre los innovadores se pueden mencionar a Lew, Gershkoff y Goldberg y Lee por mencionar algunos doctores). El Dr. Brånemark descubrió la manera de adherir un metal al hueso y a partir de allí se empieza hablar de la osteointegración.³⁻⁵

Resumiendo:

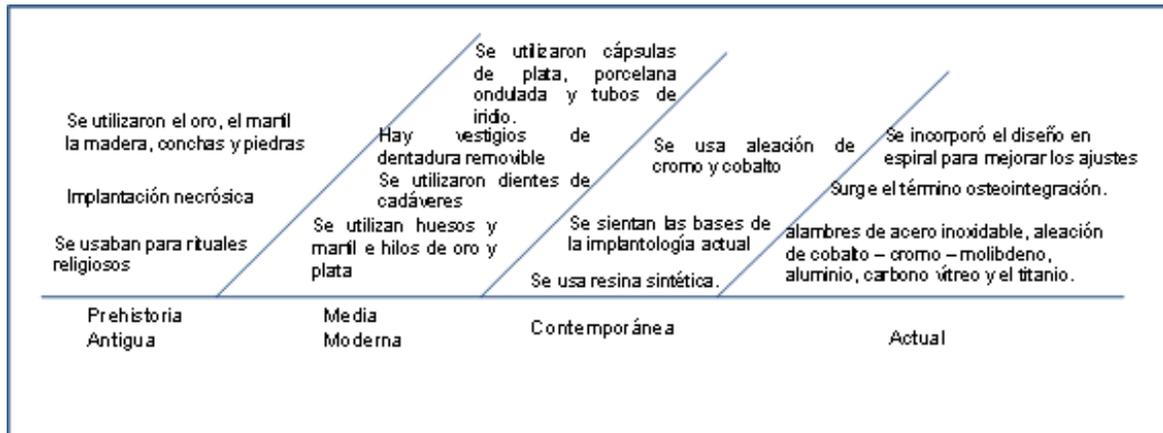


Figura 1. Evolución de los implantes dentales.

Fuente: Elaboración propia.

Actualmente y a raíz de los estudios realizados, se han logrado avances significativos. Entre ellos, se pueden mencionar los siguientes:

1. El uso de escáneres intraorales (IOS) para realizar impresiones ópticas que se pueden observar en tres dimensiones y obtener información sobre la forma, el tamaño de las arcadas dentales y la posición de los implantes dentales; además, esta técnica es tolerada por el paciente y ahorra tiempo y espacio. Gracias a dichos estudios, se sabe que es más fácil utilizarlo en áreas limitadas que en pacientes totalmente desdentados.⁶ El uso de las tecnologías ha abierto la posibilidad de volver a utilizar implantes subperiósticos.⁷
2. El uso de productos plaquetarios como PRF (Platelet-rich plasma) y sustratos similares se pueden emplear en los implantes, pues mejoran la cicatrización de heridas tejidos blandos y duros y mejoran la estética y la curación postoperatoria.⁸

Definición de implantes dentales.

El implante es una raíz artificial extraña al organismo humano que se compone de materiales biocompatibles, uniéndose al hueso con la finalidad de conservar dientes naturales o de reponer piezas dentarias ausentes.^{9,10} Para ello, se requiere una cirugía para colocarlos, con la ventaja de que no se deslizan, no hacen ruido, no causan daños a los huesos, los materiales no se deterioran,¹¹ se preserva la cresta alveolar y no hay necesidad de restaurar los dientes adyacentes.⁸

Misch¹² considera que el implante es un biomaterial aloplástico que se inserta quirúrgicamente en el hueso de la mandíbula para resolver problemas funcionales y/o estéticos. A lo que añade lo siguiente: "la mayoría son realizados de titanio por su resistencia a la corrosión y su biocompatibilidad".¹³ De hecho, el titanio tiene una serie de características que lo hacen ideal para ello como lo es su baja densidad y sus propiedades mecánicas.¹⁴ Los implantes, en el área médica, deben cumplir con requisitos mínimos, a saber: "biocompatibilidad, osteointegración, resistencia, corrosión y resistencia a la abrasión, bajo módulo elástico, durabilidad a la fatiga y similitud química con los tejidos biológicos".¹⁵ El uso de los implantes dentales es recomendado en los siguientes casos:¹⁶

1. Falta de dientes por razones congénitas. Es más, los implantes ayudan a conservar la integridad de los dientes adyacentes.
2. Pérdida de dientes por haber sido extraídos, por imposibilidad de ser restaurados con el fin de ayudar el proceso de masticación y en el aspecto estético.
3. Para evitar el uso de prótesis removibles, pues pueden estar comprometidos los dientes adyacentes y no podrían colocarse.

Componentes de una restauración sobre implante.

Podría considerarse que cualquier restauración sobre implantes consta de distintas partes:

El cuerpo, o implante propiamente dicho, que es la pieza que se coloca en el hueso y permanece dentro del tejido,¹⁷ tienen forma de raíz y el diseño es un tornillo para que se fije en el hueso.¹⁸ Es una pieza completa pero que tiene, a su vez, partes diferenciadas: la conexión con la prótesis, el cuello, el cuerpo en sí y el ápice. Por otro lado, la conexión protésica es la parte en la que se coloca el diente o la muela y el cuello es la parte que se encuentra en la encía. Finalmente, el ápice es la parte final del implante y es la parte que conecta con el hueso.¹⁹

El tornillo del pilar es la pieza que conecta el implante al pilar. Al apretar el tornillo, se genera fuerza de rotación y la fuerza de tracción se da cuando se alarga permitiendo la conexión entre el implante y el pilar.²⁰ Estas piezas no se pueden utilizar en pacientes alérgicos o hipersensibles a los materiales de fabricación, como tampoco en pacientes que no reúnen las condiciones adecuadas de salud para el tratamiento.²¹

Finalmente, el pilar es la parte del implante que soporta y retiene la prótesis. Esta parte es la responsable de conectar el cuerpo del implante con la prótesis, los cuales se ajustan con un hexágono externo o interno sobre el módulo crestal.²²

A todo esto, habría que sumarle la prótesis propiamente dicha; es decir, la corona o puente sobre implantes. Esta restauración puede diseñarse, según su mecanismo de retención, de distintas maneras: cementada, atornillada o cemento-atornillada.



Figura 2. Partes de una restauración sobre implante Implante.

Fuente. Mangano et al (2020).⁷

Tipo de pilares.

Los pilares se clasifican según el tipo de conexión implante-pilar, el material utilizado en su fabricación, la angulación con el implante y según la retención de la prótesis.

Según la Conexión Implante – Pilar

Producto de la evolución en el diseño de los componentes del implante, hoy día se cuenta con varios diseños para las conexiones como lo son las conexiones internas y las conexiones externas.²³ A su vez, estas conexiones tienen diferentes formas: las hexagonales, las octogonales y la conexión del cono morse. Los primeros diseños fueron los externos hexagonales y, en algunos casos, generaban micro movimientos entre el implante y el pilar y pérdida ósea preimplantaria.²⁴ Debido a las dificultades por las conexiones externas, se diseñaron las conexiones internas, de las cuales se ha de decir que tienen mejor estética, proporcionan mejor resistencia de la articulación y mejor estabilidad.²⁴⁻²⁶ En este mismo orden de ideas, para Thomé et al.²⁷, las conexiones internas permiten “una instalación quirúrgica precisa, seguridad ante deformaciones plásticas en la aplicación final del torque, facilidad para la colocación del implante e integridad de la interfaz pilar/implante, sin consecuencias futuras en relación a la prótesis”

Por último, la conexión de cono morse tiene mayor área de superficie en el implante-pilar generando mayor sellado y menor posibilidad de microfiltraciones. También ofrece mayor estabilidad articular superior y una menor pérdida de hueso marginal.²⁸ Es importante decir que, en 1999, se incorpora un octógono en la sección del cono morse para el pilar y el implante y su convergencia oscila entre 8° y 16°.

Según la angulación con el implante.

Dependiendo de la angulación del implante se hallan tres tipos: el recto, el angulado y el dinámico.

Respecto al pilar recto, estos no tienen angulación con respecto al eje axial del implante y entre ellos solo varía la altura gingival. El caso contrario es el del pilar angulado el cual presenta una angulación con respecto al eje del implante. Esto ocurre en situaciones donde hay limitaciones anatómicas, por lo que es necesario colocar quirúrgicamente los implantes en ángulos que, en algunos casos, no son favorables para la rehabilitación protésica.²⁹

Las angulaciones que se consiguen oscilan entre los 10° y los 30°, permitiendo así en restauraciones múltiples la rehabilitación de implantes no paralelos. También se debe considerar que las casas comerciales fabricantes de implantes dentales suelen contar con diferentes modelos de pilar angulado. Uno de estos es el pilar cónico angulado, el cual se caracteriza por la plataforma del pilar que se prolonga para facilitar los procedimientos, cuenta con un cono de perfil bajo que facilita su uso cuando el espacio interoclusal es limitado y tienen paredes con conicidad de 15°. Este tiene varios tamaños de cuello lo que permite elegir el más adecuado dependiendo del tejido blando del paciente.³⁰ Estos pilares, por su angulación, pueden incrementar las tensiones en las fuerzas de compresión y tensión en el hueso alrededor de los implantes.³⁰

No obstante, como desventajas del pilar angulado se puede decir que poseen una banda extra de metal que incrementa el grosor del metal. Es más, este grosor puede incrementar el riesgo de retracción tisular y la angulación hace que se produzcan cargas fuera del eje que aumentan el riesgo de aflojamiento del tornillo. Otras desventajas son la pérdida ósea crestal y contracción del tejido blando marginal, además, se compromete la estética y como las cargas no son transmitidas de forma axial al cuerpo del implante, esto facilita el depósito de placa y engrosa la prótesis en el sentido horizontal.³¹

Finalmente, el pilar dinámico permite la angulación de la entrada del tornillo para divergir de la angulación del implante. Se puede modificar el ángulo del pilar hasta 28 grados y, como ventaja, este pilar no necesita componentes adicionales. Este se encuentra formado por una base con una semiesfera que puede moverse y sólo se tiene un tornillo de fijación que se puede apretar.³²

Según el Material de Fabricación

Los implantes dentales para que sean eficaces requieren de materiales resistentes, durables, biocompatibles, ajustados y que cumplan con los niveles de estética.³³ Actualmente se cuenta con diversidad de biomateriales que se diferencia en cuanto a su funcionalidad, procesamiento y ensamblaje y también se tiene materiales sintéticos, de metal, naturales, e híbridos.²⁹

Titanio

Es el material predominante hoy en día, debido fundamentalmente a su biocompatibilidad y resistencia mecánica y a la corrosión. Sus propiedades físicas y mecánicas en estado natural son:³⁴ Densidad (Kg/m^3) = 4507, Estado = sólido, Punto de fusión (K)=1670, Dureza (HV)=122, resistencia a tracción (MPa)=240 y

límite de elasticidad (MPa)=138. Como se puede observar, el titanio presenta limitaciones en cuanto a sus características mecánicas, por lo que se han realizado aleaciones que mejoran las propiedades. Respecto a las aleaciones de titanio Lario-Femenía et al.³⁵ dice que “la modificación de la microestructura mediante varios procesos como envejecimiento, tratamientos de solución, temple, han provocado considerables cambios en la resistencia a la rotura, resistencia a la flexión, fatiga, propagación de grietas, dureza, desgaste, corrosión y módulo elástico”.

Una aleación de titanio muy usada es la Ti-6Al-4V, que consta de 6% de aluminio y 4% de vanadio. El tratamiento térmico de esta permite mejorar su resistencia haciendo que mejoren sus propiedades mecánicas y físicas. Entre esas propiedades están la densidad baja (son fuertes y muy resistente a la fatiga y la corrosión)³⁶ y son más rígidos que el hueso. En su favor, su elasticidad es la más parecida al hueso,³⁷ lo que permite distribuir la tensión en el sistema hueso-implante. Sin embargo, por los problemas de toxicidad que presenta el vanadio, se sigue investigando sobre otros materiales que pueden formar parte de la aleación, del que puede destacarse al Niobio (Ti-6Al-7Nb), el tántalo y “las aleaciones de titanio de la familia TNTZ”.³⁵

De acuerdo a ello, se han realizado varias aleaciones con otros metales como la aleación llamada Tilitite[®], la cual está compuesta por níquel, cromo, molibdeno y titanio. Esta tiene como ventajas: biocompatibilidad, pues no produce alergias, es resistente a los cambios de temperatura³³ y, por tanto, no produce sabor metálico en la boca ni irritaciones; además de ser traslúcida los rayos X y es ligero.³⁸ Otra aleación es el titanio grado 5 formado por aluminio, vanadio y oxígeno.

El proceso de fabricación de estos pilares es a través del fresado o mecanizado. Mediante dicha técnica sustractiva, el metal se reduce hasta conseguir una preparación comparable con la que se requiere para una corona convencional. Estos pilares mecanizados son los más usados en la actualidad, ya que son los pilares ideales para el ajuste de la prótesis sobre el implante, y ofrecen la máxima exactitud de encaje sobre la cabeza del tornillo.^{36, 39} Ahora bien, lo que hay que tener en cuenta es la angulación y altura del pilar ya que, como vienen prefabricados, no

es posible la modelación o corrección. Otro elemento a considerar es que la superficie del pilar debe estar completamente pulida en la zona en contacto con el tejido blando.³¹

Aleación Cromo-Cobalto

Esta aleación, cuando ha sido empleada ha dado buenos resultados. La aleación de cromo y cobalto tiene una biocompatibilidad óptima, lo que es una característica fundamental para el éxito del tratamiento dental.⁴⁰ Cada componente aporta lo siguiente: el cobalto eleva el módulo de elasticidad, la resistencia, la rigidez y la dureza; el cromo, por su parte, es reactivo y crea una “capa transparente y pasiva que protege al metal del medio evitando los fenómenos de corrosión y pigmentación”.⁴¹

Limmahakhun et al.⁴², señaló que las aleaciones de cromo y cobalto, además de su alta biocompatibilidad, tienen mayor fuerza y mejor resistencia al desgaste que las aleaciones de Ti. El amplio uso que tiene en el área biomédica se debe a que no contiene elementos nocivos para el cuerpo humano (como el níquel o el berilio). Ello permitirá que se puedan incorporar en el cuerpo humano a largo plazo, siendo esto algo muy ventajoso.

Por otra parte, han de tenerse en cuenta dos elementos en el área médica como la rugosidad y el pulido. El pulido y lo liso, por su parte, ayuda a minimizar la presencia de bacterias. Como desventajas de la aleación de cromo-cobalto puede considerarse la alta elasticidad y su dureza que dificulta su tratamiento mecánico.⁴³ Por otro lado, la baja conductividad térmica, unida a su gran dureza, tiende a aumentar el desgaste de la herramienta de corte debido a la rápida generación de altas temperaturas durante el proceso.^{44, 45}

Por lo tanto, las fresas empleadas en su fabricación tienen una vida útil corta debido al endurecimiento por trabajo y un acabado superficial deficiente por ser una

pieza mecanizada resultado de la generación de calor y deformaciones plásticas (lo que se traduce en un daño inevitable a la pieza). En consecuencia, las desventajas afectan la productividad y tienen altos costos de fabricación. Para superar estas desventajas, se sugiere utilizar como técnica de fundición y no emplear un proceso de fundición. En este sentido, optar por la técnica de sinterización por láser puede reducir las desventajas que genera el proceso de fundición (la distorsión del patrón de cera y las irregularidades en el metal fundido).

Biomecánica de los Materiales.

En el área odontológica, la biomecánica juega un papel fundamental debido a las funciones que los dientes y la mandíbula realizan. Así, se tiene que la biomecánica “es la aplicación de la mecánica de la ingeniería (estática, dinámica, resistencia de los materiales y análisis de tensiones) a la solución de problemas biológicos”.⁴⁶

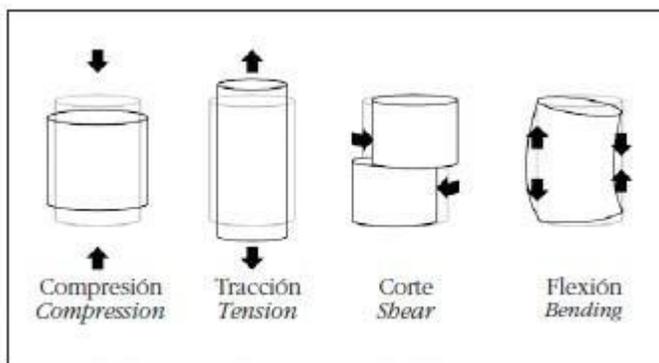


Figura 3. Fuerzas a las que se somete un hueso.

Fuente: Guede et al. (2013)⁴⁷

Las propiedades biomecánicas de los materiales que se deben tomar en cuenta para los implantes dentales son: ⁴⁶⁻⁴⁹

1. Elasticidad: propiedad física de un cuerpo para deformarse cuando se aplica un esfuerzo recuperando su forma original después de que se deje de

aplicarse sobre él dicha fuerza. En esta línea, el módulo de elasticidad o módulo de Young se define como “una medida que permite determinar la resistencia a la deformación de un material”.⁴⁹ Los materiales con alto módulo de elasticidad se deforman menos que los que tienen bajo módulo de elasticidad, de hecho, algunos materiales deben tener una elasticidad parecida a la de los huesos (18 GPa). Esto es necesario para que se obtenga una distribución más uniforme de la tensión en el implante y reduzcan los movimientos asociados con el implante.

2. Resistencia a la tracción y a la compresión: estas características previenen las fracturas y mejoran la estabilidad funcional.
3. Plasticidad: “es la propiedad que tiene un material de deformarse en mayor o menor proporción en forma permanente, después que se supere la zona elástica en la curva esfuerzo – deformación”.⁴⁹ Asociado a la plasticidad está el nivel de esfuerzo de fluencia, en la medida en que este valor sea alto, será más difícil que el material se deforme de forma permanente.
4. Límite elástico y resistencia a la fatiga: para evitar la fractura cuando se aplican cargas, el material debe tener un límite elástico alto y ser resistente a la fatiga.
5. Ductilidad: es la capacidad que tienen los materiales de deformarse antes de romperse. Para los implantes se requiere que la ductilidad sea como mínimo del 8%, pues es lo mínimo necesario para moldear el implante.
6. Fragilidad: es la facilidad que tiene un material de fracturarse sin deformarse.
7. Elongación: es la deformación que sufre el material al momento de fracturarse. Esta variable es tomada en cuenta en los casos en que se quiere pulir o adosar un implante. De los resultados de las investigaciones se ha podido constatar que la aleación de oro tiene el valor de elongación más alto que la aleación de cromo-cobalto.
8. Resiliencia: es la capacidad de un cuerpo de absorber energía elástica. De hecho, es la energía que el material puede absorber sin experimentar una deformación permanente.

9. Tenacidad: Es la capacidad de un material de absorber energía antes de fracturarse. Cuando es aumentada la tenacidad, se previene la fractura.
10. Dureza es la oposición que ofrecen los materiales a alteraciones físicas como la penetración, la abrasión y el rayado; cuando el material es duro, se disminuye la incidencia de desgaste del material del implante.

Resistencia: estima la oposición efectiva de un material a fracturarse, es la fuerza que se debe imprimir a un material para que se fracture.

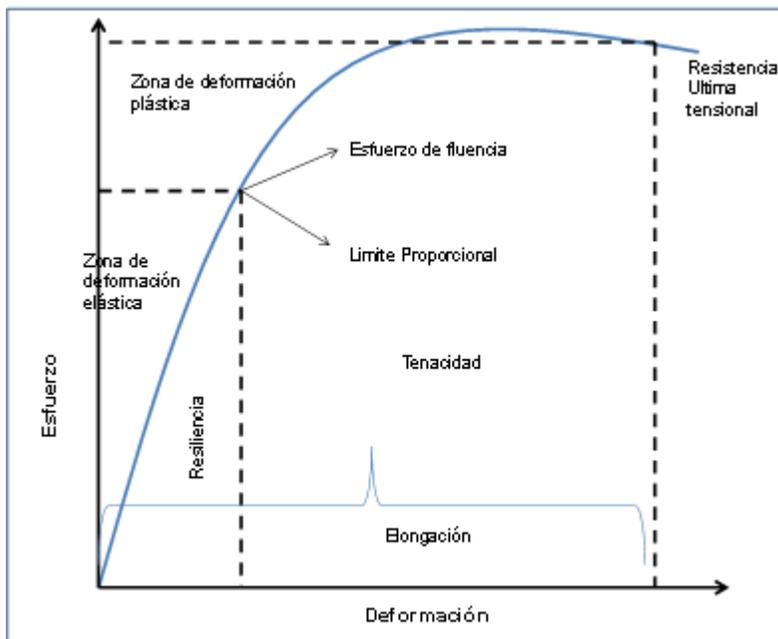


Figura 4. Curva de Esfuerzo - Deformación.

Fuente: Elaborado a partir de Murgueitio⁴⁹

En lo que respecta a las características de la superficie de los implantes se encuentran las siguientes:⁴⁸

1. Tensión y energía superficial: determina la humectabilidad del implante al humedecerse y su limpieza; en el caso de los osteoblastos, muestran una adhesión mejorada en la superficie del implante.
2. Rugosidad de la superficie: las alteraciones en la rugosidad de la superficie de los implantes influyen en los tejidos y mejora la unión de las células al hueso.

3. Biocompatibilidad: es la resistencia a la corrosión, definida como la pérdida de iones metálicos de la superficie del metal al entorno circundante.⁴⁸ Por otro lado, entre los tipos de corrosión que pueden presentar los materiales cabe señalar:
4. Corrosión por grietas: Ocurre con mayor frecuencia en áreas estrechas —como en el implante y en el hueso— y cuando los iones metálicos se disuelven pueden llegar a propiciar la corrosión en dichas grietas.
5. Corrosión por perforación: se produce cuando el implante tiene una perforación en la superficie. En este caso, los iones metálicos se disuelven y se combinan con los iones cloruro lo que genera rugosidad de la superficie.
6. Corrosión galvánica: se da cuando hay diferencias en los gradientes eléctricos. En la corrosión galvánica los iones pueden pasar a los tejidos periimplantarios, lo que puede derivar en la reabsorción ósea y también acabar afectando a la estabilidad del implante. Además, eventualmente, puede causar fallas.
7. Corrosión electroquímica: provoca el deterioro del metal y se transfieren cargas a través de electrones. Como prevención a este tipo de corrosión se coloca una capa de óxido pasivo en la superficie del metal.

Según la Técnica de Fabricación

En este punto se tratan las diferentes técnicas producto de los avances tecnológicos teniendo en cuenta la técnica convencional de colado de cera perdida y las técnicas de fundición de metales.

En la técnica convencional se realiza el encerado de la estructura sobre el pilar, se introduce la estructura en un cilindro y sobre él se vierte el revestimiento. Seguidamente, se elimina la cera en el horno y se continúa con los siguientes procedimientos: el colado, la eliminación del revestimiento, el seccionado de bebederos, el repasado y el pulido para finalmente tener una estructura metálica

que es una réplica de la elaborada en cera. Ya con la estructura elaborada se prueba su ajuste en el paciente y se recubre con el material seleccionado.

En la técnica de colado convencional no se puede utilizar el titanio debido a la alta temperatura del colado, pues se puede presentar contaminación por el oxígeno. Por ello, para este caso es mejor emplear la aleación de cromo-cobalto y aleaciones con metales nobles.³⁸ Otra desventaja de la técnica de colado es la posible presencia de la distorsión, relacionada directamente con el tamaño de la estructura, esto es, a mayor tamaño del implante, mayor distorsión; y que al no tomar en cuenta la estructura interna, no se pueden reproducir los modelos complejos en su totalidad.⁵⁰

Debido a las limitaciones de la técnica convencional, se han logrado avances en la tecnología de fundición, se han experimentado cambios y se está dando un proceso de industrialización y automatización de las técnicas de fundición y creación rápida de prototipos.⁵¹ A raíz de los avances, surge la odontología digital, término utilizado para el conjunto de tecnologías digitales —escáneres intraorales, imágenes en 3D, software CAD/CAM, impresoras 3D, fresadoras, etc— que mejoran y aumentan la eficiencia en comparación con las técnicas convencionales. Así pues, estas tecnologías pueden incorporarse en muchas etapas de flujo de trabajo y pueden combinarse con algunas técnicas convencionales. El uso de estas herramientas se inicia desde que llega el paciente a través de la planificación virtual, usada en el pretratamiento, y antes de la cirugía.⁵⁰

Como técnica digital se encuentra la tecnología CAD/CAM (diseño asistido por ordenador, fabricación asistida por ordenador) donde se encuentran procedimientos sustractivos y procedimientos aditivos. En primer lugar, en los sustractivos se utilizan máquinas con herramientas como sierras, tornos, fresadoras y taladros para cortar mecánicamente bloques y lograr la estructura deseada controlada por un programa de software. Entre sus principales ventajas están la creación de estructuras complejas sin imperfecciones y la posibilidad para utilizar la mayoría de los materiales; y, entre sus desventajas se puede destacar el elevado

coste de los equipos, el tiempo de trabajo, el desgaste que sufren los equipos y la cantidad de material que se desperdicia.⁵²

Por otro lado, las tecnologías aditivas, también llamadas de prototipado rápido, funcionan utilizando el principio de adición de capas de material hasta formar una estructura sólida única y personalizada. Entre sus ventajas se puede destacar que permite la creación de estructuras complejas y que se pueden realizar en zonas que sería difícil realizar con las técnicas sustractivas.

Los pasos para la creación de implantes CAD/CAM son:⁵³ 1) creación de un modelo tridimensional del objeto, 2) conversión del modelo en un archivo, 3) segmentación del modelo en un plano bidimensional, 4) construcción de la pieza en función del archivo y 5) selección de la tecnología y los materiales para elaborar la pieza. Finalmente, se obtiene la pieza, una “fusión selectiva de capas sucesivas de aleación metálica en polvo, convirtiéndola en la masa de aleación con la forma tridimensional previamente diseñada”.⁵⁴

Las ventajas de las técnicas CAD/CAM:⁵⁵

1. Se pueden incorporar materiales resistentes.
2. Los implantes tienen mayor vida útil, desde el punto de vista estético y mecánico.
3. Se requiere menos tiempo para la elaboración de la estructura.
4. Los datos del proceso son almacenados en un archivo de datos y, en caso de una complicación o para tratamientos posteriores, se puede recuperar la información.
5. Hay mayor eficiencia en cuanto a calidad, tiempo, ajuste y previsión de resultados.

Sinterización por Láser

La tecnología de fabricación aditiva de metal llamada sinterización con láser, la utilizaron por primera vez Deckard y Beaman. Esta también es conocida como impresión tridimensional, ya que se basa en la información recibida del diseño asistido por computadora —almacenado en un archivo de datos—. Para este proceso se requieren tres elementos: el material con el que se va a elaborar la estructura que viene en polvo; la energía que se utiliza y se implementa a través de un rayo láser encargada de fundir el polvo de aleación; y, en último lugar, el modelo CAD que es almacenado en un archivo en formato STL (siendo este archivo la aproximación de la estructura).⁵¹

El proceso se inicia en el consultorio dental, haciendo una impresión inicial donde se ubica el implante, esta se moldea y se hace un modelo del mismo. Después, este modelo se escanea y se elabora el diseño utilizando CAD impresión y se prepara un modelo. Luego se utiliza un software CAM para importar el archivo CAD y el software es el encargado de fraccionar la estructura en varias capas horizontales.

La técnica de sinterización se puede hacer de dos maneras: o la deposición de polvo, o el método de cama de polvo. Esta última es la más usada por ser un proceso más rápido. En el área de construcción de la estructura hay dos zonas diferenciadas, una zona para la dispensación del material, y otra zona dedicada a la construcción. En la zona de polvo se va moviendo el polvo nuevo hacia la zona de construcción.

El rayo láser de alta potencia se direcciona hacia el polvo de metal y estos se van fusionando en una capa fina sólida (20 a 60 μm de espesor); se van colocando capas de polvo, se produce el siguiente segmento de la estructura y se fusiona con la primera hasta completar una estructura metálica. Después, la estructura se saca de la máquina, se limpia con chorro de arena, se pule, se revisa

y se limpia con ultrasonido. Así, el polvo no utilizado restante se filtra y se puede utilizar en la elaboración de la siguiente estructura.^{51, 56}

Los pilares metálicos que se han elaborado con el proceso de sinterizado por láser están formados por una aleación de cromo cobalto y, como ingredientes complementarios, se incluyen tungsteno, molibdeno, hierro, silicio, cerio, manganeso y carbono. La estructura tiene un tamaño de partícula de 3 a 14 μm y, al combinarse con el láser, se consigue una densidad más alta dando como resultados pilares más fuertes.⁵⁷ En diversos estudios se compararon prótesis elaboradas de forma convencional con las sinterizadas y los resultados concluyeron que el espacio marginal para las prótesis sinterizadas con láser fue de un promedio de 65 μm en comparación con las coronas de fabricación convencional que tuvieron valores que estuvieron en el rango 150-125 μm .⁵⁸

Entre las ventajas se pueden mencionar: ^{51, 56, 59}

1. Se fabrica fácilmente estructuras complejas a partir de los datos CAD.
2. Es un sistema automático.
3. Poco tiempo de trabajo ya que se suprimen muchos de los pasos que se utilizan en el método tradicional como por ejemplo el revestimiento, el quemado y la fundición.
4. Se reduce el desperdicio de metal, puesto que solo dispara selectivamente la cantidad requerida.
5. No se requieren herramientas.
6. Se producen piezas con mayor precisión y resolución.
7. Las piezas tienen buena calidad de superficie y adecuadas propiedades mecánicas.
8. Es una alternativa de fundición limpia.
9. Hay un control total sobre el diseño de la estructura producto del escaneo automatizado y el software CAD.
10. Se pueden crear varias piezas de forma simultánea.
11. Se pueden producir estructuras complejas personalizadas.

12. Se fabrican estructuras densas y con rugosidad superficial predeterminada.

Como desventajas se tiene:⁵⁶

1. Costo de los equipos para realizar el sinterizado.
2. Posibles imperfecciones.
3. Necesidad de pulido.
4. Pilar mal ajustado.

Ahora bien, combinando los materiales con las técnicas de fabricación, es sabido que, en el caso de la aleación de Cromo-Cobalto, por sus propiedades mecánicas, requiere la selección efectiva de la potencia del láser, la velocidad de barrido y el espaciado de las líneas de exploración. Esta aleación por su rendimiento mecánico y su biocompatibilidad es una buena opción para ser trabajada por sinterización.

Muestra de ello, el trabajo de Allegri et al.⁶⁰, tuvo como objetivo evaluar la maquinabilidad de la aleación de Cromo-Cobalto-Molibdeno producida por fusión selectiva con láser durante el micro-fresado. Los resultados mostraron que se puede lograr una rugosidad superficial muy baja con la operación de micro-fresado. Sin embargo, no se observó correlación entre los parámetros de rugosidad de la superficie y el avance por diente.

Sobre ello, también el trabajo presentado Krawczyk et al.⁶¹ se centra en la evaluación de los parámetros de especificación de las aleaciones de Cromo-Cobalto obtenidas por el método de fabricación convencional y el sinterizado láser. Adicionalmente, se identificaron las fases que ocurren en las aleaciones de Cromo-Cobalto de acuerdo a su estructura cristalográfica. Por otro lado, algunos de los resultados concluyeron que, con la técnica convencional, se puede lograr una alta tasa de eliminación de material utilizando altos avances. Sin embargo, en el caso de productos fabricados por sinterización con láser, se puede alcanzar un alto rendimiento de mecanizado mediante la aplicación de altas velocidades de corte.

Otro elemento a tomar en cuenta cuando se utiliza la técnica de sinterización es que los valores de alimentación no deben exceder los 0,15 mm/rev para asegurar un acabado de superficie comparable al de las muestras de Cromo-Cobalto después del proceso de fundición.

Según la Retención de la Prótesis.

La retención de la prótesis se puede realizar asegurando la prótesis con un tornillo fijándose, a su vez, con una base de cemento.⁶² Esto ofrece, como ventaja, la facilidad en la retención (es recuperable, no es necesario colocar cemento en los tejidos blandos), en el caso de un problema técnico o biológico es fácil quitar la restauración, riesgo biológico bajo. No obstante, como desventajas, existe la posibilidad de que se afloje el tornillo pudiendo llegar a la fractura, el orificio de acceso resta fuerza a la fractura, tiene la dificultad para lograr el ajuste, la estabilidad para evitar la tensión junto a la deformación y la estética de la restauración en los casos donde la angulación del implante no permite ocultar el orificio de acceso.¹² En el caso de retención con cemento, las ventajas son las siguientes: “estética e higiene favorable, reducción de la posibilidad de fractura de material oclusal y sellado marginal a través del cemento”.⁶³ Y, como desventajas, “la presión hidrostática del cemento puede provocar un asentamiento incompleto, puede haber exceso de cemento lo cual podría derivar en una peri-implantitis, el riesgo biológico es mayor en las prótesis cemento-soportadas comparadas a las tornillo-soportadas y hay menor retención de la prótesis”.^{63, 64}

Complicaciones de la implantología

Diversos estudios han confirmado la alta tasa de éxito de la rehabilitación con implantes dentales ($\approx 95-96\%$ de éxito en 2.812 implantes a lo largo de 5 años).^{65, 66} Ahora bien, se siguen indagando sobre las mejoras que se pueden realizar y, en el caso de que se presenten fallos, poder determinar sus causas. De acuerdo al momento en que ocurre el fallo, se han de dividir en factores de riesgo temprano y tardíos. Los tempranos ocurren antes de los seis meses y, cuando ocurren después de los seis meses, son considerados tardíos.^{67 68} Entre los factores de riesgo temprano se pueden mencionar: “antibioticoterapia profiláctica, la superficie del implante, la densidad ósea, la colocación en alveolo de extracción fresco”.¹¹ En cuanto a los factores de riesgo tardío, se pueden mencionar las infecciones bacterianas y “los hábitos parafuncionales o factores mecánicos relacionados con las prótesis que soportan los implantes”.⁶⁹

En el estudio llevado a cabo por Balderas et al.⁶⁵ se consideran otros factores asociados con el tipo y diseño de la prótesis como los tipos y el diseño de los aditamentos, los factores oclusales del paciente, la densidad ósea, la posición y el número de implantes que se colocarán. Otro elemento que resulta fundamental, y que debe evaluarse antes de realizar el implante, es que el paciente cuente con un tejido periimplantario sano.⁷⁰

Otra clasificación es dada por el tipo de fallo, al respecto, los fallos de tipo biológicos y los fallos de tipo mecánico. Entre las causas biológicas que origina los fallos tempranos están: “traumatismo quirúrgico, infección y micro movimientos del implante como consecuencia de una carga prematura”.¹¹ Pero, respecto a las fallas mecánicas tempranas, se encuentran asociadas a sobrecarga inmediata (diseño deficiente o cargas muy altas). En el caso de las complicaciones mecánicas tardías, estas hacen referencia a daños en el implante, sus componentes o la prótesis. Al respecto, se tiene fractura del tornillo del pilar, fractura del implante, fractura del pilar y aflojamiento del tornillo, por mencionar algunos de los fallos.



Figura 5. Fallos mecánicos.

Fuente: Mangano et al (2020).⁷

Aflojamiento de Tornillos

Estudios como el de Dhima et al.⁷¹ y Pjetursson et al.⁷² han concluido que se presentan con más frecuencia los fallos mecánicos que los biológicos. La tasa de fallos oscila entre 17% y 58%.⁷³ En el caso de los fallos mecánicos, el que tiene mayor incidencia es la fractura del tornillo del pilar y rara vez ocurre la fractura del implante, pero cuando ocurre, éste debe ser removido al igual que su pilar de soporte.⁷⁴ En lo que respecta al fallo por aflojamiento de tornillo, esta una de las complicaciones que se presentan con regularidad⁷⁵ con una tasa de incidencia oscilando entre el 5% y el 43%,⁷⁶ presentándose con más frecuencia en los implantes individuales posteriores ya que son los que soporta mayor trabajo de masticación.⁷⁷ Debe considerarse además que el aflojamiento del tornillo puede traer como consecuencia la fractura del mismo o el daño de las rosca interna, lo cual podría dejar inservible el propio implante.

El aflojamiento de tornillos engloba dos elementos: el aflojamiento como tal y la presencia de microorganismos producto del movimiento y que, en última instancia, pueden destruir el hueso que rodea el implante. El proceso de

aflojamiento del tornillo inicia cuando se producen cargas externas altas que ocasionan vibraciones y movimientos que reducen la fijación del tornillo. En el momento en que las vibraciones superan el valor crítico, el tornillo gira y es cuando se produce el aflojamiento del mismo.⁷⁸

Entre los factores que pueden ocasionar el aflojamiento de tornillos, se pueden mencionar los siguientes: el tipo de conexión, el tipo de prótesis, la magnitud y el ángulo de la fuerza, la técnica utilizada para apretar el tornillo y los hábitos funcionales.⁷⁹ De los estudios realizados se puede concluir que el aflojamiento de tornillo es multifactorial. O sea, que pueden estar inmersos varios factores en un mismo momento.⁷⁸ Por su parte, Lee et al.²⁰, en su investigación señala que la posición donde se ubica el implante incide en el aflojamiento del tornillo. En este sentido, el aflojamiento ocurrió con mayor frecuencia “en la región molar (8,5%), seguida de la región anterior (6,9%) y premolar (3,8%)”. Estos resultados coinciden con los estudios de Cho et al.⁷⁹

Respecto al tipo de conexión, los estudios han evidenciado que las conexiones externas son más propensas a aflojarse que las conexiones internas.^{20, 80, 81} Esto es debido a que las cargas axiales inciden directamente sobre el tornillo. En cambio, en las conexiones internas, las fuerzas se transfieren profundamente generando estabilidad.⁸² Otros estudios señalan que la combinación de conexión interna con cono morse es la conexión que más reduce los movimientos, aumenta la estabilidad y reduce la fatiga.⁷⁸

Si se atiende a la técnica para apretar el tornillo, por el efecto de asentamiento, los tornillos pierden precarga (sin necesidad de que se le aplique carga). Por ello, se requerirá reapretar el tornillo después de un tiempo para luego ser sometido a cargas.^{83, 84}

En cuanto al diseño y material del tornillo, del diseño puede decirse que los que tienen varilla larga, punta mecanizada y cabeza cónica mantienen la precarga.^{85, 86} En cambio, los tornillos de cabeza plana tienden a aflojarse.⁸⁷

Sobre el tipo de prótesis, pueden señalarse el tipo de retención y el tipo de prótesis. En cuanto al tipo de retención, se observa mayor probabilidad de aflojamiento cuando el sistema de retención es atornillado y en menor proporción en el cementado.^{20, 88, 89} Esto podría deberse a que la capa de cemento compensa los desajustes que se presentan en la estructura del implante y a que las piezas que se utilizan en el cementado suelen ser prefabricadas y tener por lo tanto un mejor ajuste. En cuanto al tipo de prótesis, se aflojan más se trata de coronas unitarias.²⁰

Las propuestas planteadas para reducir esta complicación se dividen en tres aspectos:

1. Los relacionados con el diseño de la prótesis: en este caso se propone “centrar el contacto oclusal, estrechar el ancho vestibulolingual de la corona, acortar el voladizo”.⁷⁷
2. Los relacionados con las técnicas de apriete: usar la torsión correcta al apretar, usar pilares rectos y reapretar los tornillos cuando se están colocando.⁷⁷
3. Los relacionados con el diseño del tornillo: utilizar diferentes materiales de fabricación y revestirlos con diferentes materiales tales como el oro o teflón.^{77,}

90

Uno de los materiales con el que se ha experimentado por su “biocompatibilidad, resistencia a agentes químicos, repelencia al agua, fácil adaptabilidad y durabilidad, es la cinta de politetrafluoroetileno (PTFE)”.⁷⁷ A pesar de haberse utilizado en otras aplicaciones en implantoprótesis, como por ejemplo para rellenar el orificio de acceso de entrada al tornillo, una investigación reciente ha confirmado que envolver el tornillo en cinta de PTFE (3 vueltas), reduce la probabilidad de que los tornillos se aflojen.

La importancia de investigar las causas del aflojamiento de tornillo se pone de manifiesto al considerar esta complicación como la más frecuente dentro de las complicaciones técnicas en implantoprótesis; ya que hay que

considerar que, aunque la colocación de implantes dentales genera satisfacción en los pacientes y aumenta su calidad de vida, también presentan complicaciones. Ello trae como consecuencia insatisfacción del paciente y reducción de su calidad de vida. Como referencia, puede destacarse al estudio de Lam et al.⁹⁰, pues tuvo como objetivo determinar la calidad de vida relacionada con la salud bucal (OHRQoL) entre los sujetos tratados con prótesis implanto soportadas. Ahora bien, este estudio tuvo en cuenta que la calidad de vida relacionada con la salud bucal tiene que ver con los impacto funcionales, sociales y psicológicos de las enfermedades bucodentales.⁹¹ Gracias a los resultados obtenidos, pudo verse que los pacientes que presentaron complicaciones tuvieron un mayor efecto sobre la OHRQoL. Cuando se presentan complicaciones, los pacientes gastan tiempo y dinero, pudiendo generar a su vez problemas físicos, sociales y psicológicos.

En esta línea, el estudio de Canallatos⁹¹ tuvo como objetivo determinar los efectos de las complicaciones en la satisfacción de los pacientes. En este estudio se tomaron en cuenta tres dimensiones. La primera dimensión es la biopsicosocial, la cual se relaciona con el dolor oral, la dificultad para masticar, la preocupación en la comunicación, las relaciones sociales y las actividades de la vida diaria respectivamente. La siguiente dimensión fue estética y se tuvieron como ítems a la satisfacción con el aspecto de la prótesis, la satisfacción con el realismo de la prótesis y la satisfacción con la sonrisa. Finalmente, la tercera dimensión fue el rendimiento e incluye dificultad para hablar y dificultad para la higiene bucal. Gracias a los resultados, puede verse que los pacientes que presentaron complicaciones mostraron más insatisfacción, pero sobre todo preocupación porque la prótesis pueda fallar y se presenten otras complicaciones.

Fatiga Cíclica

La prueba de fatiga estudia el comportamiento de los materiales cuando estos son sometidos a cargas cíclicas o estáticas. Esta permite establecer los daños, el agrietamiento y la fractura de un cuerpo que está sometido a cargas.⁹² Dicha prueba es de interés tanto para los fabricantes de los equipos, como para los odontólogos y técnicos que realizan los implantes. En la prueba de fatiga, el coeficiente de fricción es un elemento a tomar en cuenta, ya que cuando el coeficiente es alto, se pueden generar grietas superficiales (punteado, micro punteado, descamación).⁹³

Cuando se realizan los estudios de resistencia de fatiga, una variable que se mide es el límite de fatiga, el cual es definido como “la carga máxima a la cual no ocurre el fallo incluso con un número infinito de ciclos, o al número de ciclos especificado para la terminación del ensayo sin que se produzca el fallo”.³³

En el área de la odontología, se está en constante evolución tanto en materiales, como en técnicas. Por tanto, el estudio de la fatiga se realiza con el objetivo de reducir las complicaciones derivadas de los implantes, teniendo en cuenta que la fatiga es un proceso de falla multifásico en el que se generan fisuras y luego crecen de manera constante hasta que se genera la fractura.⁹⁴ Dicha fatiga suele emplearse para los análisis in vitro con distintos objetivos:⁹⁵

1. Analizar la respuesta biomecánica de los diferentes componentes previamente a su aplicación clínica, identificar la localización de los fallos como el límite elástico del material, su deformación permanente o fractura de cualquier componente.
2. Analizar los mecanismos que aseguran la conexión implante – pilar.
3. Analizar las fuerzas de cargas axiales y tangenciales que influyen en el daño que pueden ocasionarle a un material.⁹⁶

Analizar las características geométricas de los implantes, específicamente la rosca interna que es la que soporta más tensión.⁹⁷

Para complementar y reforzar lo expuesto, en el ámbito internacional se cuenta con la norma ISO 14801 de la Organización Internacional de Normalización que elabora normas internacionales. Dicha norma hace referencia a los elementos a tomar en cuenta cuando se estudia el proceso de fatiga en implantes dentales.⁹⁸

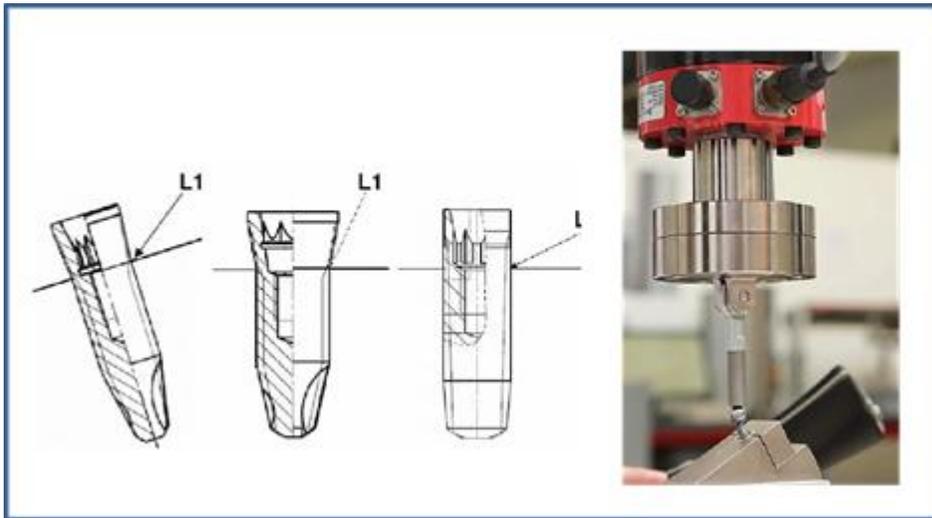


Figura 6. Prueba de Fatiga y Resultado.

Fuente: Matos (2017)⁹⁵

En el proceso de masticación intervienen cargas axiales que están en un rango 200–440 Newtons (N). Por su parte, las cargas laterales en promedio en 30 N y las cargas verticales entre 42 y 412 N.⁹⁷ En el caso de los tornillos, las cargas que intervienen son transversales, axiales y de flexión. Las transversales se dan cuando actúan perpendicularmente al eje de la unión, axial cuando actúa paralelamente.⁹⁹

II. HIPÓTESIS

HIPÓTESIS DEL TRABAJO

PLANTEAMIENTO DE LAS HIPOTESIS

Durante los últimos años se ha producido un rápido y remarcable desarrollo de la prótesis sobre implantes. La búsqueda de resultados predecibles a largo plazo ha despertado inquietudes a los investigadores, para el desarrollo tanto de los materiales como de las técnicas empleadas en la práctica clínica.

Una de las complicaciones técnicas más frecuentes en implantes dentales es el aflojamiento del tornillo de conexión implante-prótesis lo que provoca desajustes, microfiltración, movilidad y, con las cargas sucesivas de masticación, puede llegar a la rotura del tornillo. Este problema conlleva molestias importantes al paciente y para el cirujano no es una operación fácil ya que deberá extraer la parte del tornillo del interior del alma del implante osteointegrado. En ocasiones, la rosca interna del implante puede verse dañada y puede ser necesario la extracción del implante y colocación de uno nuevo de mayor diámetro, si el hueso y el espacio óseo lo permiten.¹⁰⁰

Dada la importancia del aflojamiento de tornillos para el éxito a largo plazo de una implantoprótesis y su repercusión en la supervivencia de ésta, son necesarios más estudios al respecto que valoren los factores que pueden afectar a dicha complicación.

En el presente estudio de investigación se plantearon las siguientes hipótesis:

Hipótesis H0.1 No existen diferencias estadísticamente significativas entre el aflojamiento inicial y el aflojamiento final de los pilares **mecanizados de 0 grados de angulación** después de ser sometidos a 300.000 ciclos.

Hipótesis H0.2 No existen diferencias estadísticamente significativas entre el aflojamiento inicial y el aflojamiento final de los pilares **mecanizados de 15 grados de angulación** después de ser sometidos a 300.000 ciclos.

Hipótesis H0.3 No existen diferencias estadísticamente significativas entre el aflojamiento inicial y el aflojamiento final de los pilares **mecanizados de 20 grados de angulación** después de ser sometidos a 300.000 ciclos.

Hipótesis H0.4 No existen diferencias estadísticamente significativas entre el aflojamiento inicial y el aflojamiento final de los **pilares sinterizados por láser de 0 grados de angulación** después de ser sometidos a 300.000 ciclos.

Hipótesis H0.5 No existen diferencias estadísticamente significativas entre el aflojamiento inicial y el aflojamiento final de los pilares **sinterizados por láser de 15 grados de angulación** después de ser sometidos a 300.000 ciclos.

Hipótesis H0.6 No existen diferencias estadísticamente significativas entre el aflojamiento inicial y el aflojamiento final de los pilares **sinterizados por láser de 20 grados de angulación** después de ser sometidos a 300.000 ciclos.

Hipótesis H0.7 No existen diferencias estadísticamente significativas entre el aflojamiento final de los pilares **mecanizados de 0 grados de angulación** y el aflojamiento final de los pilares **sinterizados por láser de 0 grados de angulación** después de ser sometidos a 300.000 ciclos.

Hipótesis H0.8 No existen diferencias estadísticamente significativas entre el aflojamiento final de los pilares **mecanizados de 15 grados de angulación** y el aflojamiento final de los pilares **sinterizados por láser de 15 grados de angulación** después de ser sometidos a 300.000 ciclos.

Hipótesis H0.9 No existen diferencias estadísticamente significativas entre el aflojamiento final de los pilares **mecanizados de 20 grados de angulación** y el aflojamiento final de los pilares **sinterizados por láser de 20 grados de angulación** después de ser sometidos a 300.000 ciclos.

Hipótesis H0.10 No existen diferencias estadísticamente significativas entre el aflojamiento final de los **pilares mecanizados de 0, 15 y 20 grados de angulación** después de ser sometidos a 300.000 ciclos.

Hipótesis H0.11 No existen diferencias estadísticamente significativas entre el aflojamiento final de los pilares **sinterizados por láser de 0, 15 y 20 grados de angulación** después de ser sometidos a 300.000 ciclos.

Hipótesis H0.12: El **grado de angulación** (0° , 15° y 20°) no incide significativamente en el aflojamiento final de los **pilares mecanizados y sinterizados por láser** después de ser sometidos a 300.000 ciclos.

Hipótesis H0.13: El **mecanismo de confección de los pilares, mecanizados y sinterizados por láser** no influye significativamente en el aflojamiento final de los tornillos antes y después de ser sometidos a 300.000 ciclos.

III. JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS

Justificación y objetivos.

La importancia de este tipo de estudio se basa en que, en ocasiones, se tiene que recurrir a pilares inclinados para la rehabilitación de implantes cuyo eje axial no coincide con el del diente a rehabilitar lo cual podría considerarse uno de los factores que influyan en el aflojamiento de tornillos.

Además, en la revisión bibliográfica previo, fueron escasos los artículos encontrados sobre el aflojamiento de tornillos en implantes de conexión externa en base a su angulación y mecanismo de fabricación, motivo por el presente trabajo pretende contribuir a ampliar el conocimiento sobre este tema.

Los objetivos planteados para este estudio fueron:

1. Observar si existen diferencias en el **aflojamiento de tornillos** en los implantes de conexión externa, tanto fabricados por sinterizado láser como por mecanizado, en angulaciones de 0°, 15° y 20° grados, antes y después de ser sometidos a carga cíclica equivalente a un año de carga masticatoria.
2. Determinar y comparar si el **mecanismo de confección del pilar** por CAD/CAM, **mecanizado y sinterizado láser**, afecta a los valores de torque de aflojamiento antes y después de aplicar una carga cíclica equivalente a un año de carga masticatoria en implantes de conexión externa, en pilares de 0°, 15° y 20° grados de angulación.
3. Comparar si la **angulación del pilar, 0°, 15° y 20° grados**, afecta a los valores de torque de aflojamiento antes y después de aplicar una carga cíclica equivalente a un año de carga masticatoria en implantes de conexión externa, en los diferentes mecanismos de fabricación CAD/CAM, mecanizado y sinterizado láser.

4. Determinar **cuánto influye el factor de mecanismo de fabricación** (mecanizado y sinterizado por láser) **y el grado de angulación del pilar** (0°, 15° y 20°) en el aflojamiento de tornillos en implantes de conexión externa antes y tras recibir una carga cíclica equivalente a un año de carga masticatoria.

IV. MATERIAL Y MÉTODOS

Materiales y grupos de ensayos

En la presente investigación se emplearon 90 implantes de conexión externa (*MG-Osseous® STD 3,75 x 10 mm. Plataforma: 4,1 mm*) de la casa Mozo Grau (Mozo-Grau S.L; Valladolid, España), a los que les fueron conectados 90 pilares (45 pilares *MG-Osseous® STD* de 4,1mm de diámetro, 10 mm de altura, con plataforma hexagonal de 4,1 mm de diámetro; y 45 pilares cromo-cobalto realizados mediante sinterización láser de 4,1 mm de diámetro, 10 mm de alto y con una plataforma de 4.1 mm), como se muestra en las Figuras 7-13. También, se emplearon 90 tornillos de rosca externa tipo métrica (Diámetro de rosca: 2 mm y paso de rosca 0,4 mm). La rosca interna de tipo hembra del implante goza de un diseño de rosca estandarizada con 60° de angulación en los dientes de rosca (*MG-Osseous® STD M2x0.4* Diámetro de rosca: 2 mm y paso de rosca: 0,4 mm) (Figura 14).



Figura 7. Implante de conexión hexagonal externa.
Fuente: Fotografía propia



Figura 8. Pilar mecanizado MG-Osseous® STD.
Fuente: Fotografía propia



Figura 9. Pilar mecanizado MG-Osseous® STD angulado.
Fuente: Fotografía propia



Figura 10. Pilar mecanizado MG-Osseous® STD con hexágono antirrotacional externo.
Fuente: Fotografía propia



Figura 11. Pilar de cromo-cobalto realizado mediante sinterización láser.
Fuente: Fotografía propia



Figura 12. Pilar de cromo-cobalto angulado realizado mediante sinterización láser.
Fuente: Fotografía propia



Figura 13. Pilar de cromo-cobalto con hexágono antirrotacional externo.
Fuente: Fotografía propia



Figura 14. Tornillo estándar para implantes de conexión externa.
Fuente: Fotografía propia

Por otro lado, estos 90 implantes se dividieron en dos grupos según su tipo de pilar: 45 implantes con pilares de titanio mecanizado (grupo A), y, por otro lado, 45 implantes con pilares de cromo-cobalto realizados mediante sinterización láser (grupo B). A su vez, dichos grupos se dividen en 3 subgrupos distribuidos de acuerdo al tipo de angulación del pilar que los compone: 15 muestras con pilares de titanio mecanizado de 0° de angulación, 15 muestras con pilares de titanio mecanizado de 15° de angulación y 15 muestras con pilares de titanio mecanizado de 20° de angulación. Del mismo modo, la subdivisión del grupo B sería la siguiente: 15 pilares de cromo-cobalto de 0° de angulación, 15 del mismo material y con 15° de angulación y, finalmente, otros 15 pilares del mismo material con una angulación del 20° .

Los torques y contratorques se midieron empleando un destornillador hexagonal de 1,25 mm conectado a un motor de implantes (iChiroPro®; BienAir, Bienne, Suiza) que fue utilizado como torquímetro digital (Figura 15).

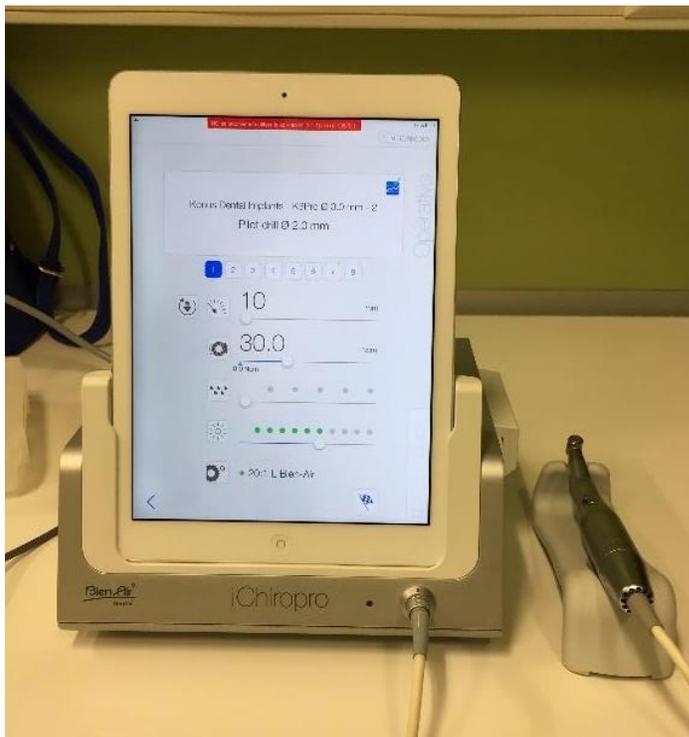


Figura 15 Motor de implantes.

Fuente: Fotografía propia.

De igual manera, se necesitó utilizar una probeta hecha a medida de aluminio (fabricada por Euroortondocia®) con tres perforaciones de 0°, 15° y 20° de angulación correspondiéndose a la de los pilares mencionados (Figura 16). Esta probeta ha sido usada como base de retención para el implante y el pilar, aunque también cumplirá la función de alinear los implantes y pilares que reciban la carga cíclica necesaria. El cometido que las perforaciones anguladas persiguen no es otro que el aseguramiento de la correcta posición del implante para que, de tal modo, el pilar reciba verticalmente la carga cíclica.



Figura 16. Probeta de aluminio.
Fuente: Fotografía propia.

Máquina de carga cíclica y motor de implantes

Para realizar el presente estudio utilizamos una máquina de fatiga tipo Instron® (Figura 17), diseñada y fabricada en conjunto con Euroortodoncia® en colaboración con los especialistas en Implantoprótesis y especialista en Implantoprótesis Avanzada de la Facultad de Odontología de la Universidad Complutense de Madrid.



Figura 17. Máquina de fatiga.
Fuente: Fotografía propia.

Antes de iniciar la prueba de carga cíclica, la máquina de fatiga se sometió a una prueba de calibración, gracias a un software especial (testXpert II; Zwick Roell, Barcelona, España) en las instalaciones de Euroortodoncia®, para verificar que la frecuencia y la carga fueran uniformes al momento de someter las muestras a dicha carga. En la Figura 18 podemos ver la gráfica que nos muestra el software antes mencionado y cómo se calibró para que diera una fatiga constante de 200 N.

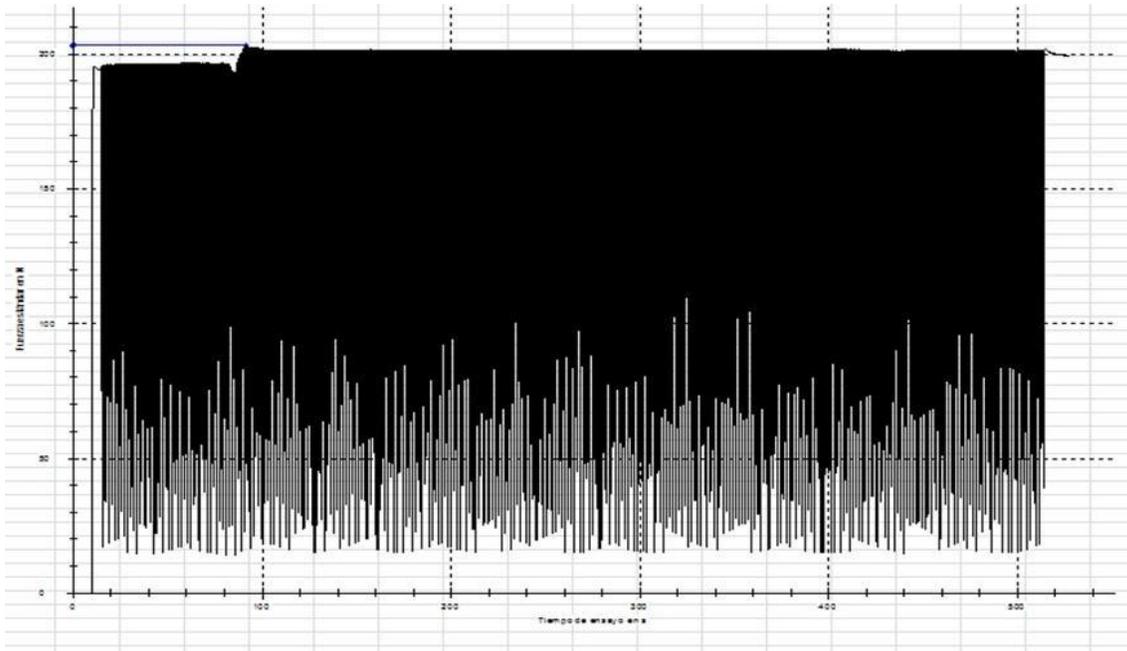


Figura 18. Gráfica de calibración de máquina de fatiga.

En lo que a la máquina de fatiga respecta, cabe mencionar que su funcionamiento se debe a que se encuentra conectada a un compresor de aire (Figura 19). Este lo que hace es dotar de aire al cilindro neumático de la máquina encargado de ejercer la presión al pistón para que alcance una presión determinada.



Figura 19. Compresor de aire.

Fuente: Fotografía propia.

La máquina de carga cíclica fue programada para que ofreciera una carga de 200 N de fuerza y una frecuencia de 2 Hz y, de manera manual, se programó a 300.000 ciclos para simular la masticación de una persona aproximadamente de un año.¹⁰¹ El pistón de la máquina cuenta con cilindro de teflón macizo encargado de golpear al pilar a la hora de recibir la carga cíclica. La distancia que existe en el momento de la carga entre el pilar y el teflón macizo es de 2 mm.

A su vez, el motor de implantes también fue calibrado utilizando el software antes mencionado, en la Figura 20 podemos observar la gráfica que el motor de implantes da los Newton programados.

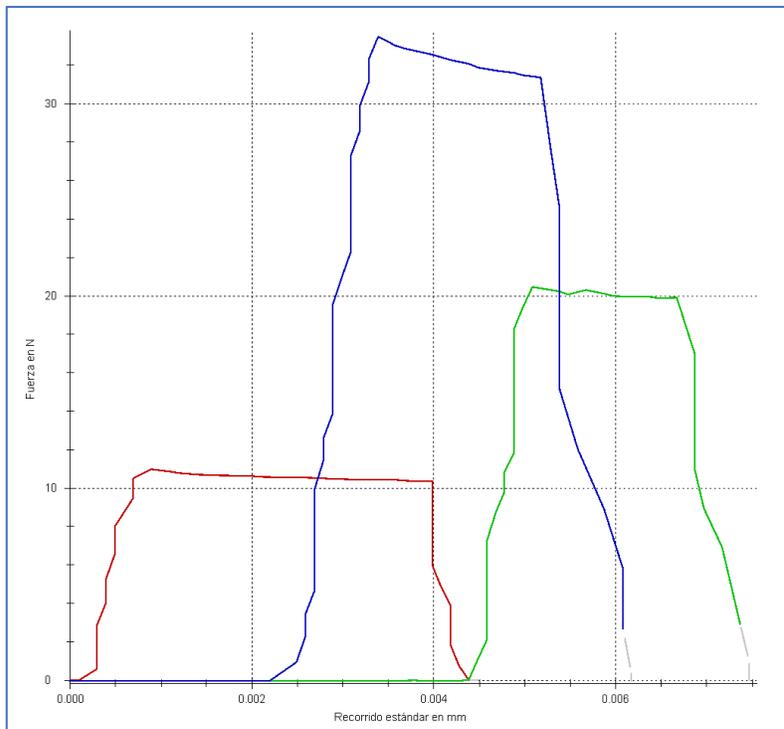


Figura 20. Gráfica de calibración del motor de implantes.

Preparación de las muestras

Posteriormente, se procedió a ajustar los pilares de forma manual utilizando como torquímetro el motor de implantes. Los pilares se acomodaron por el mismo operador a una prensa de banco (Figura 21), atornillando el pilar al implante a los tornillos de interconexión. Para ello, se respetaron las instrucciones del fabricante: aplicar un torque de 30 N a todas las muestras.

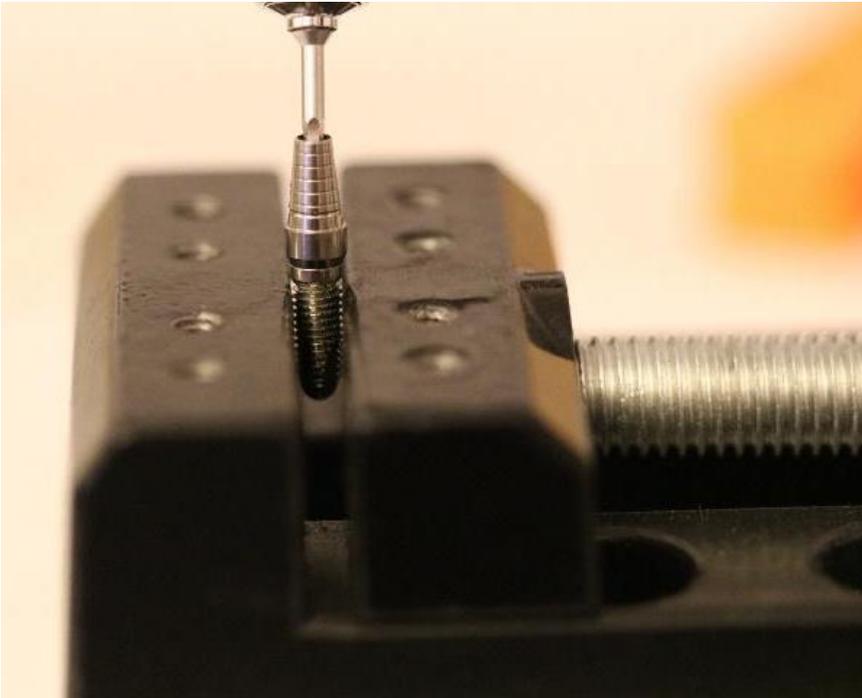


Figura 21. Ajuste de tornillo

Fuente. Fotografía propia

Cada uno de los tornillos de cada grupo fueron ajustados al torque recomendado por la casa comercial para después realizar una primera medición sin que los pilares hayan recibido carga cíclica. El objetivo de esta prueba era la comparación de los valores de torque de aflojamiento de tornillos antes y después de someterlos a carga cíclica.

Al obtener los resultados de la primera medición sin carga, se vuelve a apretar al torque recomendado nuevamente para comenzar la carga cíclica a cada muestra.

Una vez ajustado el pilar en el implante se coloca la muestra en la probeta en la posición correspondiente, dejando el implante perpendicular a la base de la probeta para recibir la carga de manera vertical; independientemente de cuál fuera la angulación del pilar. (Figura 22)



Figura 22. Implante fijado a probeta de aluminio.

Fuente: Fotografía propia.

La fijación de la muestra a la probeta de aluminio se consiguió a través de un tornillo que funciona como medio anti-rotacional, pues este tornillo cuenta con una tuerca que previene que el tornillo se mueva. De esta manera, se asegura y ratifica que el implante no presente ningún movimiento durante las cargas aplicadas.

Dado que el implante está ajustado a la probeta de aluminio, se coloca en la base de la máquina de carga cíclica (Figura 23) y se fija mediante un tornillo y una placa de metal para que no tenga ninguna movilidad (Figura 24).



Figura 23. Muestra fijada a máquina de fatiga.

Fuente: Fotografía propia.

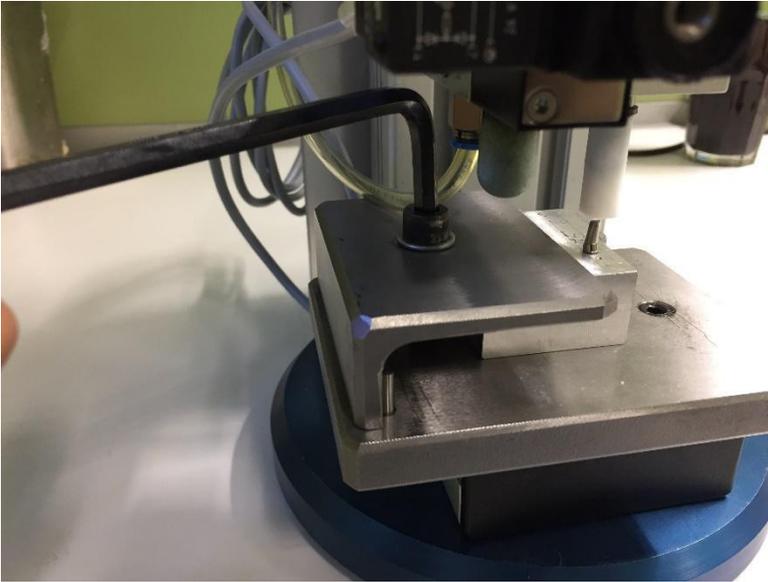


Figura 24. Ajustando tornillo de fijación.

Fuente: Fotografía propia.

La base del pistón, donde se encuentra el bloque de teflón macizo, es fijada manualmente mediante dos tornillos que no permiten ninguna movilidad (Figura 25).

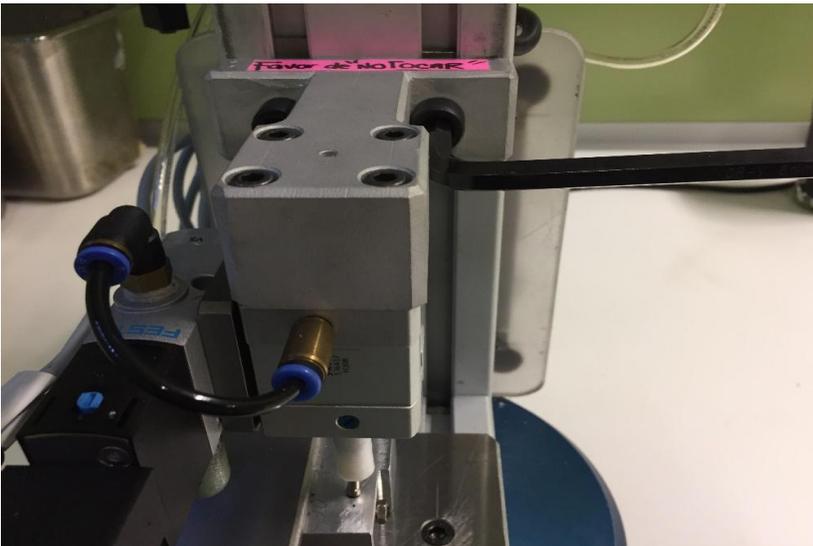


Figura 25. Ajustando base de pistón.

Fuente: Fotografía propia.

Una vez fijada la probeta en la base de la máquina y el pistón con el teflón macizo, es colocada entre el pilar y el teflón macizo una galga metálica (Figura 26) de 1 mm de grosor. Acto seguido, el pistón retrocederá 1 mm al dar la carga, por lo que se tendrán 2 mm de distancia entre cada golpe (lo que nos servirá como referencia).

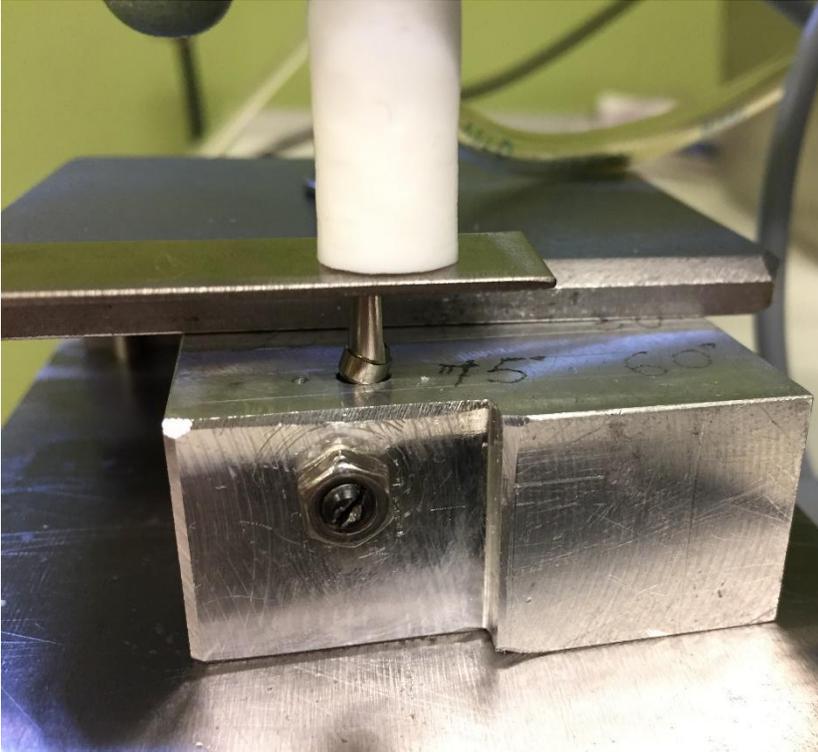


Figura 26. Colocación de galga metálica.

Fuente: Fotografía propia.

La máquina cuenta con una computadora contabilizadora con un máximo de 100.000 golpes por día (Figura 27) por lo que, al tener que aplicar 300000 ciclos por muestra, fueron necesarios 3 días para cada una de. La computadora de la máquina no solo se ocupa del funcionamiento de la máquina, sino también de resguardar la información en caso de apagón en el laboratorio. Ello permitirá conocer el número de ciclos aplicados hasta el momento de dicho apagón.

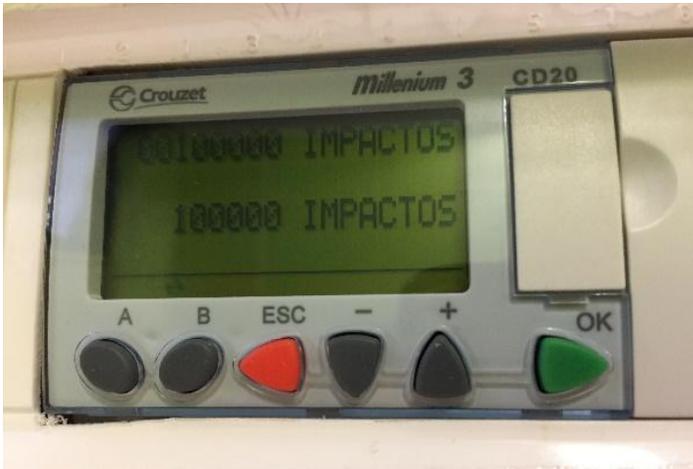


Figura 27. Contador de impactos.

Fuente: Fotografía propia.

Registro y toma de valores

Una vez apretados los tornillos, se realizó una primera medición de aflojamiento de tornillos con el motor de implantes sin que los pilares hayan recibido carga alguna (aflojamiento inicial). Ello se realizó para tener una referencia para la comparación de los resultados y para ver si existe algún aflojamiento de tornillos antes y después de haber recibido la carga cíclica. Al obtener los primeros resultados del apretamiento y el aflojamiento inicial, se procedió a volver a apretar de nuevo los tornillos para aplicar la carga de 300.000 ciclos.

Una vez aplicados dichos ciclos, se empleó el motor de implantes para la medición final de los tornillos (Figura 28) y comparar estos datos con los del aflojamiento inicial. Cabe destacar que se realizó una inspección visual y manual de los pilares, tornillos e implantes para descartar cualquier tipo de problema.

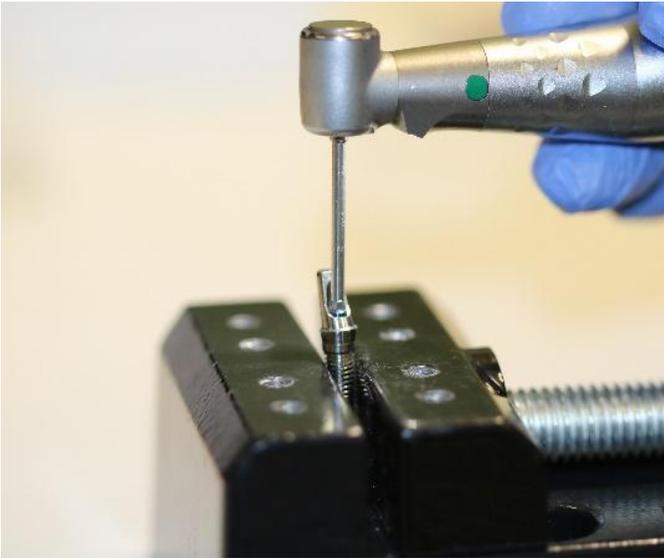


Figura 28. Aflojamiento final.

Fuente: Fotografía propia.

Diseño del experimento

El diseño del experimento se corresponde a un patrón de preprueba/posprueba con una técnica de apareo o emparejamiento, en la cual se establece una medición en el aflojamiento inicial. Posteriormente, se somete al pilar a una exposición de una carga de 300.000 ciclos, para luego hacer una medición en el aflojamiento final. Esta prueba se realiza para 6 grupos en total (componiéndose de 15 muestras cada uno de los grupos).

Software estadístico

Para el tratamiento de los datos se ha utilizado un programa estadístico de análisis multivariado¹ denominado SPSS versión 26 (*Statistical Package for Social Sciences®*, Chicago IL) estableciéndose un p-valor de 0,05 para declarar una relación como estadísticamente significativa.

¹ Los métodos estadísticos multivariantes y el análisis multivariante son herramientas estadísticas que estudian el comportamiento de tres o más variables al mismo tiempo.

V. RESULTADOS

Cálculo del muestreo.

En cuanto al tipo de diseño experimental, las hipótesis consisten en la comparación de 2 variables independientes, esta corresponde a un análisis muy común, consiste en la comparación de la media entre dos grupos de tratamiento. La metodología de decisión de Neyman-Pearson permite considerar simultáneamente los riesgos α , β y la magnitud Δ que se desea establecer.

En la comparación de dos medias, se está interesado en tomar una decisión entre dos valores concretos, por ejemplo 0 y Δ , que se sitúan en las hipótesis nula y alternativa:

Tomando en cuenta que se conoce el grado de dispersión (σ) existente entre los resultados de los sometidos al mismo tratamiento. Considerando también que se ha decidido que los riesgos de adoptar decisiones erróneas sean exactamente α (bilateral) y β (unilateral). Determinando el número "n" de elementos necesario en cada grupo se considera la situación en la que se dispone de exactamente el mismo número de casos en ambos grupos:

Fórmula

El tamaño muestral en cada grupo para la **comparación de 2 medias** es:

$$n = \frac{2 \cdot \sigma^2 \cdot (z_{\alpha/2} + z_{\beta})^2}{\Delta^2}$$

Figura 29. Fórmula para determinar el tamaño muestral de cada grupo.

Si asumimos que un riesgo $\beta = 0.20$ implica una potencia de $0.8 = 80\%$ y una la magnitud $\Delta = 7,5$ Newton, $\delta = 2,1422$ tenemos que:

Tabla 1. Estadísticos descriptivos del torque de aflojamiento final de todos los grupos.

Estadísticos descriptivos					
	N	Mínimo	Máximo	Media	Desviación estándar
Aflojamiento final	90	8,5	18,7	13,799	2,1422
N válido (por lista)	90				

Desviación estandar	$\delta =$	2,1422
Magnitud	$\Delta =$	2,2
Tamaño de grupo	$n =$	14,84

$$n = \frac{2 \times 2,1422^2 \times (1,96 + 0,84)^2}{2,2^2} = 14,84$$

Se necesitan 15 casos por grupo para una magnitud de $\Delta = 2,2$ Newton, que es tamaño de cada grupo en el estudio.

Hipótesis H0.1 y H1

Hipótesis H0.1 “No existen diferencias estadísticamente significativas entre el aflojamiento inicial y el aflojamiento final de los pilares **mecanizados de 0 grados de angulación** después de ser sometidos a 300.000 ciclos.”.

Hipótesis H1 “Existen diferencias estadísticamente significativas entre el aflojamiento inicial y el aflojamiento final de los pilares **mecanizados de 0 grados de angulación** después de ser sometidos a 300.000 ciclos.”.

La tabla 2, muestra la prueba de normalidad de los datos que conforman la muestra del aflojamiento inicial y final para los pilares mecanizados de 0 grados, donde se confirma la normalidad de los datos.

Tabla 2. Pruebas de normalidad del aflojamiento inicial y final de los pilares mecanizados de 0 grados.

	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
Aflojamiento inicial mecanizado 0 grados	,230	15	,232	,931	15	,281
Aflojamiento final mecanizado 0 grados	,165	15	,200*	,900	15	,095

*. Esto es un límite inferior de la significación verdadera.
a. Corrección de significación de Lilliefors

En la tabla 3, se observan los resultados de la prueba de Wilcoxon de los rangos con signo, donde el valor arrojado por el Test de $p=0,000650$ **permite rechazar la hipótesis nula H0.1**, y **se acepta la hipótesis de investigación H1**, por lo que infiere que existe una diferencia estadísticamente significativa entre el aflojamiento inicial y el aflojamiento final de los pilares mecanizados de 0 grados de angulación después de ser sometidos a una carga de 300.000 ciclos.

Tabla 3. Prueba de Wilcoxon de los rangos con signo para contraste de la hipótesis H0.1

Prueba de Wilcoxon de los rangos con signo					
Rangos					
			N	Rango promedio	Suma de rangos
Aflojamiento final mecanizado 0 grados -	Rangos negativos		15 ^a	8.00	120.00
Aflojamiento inicial mecanizado 0 grados	Rangos positivos		0 ^b	.00	.00
	Empates		0 ^c		
	Total		15		

a. Aflojamiento final mecanizado 0 grados < Aflojamiento inicial mecanizado 0 grados
b. Aflojamiento final mecanizado 0 grados > Aflojamiento inicial mecanizado 0 grados
c. Aflojamiento final mecanizado 0 grados = Aflojamiento inicial mecanizado 0 grados

Estadísticos de prueba^a

	Aflojamiento final mecanizado 0 grados - Aflojamiento inicial mecanizado 0 grados
Z	-3.410 ^b
Sig. asintótica (bilateral)	0,000650

a. Prueba de Wilcoxon de los rangos con signo
b. Se basa en rangos positivos.

La figura 30, muestra el resumen del contraste de la hipótesis nula H0.1, la cual tiene como decisión el rechazo de la hipótesis nula.

Resumen de contrastes de hipótesis				
	Hipótesis nula	Prueba	Sig.	Decisión
1	La mediana de las diferencias entre Aflojamiento inicial mecanizado 0 grados y Aflojamiento final mecanizado 0 grados es igual a 0.	Prueba de Wilcoxon de los Rangos con signo para muestras relacionadas	.001	Rechaza la hipótesis nula.

Se muestran significaciones asintóticas. El nivel de significancia es .05.

Figura 30 Resumen de contraste de la hipótesis nula H0.1

La tabla 4, muestra el resumen de procesamiento de casos del aflojamiento inicial y final de los pilares mecanizados de 0 grados, que para esta investigación son 15 casos.

Tabla 4. Resumen de procesamiento de casos del aflojamiento inicial y final de los pilares mecanizados de 0 grados.

	Casos					
	Válido		Perdidos		Total	
	N	Porcentaje	N	Porcentaje	N	Porcentaje
Aflojamiento inicial mecanizado 0 grados	15	100.0%	0	0.0%	15	100.0%
Aflojamiento final mecanizado 0 grados	15	100.0%	0	0.0%	15	100.0%

La tabla 5 muestra los estadísticos descriptivos del aflojamiento inicial y final de los pilares mecanizados de 0 grados de angulación, donde se aprecia que la media de aflojamiento inicial de los pilares mecanizados de 0 grados de angulación es de $19,96 \pm 1,64$ Ncm, y la media de aflojamiento final de los pilares mecanizados de 0 de angulación grados es de $16,22 \pm 1,75$ Ncm.

Tabla 5. Estadísticos descriptivos del aflojamiento inicial y final de los pilares mecanizados de 0 grados.

	N	Media	Desviación estándar	Mínimo	Máximo
Aflojamiento inicial mecanizado 0 grados	15	19,960	1,6422	17,6	23,5
Aflojamiento final mecanizado 0 grados	15	16,227	1,7515	12,6	18,7

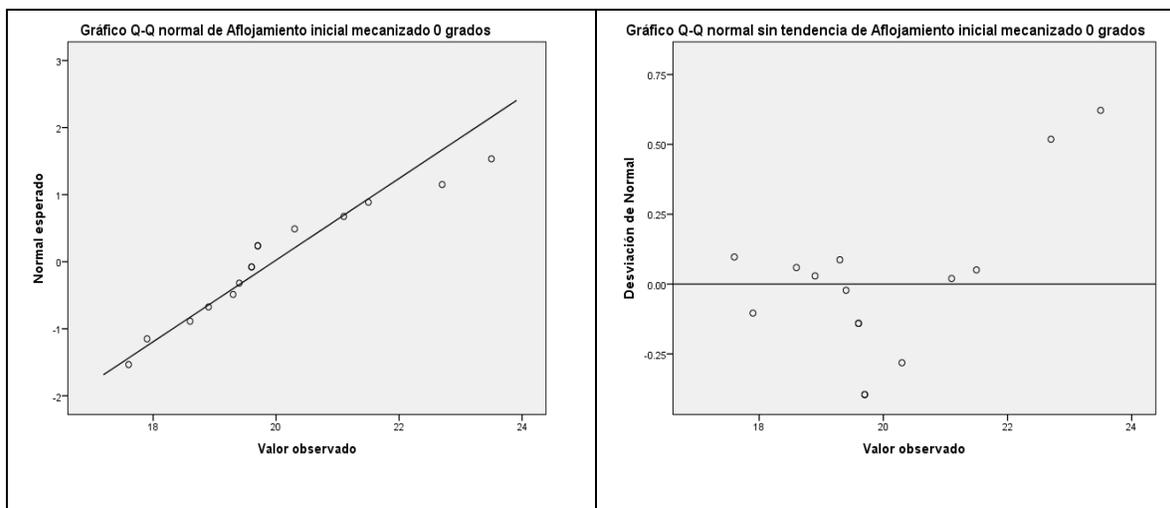
En la tabla 6 se observa el diagrama de tallos y hojas donde se observa que la distribución de frecuencias del aflojamiento inicial de los pilares mecanizados de 0 grados, en la que la mayoría de los valores (6 casos) oscilan entre 19,3 y 19,7 Ncm.

Y también se observa que la distribución de frecuencias del aflojamiento final de los pilares mecanizados de 0 grados, que la mayoría de los valores (8 casos) oscilan entre 15,3 y 16,7 Ncm.

Tabla 6. Aflojamiento inicial y final de los pilares mecanizados de 0 grados.

<p>Aflojamiento inicial mecanizado 0 grados Stem-and-Leaf Plot</p> <pre> Frequency Stem & Leaf 2.00 17. 69 2.00 18. 69 6.00 19. 346677 1.00 20. 3 2.00 21. 15 1.00 22. 7 1.00 Extremes (>=23.5) Stem width: 1.0 Each leaf: 1 case(s) </pre>	<p>Aflojamiento final pilar mecanizado de 0 grados Stem-and-Leaf Plot</p> <pre> Frequency Stem & Leaf 2.00 Extremes (<=12.7) 4.00 15. 3677 4.00 16. 4667 3.00 17. 566 2.00 18. 17 Stem width: 1.0 Each leaf: 1 case(s) </pre>
---	--

En la figura 31, se observan los gráficos QQ (Cuantil-Cuantil) normal y QQ sin tendencia del aflojamiento inicial y final de los pilares mecanizados de 0 grados, donde mediante una inspección visual se puede observar en el gráfico QQ normal una tendencia normalizada dado la cercanía de los puntos a la línea de tendencia.



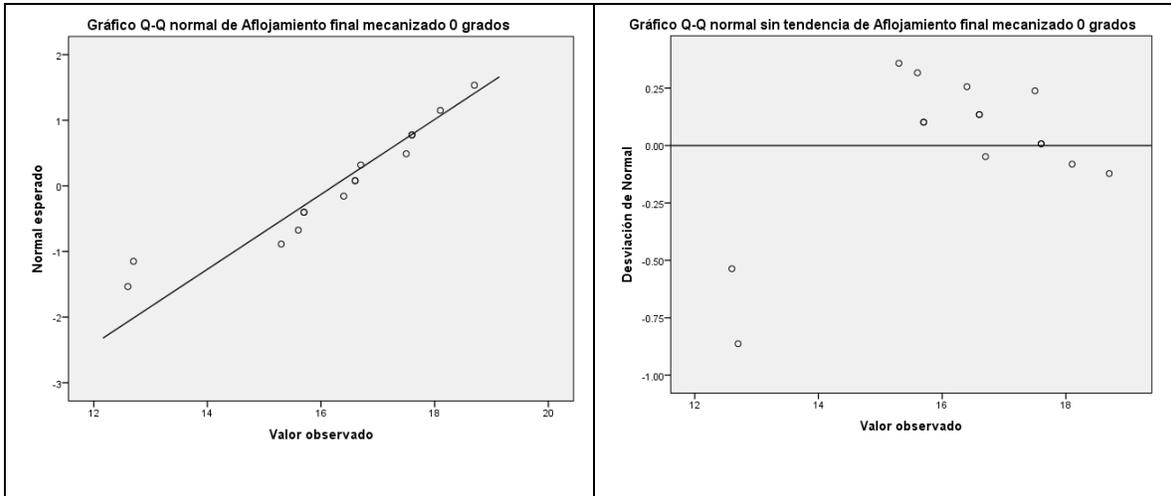


Figura 31. Gráficos QQ normal y QQ sin tendencia del aflojamiento inicial y final de los pilares mecanizados de 0 grados.

La figura 32 muestra el gráfico Box Plot para el aflojamiento inicial y final de los pilares mecanizados de 0 grados y donde podemos observar que los valores de torque de aflojamiento final son menores en comparación a los valores de aflojamiento inicial.

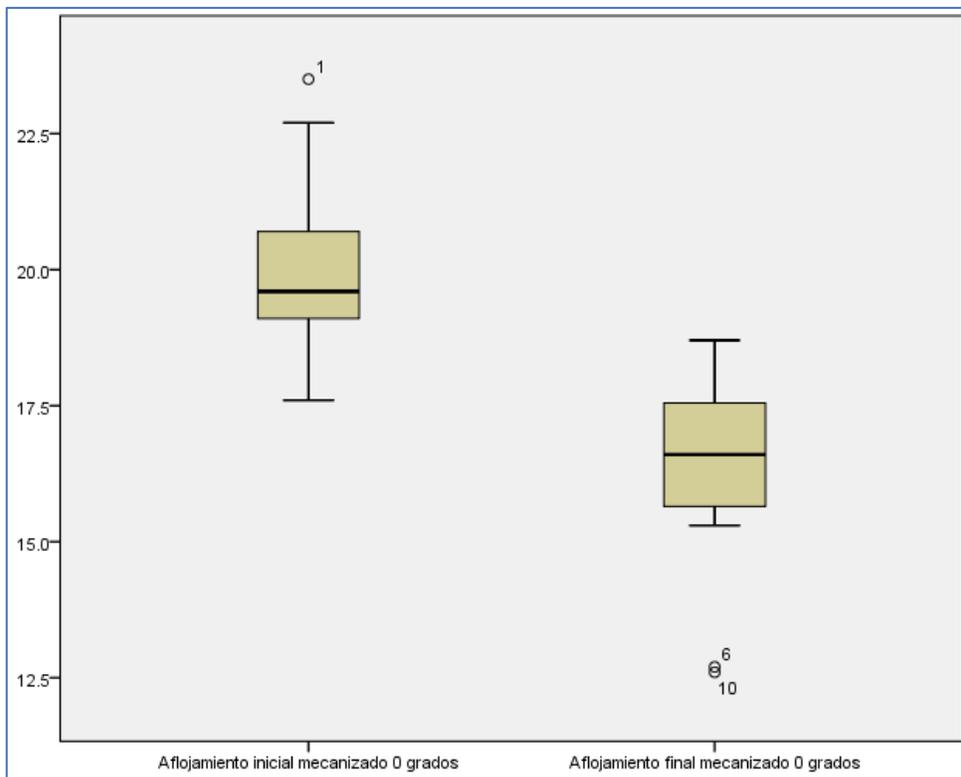


Figura 32. Gráfico Box Plot para el aflojamiento inicial y final de los pilares mecanizados de 0 grados.

La figura 33 muestra el histograma del aflojamiento inicial de los pilares mecanizados de 0 grados, en la que la mayor frecuencia de datos se distribuye entre 19 y 20 NCM. Para el aflojamiento final de los pilares mecanizados de 0 grados, una mayor frecuencia de datos se distribuye entre 15 y 17 NCM.

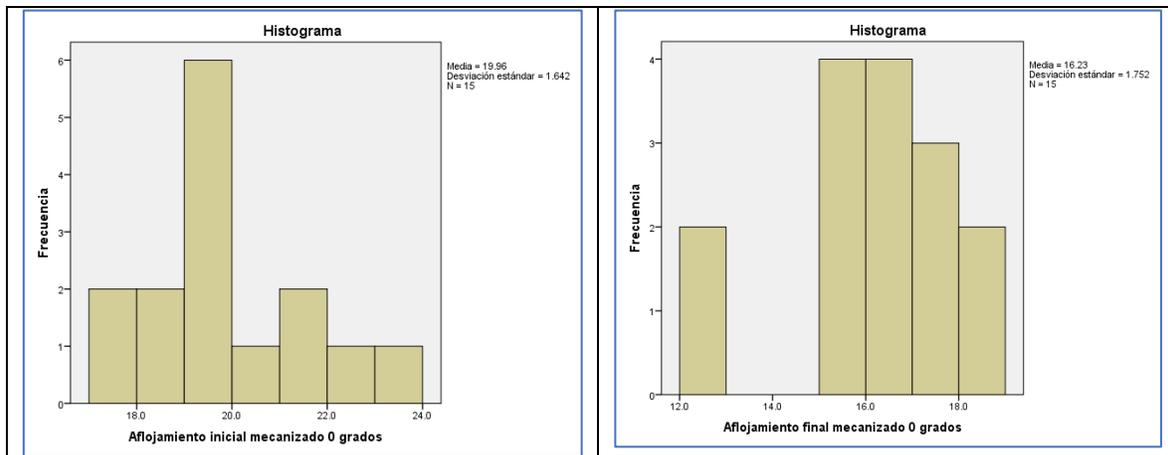


Figura 33. Histograma del aflojamiento inicial y final de los pilares mecanizados de 0 grados.

Hipótesis H0.2 y H2

Hipótesis H0.2 No existen diferencias estadísticamente significativas entre el aflojamiento inicial y el aflojamiento final de los pilares **mecanizados de 15 grados de angulación** después de ser sometidos a 300.000 ciclos.

Hipótesis H2 Existen diferencias estadísticamente significativas entre el aflojamiento inicial y el aflojamiento final de los pilares **mecanizados de 15 grados de angulación** después de ser sometidos a 300.000 ciclos.

La tabla 7, muestra la prueba de normalidad de los datos que conforman la muestra del aflojamiento inicial y final para los pilares mecanizados de 15 grados, donde se confirma la normalidad de los datos.

Tabla 7. Pruebas de normalidad del aflojamiento inicial y final para los pilares mecanizados de 15 grados.

	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
Aflojamiento inicial mecanizado 15 grados	,136	15	,200*	,954	15	,595
Aflojamiento final mecanizado 15 grados	,127	15	,200*	,950	15	,521

*. Esto es un límite inferior de la significación verdadera.

a. Corrección de significación de Lilliefors

En la tabla 8, se muestra la prueba de Wilcoxon de los rangos con signo para el contraste de la hipótesis nula H0.2, donde a partir de el valor arrojado de $p=0.000655$ **permite rechazar la hipótesis nula H0.2, y aceptar la hipótesis H2**, por lo que infiere que existe una diferencia estadísticamente significativa entre el aflojamiento inicial y el aflojamiento final del pilar mecanizado de 15 grados después de ser sometidos a una carga de 300.000 ciclos.

Tabla 8. Prueba de Wilcoxon de los rangos con signo para el contraste de la hipótesis nula H0.2

Prueba de Wilcoxon de los rangos con signo					
Rangos					
			N	Rango promedio	Suma de rangos
Aflojamiento final mecanizado 15 grados -	Rangos negativos		15 ^a	8,00	120,00
Aflojamiento inicial mecanizado 15 grados	Rangos positivos		0 ^b	,00	,00
	Empates		0 ^c		
	Total		15		

a. Aflojamiento final mecanizado 15 grados < Aflojamiento inicial mecanizado 15 grados
b. Aflojamiento final mecanizado 15 grados > Aflojamiento inicial mecanizado 15 grados
c. Aflojamiento final mecanizado 15 grados = Aflojamiento inicial mecanizado 15 grados

Estadísticos de prueba^a

	Aflojamiento final mecanizado 15 grados - Aflojamiento inicial mecanizado 15 grados
Z	-3,408 ^b
Sig. asintótica (bilateral)	0,000655

a. Prueba de Wilcoxon de los rangos con signo
b. Se basa en rangos positivos.

La figura 34, muestra el resumen del contraste de la hipótesis nula H0.2, la cual tiene como decisión el rechazo de la hipótesis nula.

Resumen de contrastes de hipótesis				
	Hipótesis nula	Prueba	Sig.	Decisión
1	La mediana de las diferencias entre Aflojamiento inicial mecanizado 15 grados y Aflojamiento final mecanizado 15 grados es igual a 0	Prueba de Wilcoxon de los rangos con signo para muestras relacionadas	.001	Rechaza la hipótesis nula.

Se muestran significaciones asintóticas. El nivel de significancia es .05.

Figura 34. Resumen del contraste de la hipótesis nula H0.2

La tabla 9, muestra el resumen de procesamiento de casos para el aflojamiento inicial y final de los pilares mecanizados de 15 grados, que corresponde a 15 casos.

Tabla 9. Resumen de procesamiento de casos del aflojamiento inicial y final de los pilares mecanizados de 15 grados.

	Casos					
	Válido		Perdidos		Total	
	N	Porcentaje	N	Porcentaje	N	Porcentaje
Aflojamiento inicial mecanizado 15 grados	15	100,0%	0	0.0%	15	100,0%
Aflojamiento final mecanizado 15 grados	15	100,0%	0	0.0%	15	100,0%

La tabla 10, podemos observar los estadísticos descriptivos, donde podemos destacar la media de aflojamiento inicial de los pilares mecanizados de 15 grados con una media de 19,3 Ncm, además de la desviación estándar de 1,51 Ncm.

Para el aflojamiento final de los pilares mecanizados de 15 grados, el valor medio es de 14,71 Ncm, además de la desviación estándar de 1,75 Ncm.

Tabla 10. Estadísticos descriptivos del Aflojamiento inicial y final de los pilares mecanizados de 15 grados

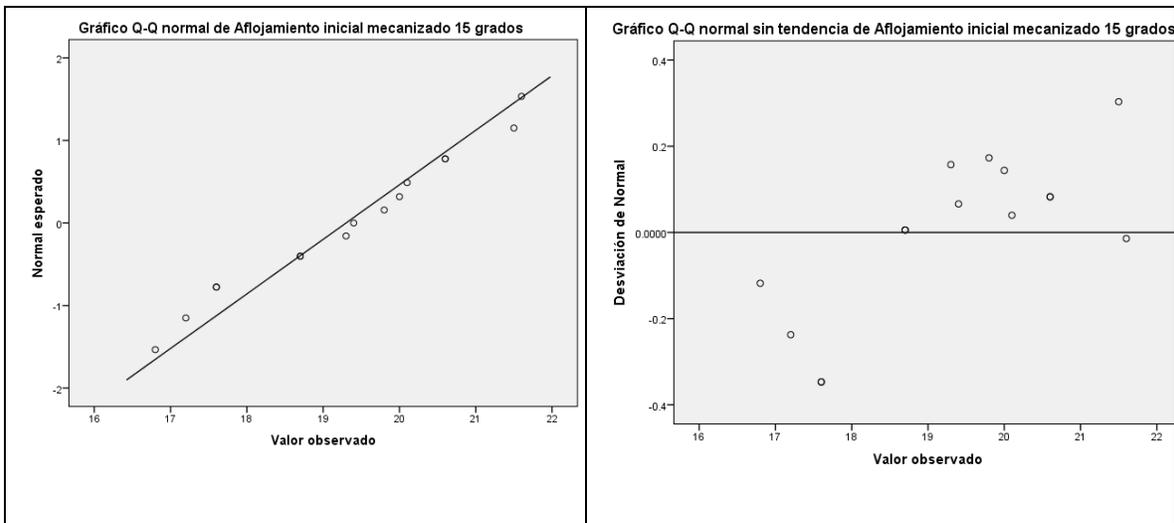
	N	Media	Desviación estándar	Mínimo	Máximo
Aflojamiento inicial mecanizado 15 grados	15	19,300	1,5133	16,8	21,6
Aflojamiento final mecanizado 15 grados	15	14,713	1,7451	12,2	17,8

En la tabla 11 se observa el diagrama de tallos y hojas donde la distribución de frecuencias del aflojamiento inicial de los pilares mecanizados de 0 grados, donde la mayor frecuencia de los datos oscila entre 20 y 20,6 Ncm. También se observa que la distribución de frecuencias del aflojamiento final de los pilares mecanizados de 15 grados, en la que la mayoría de los valores (4 casos) oscilan entre 12,2 y 12,9 Ncm.

Tabla 11. Diagrama de tallo y hojas del Aflojamiento inicial de los pilares mecanizados de 15 grados.

Aflojamiento inicial mecanizado 15 grados Stem-and-Leaf Plot		Aflojamiento final mecanizado 15 grados Stem-and-Leaf Plot	
Frequency	Stem & Leaf	Frequency	Stem & Leaf
1.00	16. 8	4.00	12. 2789
3.00	17. 266	2.00	13. 48
2.00	18. 77	3.00	14. 578
3.00	19. 348	2.00	15. 37
4.00	20. 0166	3.00	16. 678
2.00	21. 56	1.00	17. 8
Stem width:	1.0	Stem width:	1.0
Each leaf:	1 case(s)	Each leaf:	1 case(s)

En la figura 35, se observan los gráficos QQ normal y QQ sin tendencia del aflojamiento inicial de los pilares mecanizados de 15 grados, donde mediante una inspección visual se puede observar en el gráfico QQ normal tiene una tendencia normalizada dado la cercanía de los puntos a la línea de tendencia.



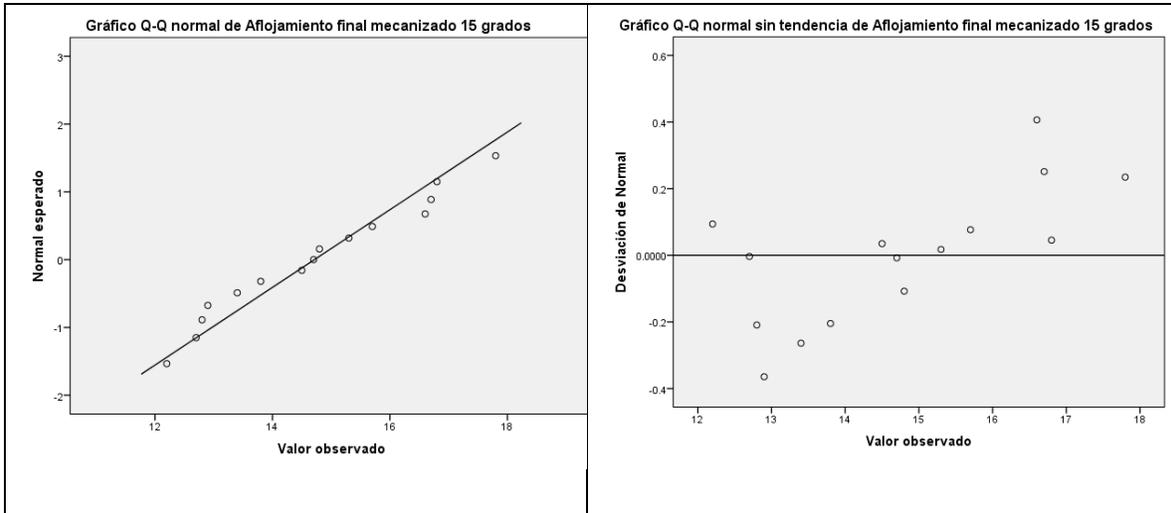


Figura 35. Gráficos QQ normal y QQ sin tendencia del aflojamiento inicial y final de los pilares mecanizados de 15 grados.

La figura 36 muestra el gráfico Box Plot para el aflojamiento inicial y final de los pilares mecanizados de 15 grados, en la cual la mediana del torque de aflojamiento final es menor en comparación a los valores de el aflojamiento inicial.

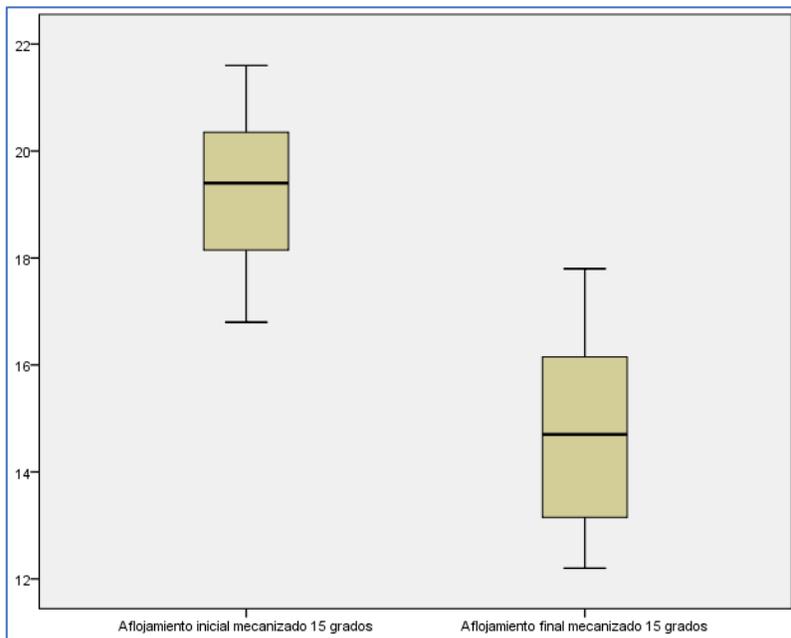


Figura 36. Gráfico Box Plot para el aflojamiento inicial y final de los pilares mecanizado de 15 grados.

La figura 37 muestra el histograma del aflojamiento inicial de la conexión de los pilares mecanizados de 15 grados, en la que la mayor frecuencia de datos se

distribuye de una manera uniforme entre 18 y 21 NCM. En el aflojamiento final de los pilares mecanizados de 0 grados, en la que la mayor frecuencia de valores se distribuye entre 12 y 13 NCM.

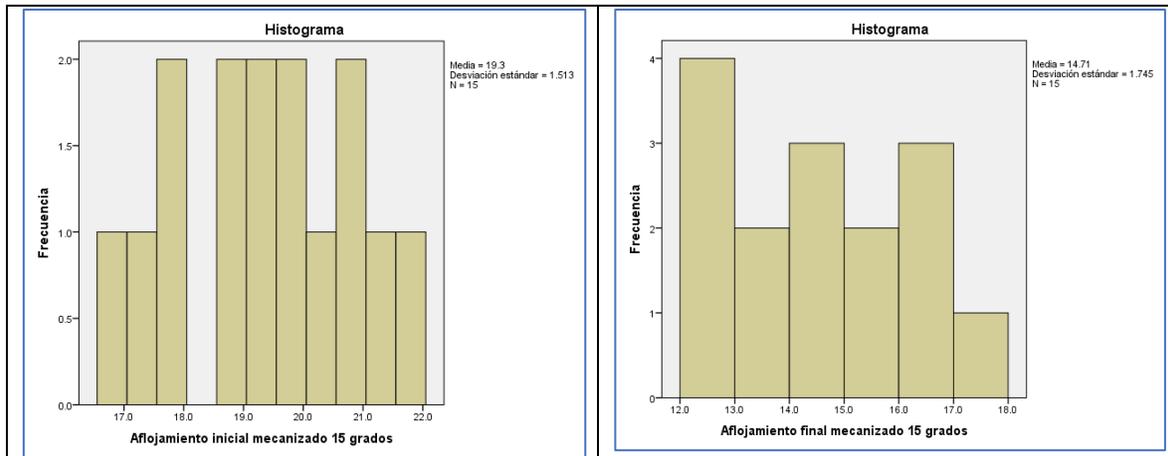


Figura 37. Histograma del aflojamiento inicial de los pilares mecanizados de 15 grados.

Hipótesis H0.3 y H3.

Hipótesis H0.3 No existen diferencias estadísticamente significativas entre el aflojamiento inicial y el aflojamiento final de los pilares **mecanizados de 20 grados de angulación** después de ser sometidos a 300.000 ciclos.

Hipótesis H3 Existen diferencias estadísticamente significativas entre el aflojamiento inicial y el aflojamiento final de los pilares **mecanizados de 20 grados de angulación** después de ser sometidos a 300.000 ciclos.

La tabla 12, muestra la prueba de normalidad de los datos que conforman la muestra del aflojamiento inicial y final para los pilares mecanizados de 20 grados, donde se confirma la normalidad de los datos.

Tabla 12. Pruebas de normalidad del aflojamiento inicial y final para los pilares mecanizados de 20 grados.

	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
Aflojamiento inicial mecanizado 20 grados	,158	15	,200*	,949	15	,513
Aflojamiento final mecanizado 20 grados	,107	15	,200*	,989	15	,999

*. Esto es un límite inferior de la significación verdadera.

a. Corrección de significación de Lilliefors

En la tabla 13, se observan los resultados de la prueba de Wilcoxon de los rangos con signo para el contraste de la hipótesis nula H0.3, donde el valor arrojado por el Test de $p=0,000652$ **permite rechazar la hipótesis nula H0.3**, por lo que infiere que existe una diferencia estadísticamente significativa entre el aflojamiento inicial y el aflojamiento final de los pilares mecanizados de 20 grados después de ser sometidos a una carga de 300.000 ciclos.

Tabla 13. Prueba de Wilcoxon de los rangos con signo para el contraste de la hipótesis nula H0.3.

Prueba de Wilcoxon de los rangos con signo					
Rangos					
			N	Rango promedio	Suma de rangos
Aflojamiento final mecanizado 20 grados - Rangos negativos			15 ^a	8.00	120.00
Aflojamiento inicial mecanizado 20 grados - Rangos positivos			0 ^b	.00	.00
		Empates	0 ^c		
Total			15		

a. Aflojamiento final mecanizado 20 grados < Aflojamiento inicial mecanizado 20 grados
b. Aflojamiento final mecanizado 20 grados > Aflojamiento inicial mecanizado 20 grados
c. Aflojamiento final mecanizado 20 grados = Aflojamiento inicial mecanizado 20 grados

Estadísticos de prueba^a	
	Aflojamiento final mecanizado 20 grados - Aflojamiento inicial mecanizado 20 grados
Z	-3,409 ^b
Sig. asintótica (bilateral)	0,000652

a. Prueba de Wilcoxon de los rangos con signo
b. Se basa en rangos positivos.

La figura 38, muestra el resumen del contraste de la hipótesis nula H0.3, la cual tiene como decisión el rechazo de la hipótesis nula, por lo que se acepta la hipótesis alternativa H3.

Resumen de contrastes de hipótesis			
Hipótesis nula	Prueba	Sig.	Decisión
1 La mediana de las diferencias entre Aflojamiento inicial mecanizado 20 grados y Aflojamiento final mecanizado 20 grados es igual a 0	Prueba de Wilcoxon de los rangos con signo para muestras relacionadas	.001	Rechace la hipótesis nula.

Se muestran significaciones asintóticas. El nivel de significancia es .05.

Figura 38. Resumen del contraste de la hipótesis nula H0.3.

La tabla 14, muestra el resumen de procesamiento de casos del aflojamiento inicial y final de los pilares mecanizados 20 grados, que para esta investigación son 15 casos.

Tabla 14. Resumen de procesamiento de casos del aflojamiento inicial y final de los pilares mecanizados de 20 grados.

	Casos					
	Válido		Perdidos		Total	
	N	Porcentaje	N	Porcentaje	N	Porcentaje
Aflojamiento inicial mecanizado 20 grados	15	100.0%	0	0.0%	15	100.0%
Aflojamiento final mecanizado 20 grados	15	100.0%	0	0.0%	15	100.0%

La tabla 15 muestra los estadísticos descriptivos del aflojamiento inicial y final de los pilares mecanizados de 20 grados, donde se aprecia que la media de aflojamiento inicial de los pilares mecanizados de 20 grados es de 19,4 Ncm y una desviación estándar de 1,05 Ncm. La media de aflojamiento final de los pilares mecanizados de 20 grados es de 13,45 Ncm y una desviación estándar de 1,08 Ncm.

Tabla 15. Estadísticos descriptivos del aflojamiento inicial y final de los pilares implantes mecanizados de 20 grados.

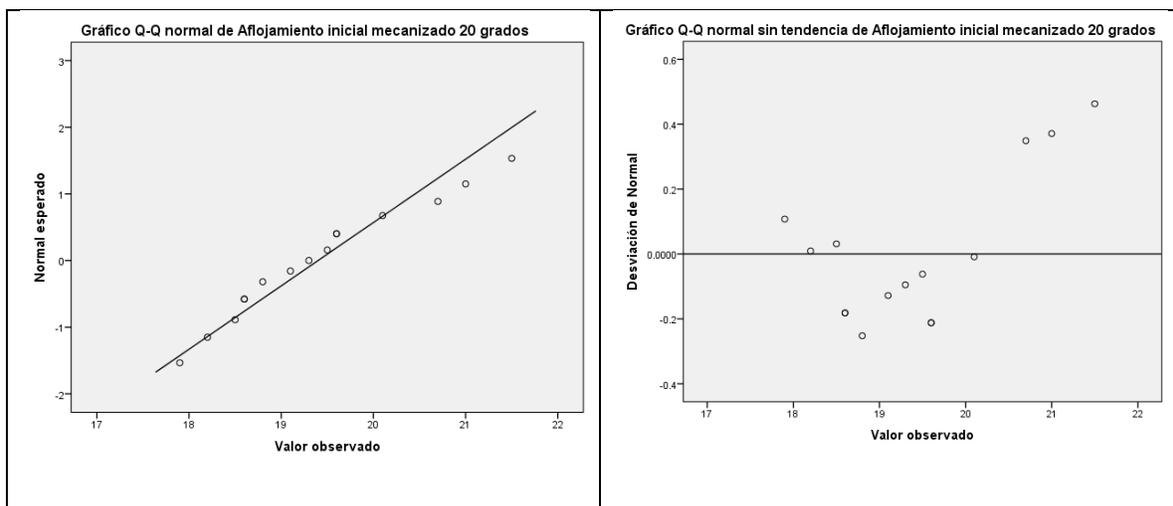
	N	Media	Desviación estándar	Mínimo	Máximo
Aflojamiento inicial mecanizado 20 grados	15	19,400	1,0515	17,9	21,5
Aflojamiento final mecanizado 20 grados	15	13,447	1,0822	11,2	15,5

En la tabla 16 se observa el diagrama de tallos y hojas donde la distribución de frecuencias del aflojamiento inicial de los pilares mecanizados de 0 grados, en la que la mayoría de los valores (10 casos) oscilan entre 18,2 y 19,6 Ncm. También se observa que la distribución de frecuencias del aflojamiento final de los pilares mecanizados de 0 grados, en la que la mayoría de los valores (9 casos) oscilan entre 12,1 y 14,7 Ncm

Tabla 16. Diagrama de tallo y hojas del aflojamiento inicial y final de los pilares mecanizados de 20 grados.

Aflojamiento inicial mecanizado 20 grados Stem-and-Leaf Plot		Aflojamiento final mecanizado 20 grados Stem-and-Leaf Plot	
Frequency	Stem & Leaf	Frequency	Stem & Leaf
1.00	17. 9	1.00	11. 2
5.00	18. 25668	4.00	12. 1599
5.00	19. 13566	5.00	13. 12389
2.00	20. 17	4.00	14. 1237
2.00	21. 05	1.00	15. 5
Stem width:	1.0	Stem width:	1.0
Each leaf:	1 case(s)	Each leaf:	1 case(s)

En la figura 39, se observan los gráficos QQ normal y QQ sin tendencia del aflojamiento inicial de los pilares mecanizados de 20 grados, donde mediante una inspección visual se puede observar en el gráfico QQ normal una tendencia normalizada dado la cercanía de los puntos a la línea de tendencia.



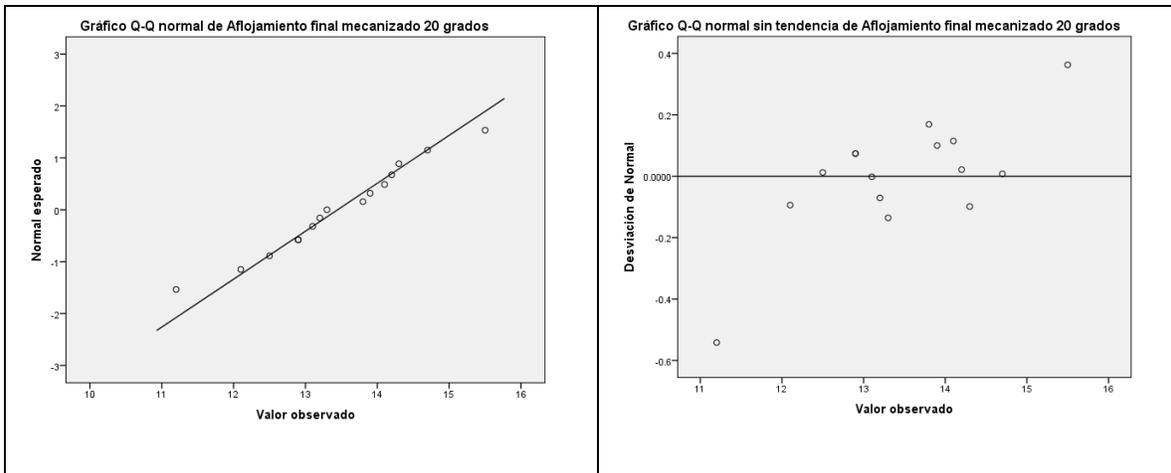


Figura 39. Gráficos QQ normal y QQ sin tendencia del aflojamiento inicial de los pilares mecanizados de 20 grados.

La figura 40, muestra el gráfico Box Plot para el aflojamiento inicial y final de los pilares mecanizados de 20 grados y donde se puede observar que existe una clara diferencia entre los valores de torque de aflojamiento inicial y final, siendo los valores de torque de aflojamiento final menores que el aflojamiento inicial.

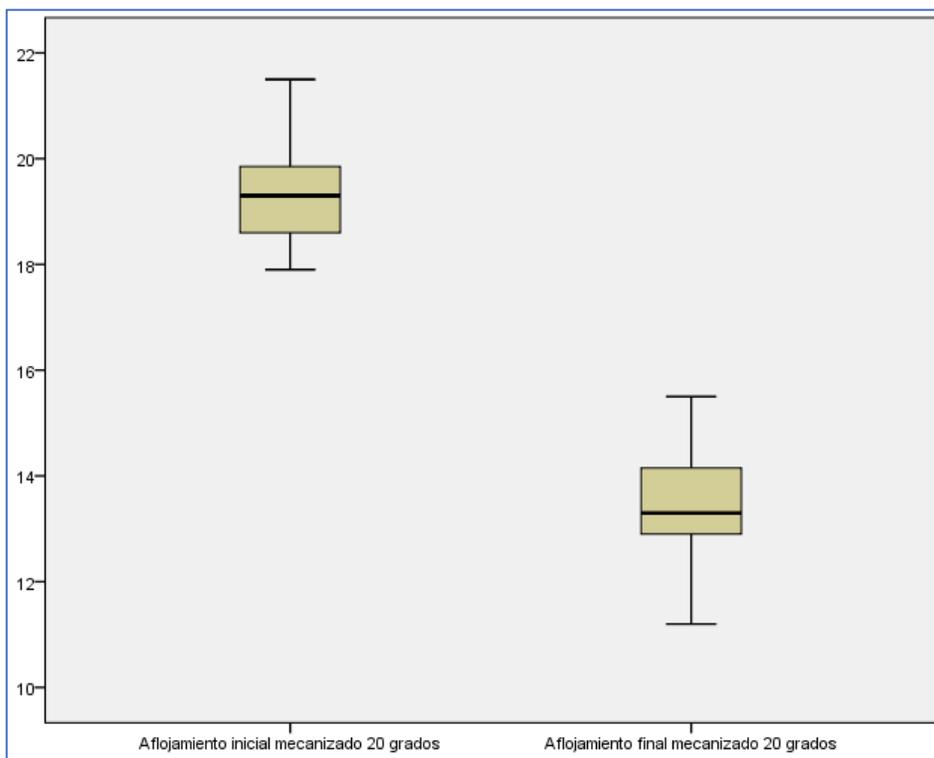


Figura 40. Gráfico Box Plot para el aflojamiento inicial y final de los pilares mecanizados de 20 grados.

La figura 41, muestra el histograma del aflojamiento inicial de los pilares mecanizados de 20 grados, en la que la mayor frecuencia de datos se distribuye entre 18 y 20 NCM. El aflojamiento final de los pilares mecanizados de 20 grados, muestra una mayor frecuencia de datos que se distribuyen sobre los 13 Ncm.

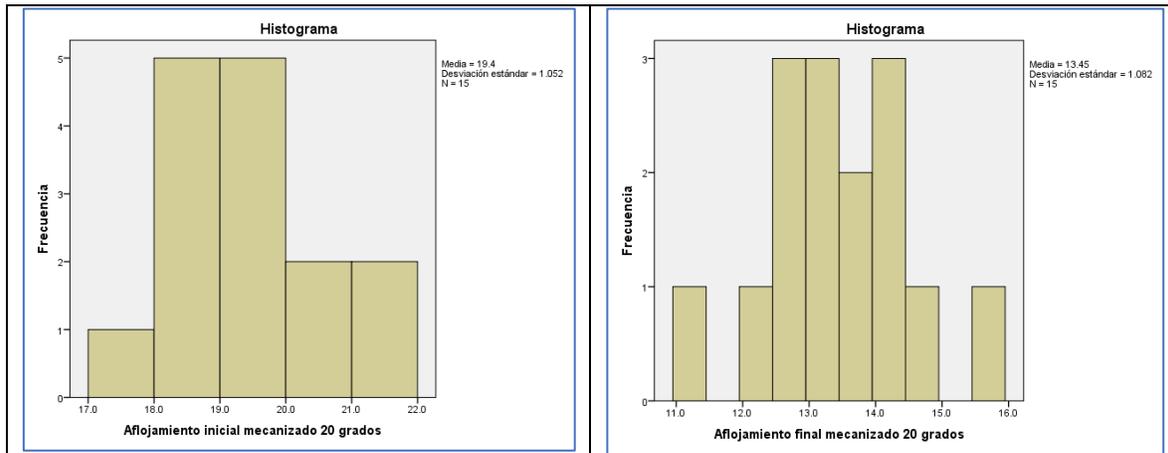


Figura 41. Histograma del aflojamiento inicial y final de los pilares mecanizados de 20 grados.

Hipótesis H0.4 y H4.

Hipótesis H0.4 No existen diferencias estadísticamente significativas entre el aflojamiento inicial y el aflojamiento final de los **pilares sinterizados por láser de 0 grados de angulación** después de ser sometidos a 300.000 ciclos.

Hipótesis H4 Existen diferencias estadísticamente significativas entre el aflojamiento inicial y el aflojamiento final de los **pilares sinterizados por láser de 0 grados de angulación** después de ser sometidos a 300.000 ciclos.

La tabla 17, muestra la prueba de normalidad de los datos que conforman la muestra del aflojamiento inicial y final para los pilares sinterizados por láser de 0 grados, donde se confirma la normalidad de los datos.

Tabla 17. Pruebas de normalidad del aflojamiento inicial y final de los pilares sinterizados de 0 grados.

	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
Aflojamiento inicial sinterizado 0 grados	,161	15	,200*	,917	15	,175
Aflojamiento final sinterizado 0 grados	,107	15	,200*	,960	15	,699

*. Esto es un límite inferior de la significación verdadera.

a. Corrección de significación de Lilliefors

La tabla 18, muestra los datos obtenidos a partir de la prueba de Wilcoxon de los rangos con signo para el contraste de la hipótesis nula H0.4, donde el valor de $p=0,000655$ **permite rechazar la hipótesis nula H0.4**, por lo que se infiere que existe una diferencia estadísticamente significativa entre el aflojamiento inicial y el aflojamiento final de los pilares sinterizados por láser de 0 grados después de ser sometidos a una carga de 300.000 ciclos.

Tabla 18. Prueba de Wilcoxon de los rangos con signo para el contraste de la hipótesis nula H0.4.

Prueba de Wilcoxon de los rangos con signo				
Rangos				
		N	Rango promedio	Suma de rangos
Aflojamiento final sinterizado 0 grados - Aflojamiento inicial sinterizado 0 grados	Rangos negativos	15 ^a	8,00	120,00
	Rangos positivos	0 ^b	,00	,00
	Empates	0 ^c		
	Total	15		

a. Aflojamiento final sinterizado 0 grados < Aflojamiento inicial sinterizado 0 grados
b. Aflojamiento final sinterizado 0 grados > Aflojamiento inicial sinterizado 0 grados
c. Aflojamiento final sinterizado 0 grados = Aflojamiento inicial sinterizado 0 grados

Estadísticos de prueba^a	
	Aflojamiento final sinterizado 0 grados - Aflojamiento inicial sinterizado 0 grados
Z	-3,408 ^b
Sig. asintótica (bilateral)	0,000655

a. Prueba de Wilcoxon de los rangos con signo
b. Se basa en rangos positivos.

La figura 42, muestra el resumen del contraste de la hipótesis nula H0.4, la cual tiene como decisión el rechazo de la hipótesis nula.

Resumen de contrastes de hipótesis				
	Hipótesis nula	Prueba	Sig.	Decisión
1	La mediana de las diferencias entre Aflojamiento inicial sinterizado 0 grados y Aflojamiento final sinterizado 0 grados es igual a 0.	Prueba de Wilcoxon de los rangos con signo para muestras relacionadas	,001	Rechaza la hipótesis nula.

Se muestran significaciones asintóticas. El nivel de significancia es .05.

Figura 42. Resumen del contraste de la hipótesis nula H0.4.

La tabla 19, muestra el resumen de procesamiento de casos del aflojamiento inicial y final de los pilares sinterizados por láser de 0 grados, que para esta investigación son 15 casos.

Tabla 19. Resumen de procesamiento de casos del aflojamiento inicial y final de los pilares sinterizados por láser de 0 grados.

	Casos					
	Válido		Perdidos		Total	
	N	Porcentaje	N	Porcentaje	N	Porcentaje
Aflojamiento inicial sinterizado 0 grados	15	100.0%	0	0.0%	15	100.0%
Aflojamiento final sinterizado 0 grados	15	100.0%	0	0.0%	15	100.0%

La tabla 20, muestra los estadísticos descriptivos del aflojamiento inicial y final de los implantes sinterizados 0 grados, donde se aprecia que la media de aflojamiento inicial de los pilares sinterizados de 0 grados es de 19,91 Ncm y una desviación estándar de ,98 Ncm. La media de aflojamiento final de los pilares sinterizados por láser de 0 grados es de 14,58 Ncm y una desviación estándar de 1,26 Ncm.

Tabla 20. Estadísticos descriptivos del aflojamiento inicial y final de los pilares sinterizados por láser de 0 grados.

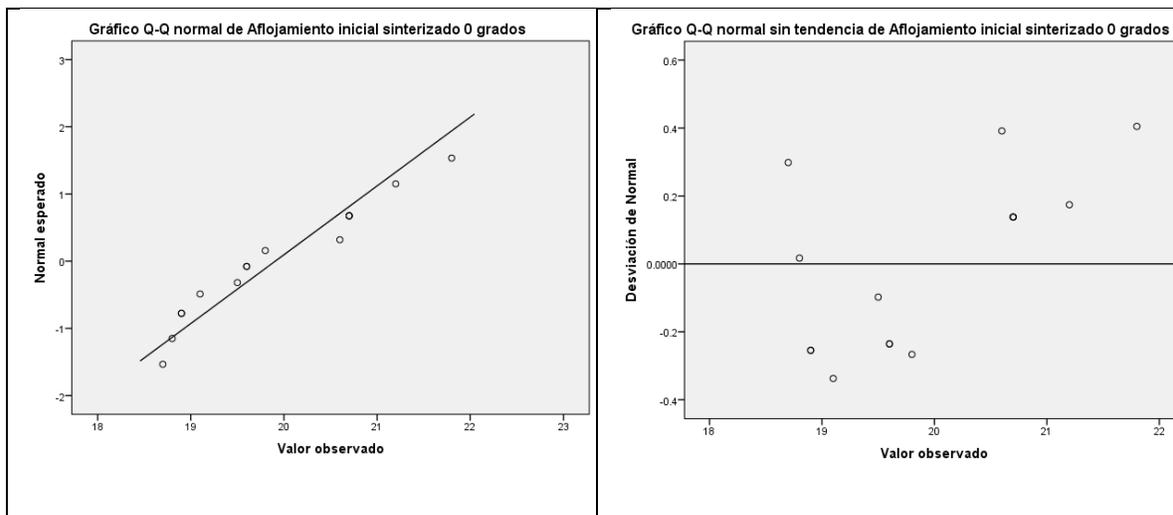
	N	Media	Desviación estándar	Mínimo	Máximo
Aflojamiento inicial sinterizado 0 grados	15	19,907	,9765	18,7	21,8
Aflojamiento final sinterizado 0 grados	15	14,587	1,2592	12,3	16,5

La tabla 21 muestra el diagrama de tallos y hojas donde se observa que la distribución de frecuencias del aflojamiento inicial de los pilares sinterizados por láser de 0 grados, en la que la mayoría de los valores (9 casos) oscilan entre 18,7 y 20,7 Ncm. A su vez, se observa que la distribución de frecuencias del aflojamiento final de los pilares sinterizados por láser de 0 grados, en la que la mayoría de los valores (11 casos) oscilan entre 13,7 y 15,9 Ncm.

Tabla 21. Diagrama de tallo y hojas del aflojamiento inicial de los pilares sinterizados de 0 grados.

Aflojamiento inicial sinterizado 0 grados Stem-and-Leaf Plot		Aflojamiento final sinterizado 0 grados Stem-and-Leaf Plot	
Frequency	Stem & Leaf	Frequency	Stem & Leaf
4.00	18. 7899	2.00	12. 36
5.00	19. 15668	4.00	13. 7889
4.00	20. 6777	3.00	14. 289
2.00	21. 28	4.00	15. 1389
		2.00	16. 25
Stem width:	1.0	Stem width:	1.0
Each leaf:	1 case(s)	Each leaf:	1 case(s)

En la figura 43, se observan los gráficos QQ normal y QQ sin tendencia del aflojamiento inicial de los pilares sinterizados por láser de 0 grados, donde mediante una inspección visual se puede observar en el gráfico QQ normal una tendencia normalizada dado la cercanía de los puntos a la línea de tendencia.



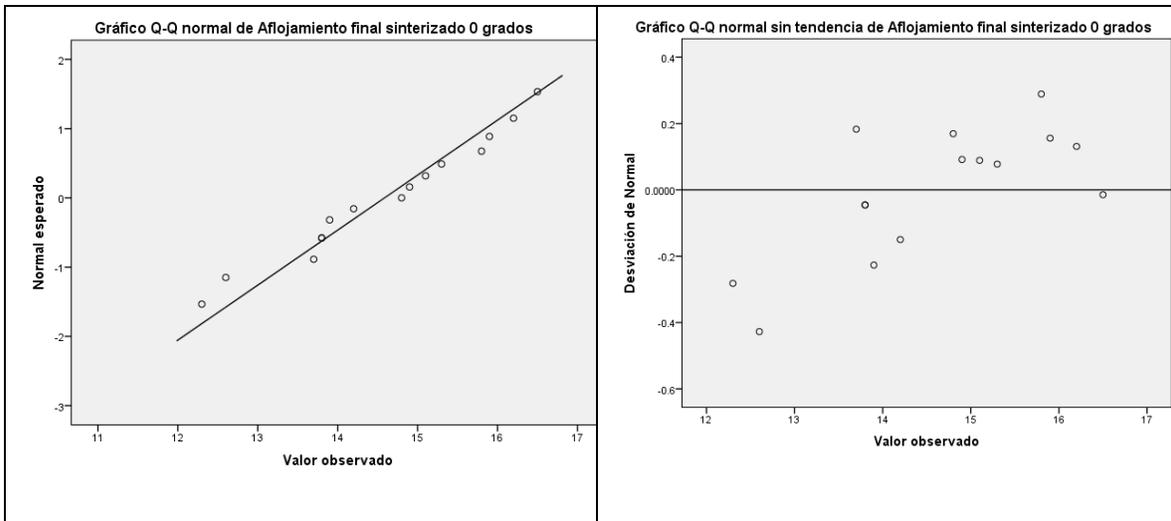


Figura 43. Gráficos QQ normal y QQ sin tendencia del aflojamiento inicial de los pilares sinterizados por láser de 0 grados.

La figura 44 muestra el gráfico Box Plot para el aflojamiento inicial y final de los pilares sinterizados por láser de 0 grados.

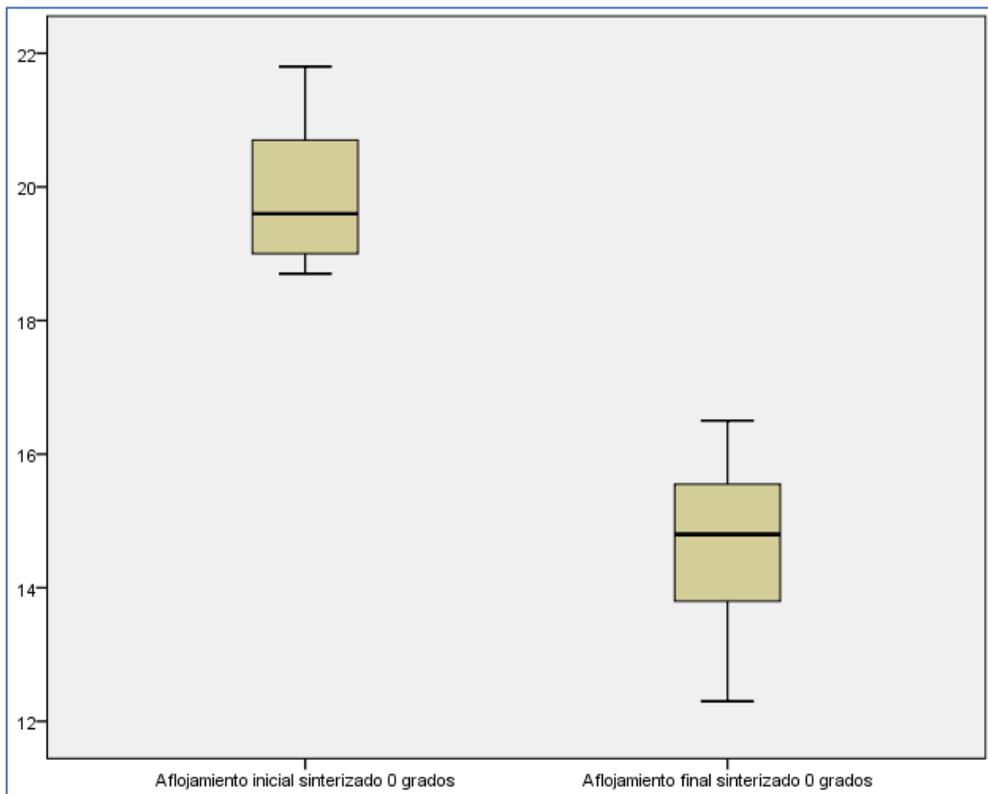


Figura 44. Gráfico Box Plot para el aflojamiento inicial y final de los pilares sinterizados por láser de 0 grados..

La figura 45, muestra el histograma del aflojamiento inicial de los pilares sinterizados por láser de 0 grados, en la que la mayor frecuencia de datos se distribuye entre 19 y 21 NCM. El aflojamiento final de los pilares sinterizados por láser de 0 grados, en la que la mayor frecuencia de datos se sitúa sobre los 14 Ncm.

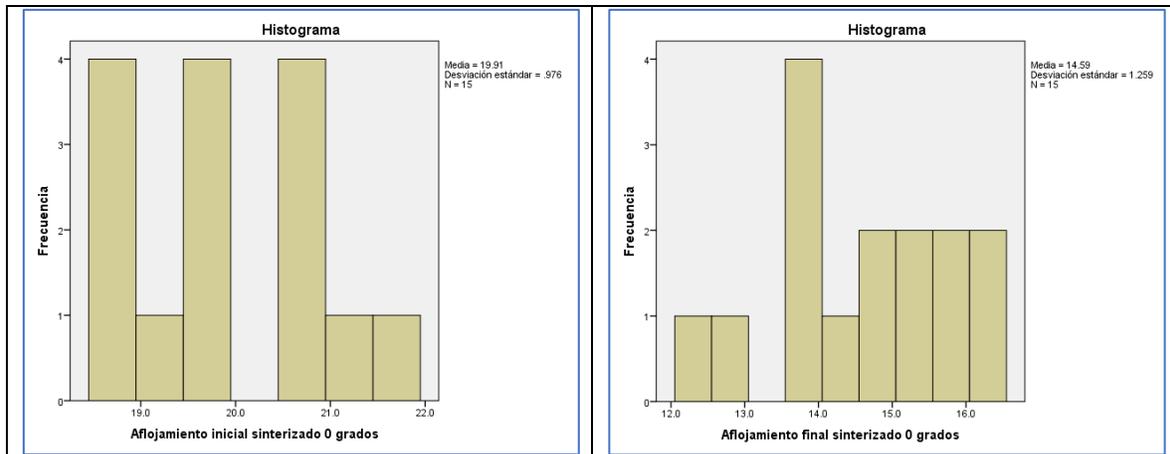


Figura 45 Histograma del aflojamiento inicial y final de los pilares sinterizados por láser de 0 grados..

Hipótesis H0.5 y H5.

Hipótesis H0.5 No existen diferencias estadísticamente significativas entre el aflojamiento inicial y el aflojamiento final de los pilares **sinterizados por láser de 15 grados de angulación** después de ser sometidos a 300.000 ciclos.

Hipótesis H5 Existen diferencias estadísticamente significativas entre el aflojamiento inicial y el aflojamiento final de los pilares **sinterizados por láser de 15 grados de angulación** después de ser sometidos a 300.000 ciclos.

La tabla 22, muestra la prueba de normalidad de los datos que conforman la muestra del aflojamiento inicial y final para los pilares sinterizados por láser de 15 grados, donde se confirma la normalidad de los datos.

Tabla 22. Pruebas de normalidad del aflojamiento inicial y final para los pilares sinterizados por láser de 15 grados.

	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
Aflojamiento inicial sinterizado 15 grados	,176	15	,200*	,917	15	,175
Aflojamiento final sinterizado 15 grados	,131	15	,200*	,968	15	,820

*. Esto es un límite inferior de la significación verdadera.

a. Corrección de significación de Lilliefors

En la tabla 23 se observan los datos obtenidos a partir de la prueba de Wilcoxon de los rangos con signo para el contraste de la hipótesis nula H0.5, donde el valor de $p= 0,000655$ **permite rechazar la hipótesis nula H0.5**, por lo que se infiere que existe una diferencia estadísticamente significativa entre el aflojamiento inicial y el aflojamiento final de los pilares sinterizados por láser de 15 grados después de ser sometidos a una carga de 300.000 ciclos.

Tabla 23. Prueba de Wilcoxon de los rangos con signo para contraste de la hipótesis H0.5.

Prueba de Wilcoxon de los rangos con signo				
Rangos				
		N	Rango promedio	Suma de rangos
Aflojamiento final sinterizado 15 grados - Aflojamiento inicial sinterizado 15 grados	Rangos negativos	15 ^a	8,00	120,00
	Rangos positivos	0 ^b	,00	,00
	Empates	0 ^c		
	Total	15		

a. Aflojamiento final sinterizado 15 grados < Aflojamiento inicial sinterizado 15 grados
b. Aflojamiento final sinterizado 15 grados > Aflojamiento inicial sinterizado 15 grados
c. Aflojamiento final sinterizado 15 grados = Aflojamiento inicial sinterizado 15 grados

Estadísticos de prueba^a	
	Aflojamiento final sinterizado 15 grados - Aflojamiento inicial sinterizado 15 grados
Z	-3,408 ^b
Sig. asintótica (bilateral)	0,000655

a. Prueba de Wilcoxon de los rangos con signo
b. Se basa en rangos positivos.

La figura 46, muestra el resumen del contraste de la hipótesis nula H0.5, la cual tiene como decisión el rechazo de la hipótesis nula H0.5.

Resumen de contrastes de hipótesis				
	Hipótesis nula	Prueba	Sig.	Decisión
1	La mediana de las diferencias entre Aflojamiento inicial sinterizado 15 grados y Aflojamiento final sinterizado 15 grados es igual a 0.	Prueba de Wilcoxon de los rangos con signo para muestras relacionadas	.001	Rechaza la hipótesis nula.

Se muestran significaciones asintóticas. El nivel de significancia es .05.

Figura 46. Resumen del contraste de la hipótesis nula H0.5

La tabla 24, muestra el resumen de procesamiento de casos del aflojamiento inicial y final de los pilares sinterizados por láser de 15 grados, que para esta investigación son 15 casos.

Tabla 24. Resumen de procesamiento de casos del aflojamiento inicial y final de los pilares sinterizados por láser de 15 grados.

	Casos					
	Válido		Perdidos		Total	
	N	Porcentaje	N	Porcentaje	N	Porcentaje
Aflojamiento inicial sinterizado 15 grados	15	100.0%	0	0.0%	15	100.0%
Aflojamiento final sinterizado 15 grados	15	100.0%	0	0.0%	15	100.0%

La tabla 25 muestra los estadísticos descriptivos del aflojamiento inicial y final de los pilares sinterizados por láser de 15 grados, donde se aprecia que la media aflojamiento inicial de los pilares sinterizados de 15 grados es de 19,93 Ncm y una desviación estándar de 1,44 Ncm. La media de aflojamiento final de los pilares sinterizados de 15 grados es de 12,71 Ncm y una desviación estándar de 1,20 Ncm.

Tabla 25. Estadísticos descriptivos del aflojamiento inicial y final de los pilares sinterizados por láser de 15 grados.

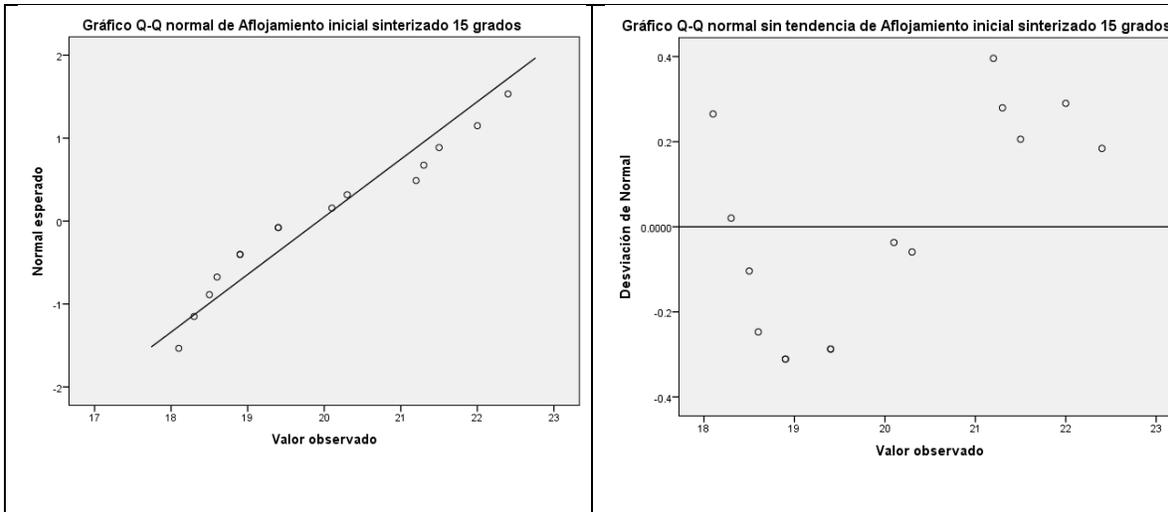
	N	Media	Desviación estándar	Mínimo	Máximo
Aflojamiento inicial sinterizado 15 grados	15	19,927	1,4395	18,1	22,4
Aflojamiento final sinterizado 15 grados	15	12,707	1,2027	9,9	14,8

En la tabla 26 se observa el diagrama de tallos y hojas donde se puede ver que la distribución de frecuencias del aflojamiento inicial de los pilares sinterizados por láser de 15 grados, en la que la mayoría de los valores (6 casos) oscilan entre 18,1 y 18,9 Ncm. También se observa que la distribución de frecuencias del aflojamiento final de los pilares sinterizados por láser de 15 grados, en la que la mayoría de los valores (9 casos) oscilan entre 12,2 y 13,5 Ncm.

Tabla 26. Diagrama de tallo y hojas del aflojamiento inicial y final de los pilares sinterizados por láser de 15 grados.

Aflojamiento inicial sinterizado 15 grados Stem-and-Leaf Plot		Aflojamiento final sinterizado 15 grados Stem-and-Leaf Plot	
Frequency	Stem & Leaf	Frequency	Stem & Leaf
6.00	18. 135699	1.00	9. 9
2.00	19. 44	.00	10.
2.00	20. 13	3.00	11. 578
3.00	21. 235	5.00	12. 24888
2.00	22. 04	4.00	13. 3455
		2.00	14. 28
Stem width:	1.0	Stem width:	1.0
Each leaf:	1 case(s)	Each leaf:	1 case(s)

En la figura 47, se observan los gráficos QQ normal y QQ sin tendencia del aflojamiento inicial y final de los pilares sinterizados por láser de 15 grados, donde mediante una inspección visual se puede observar en el gráfico QQ normal una tendencia normalizada dado la cercanía de los puntos a la línea de tendencia.



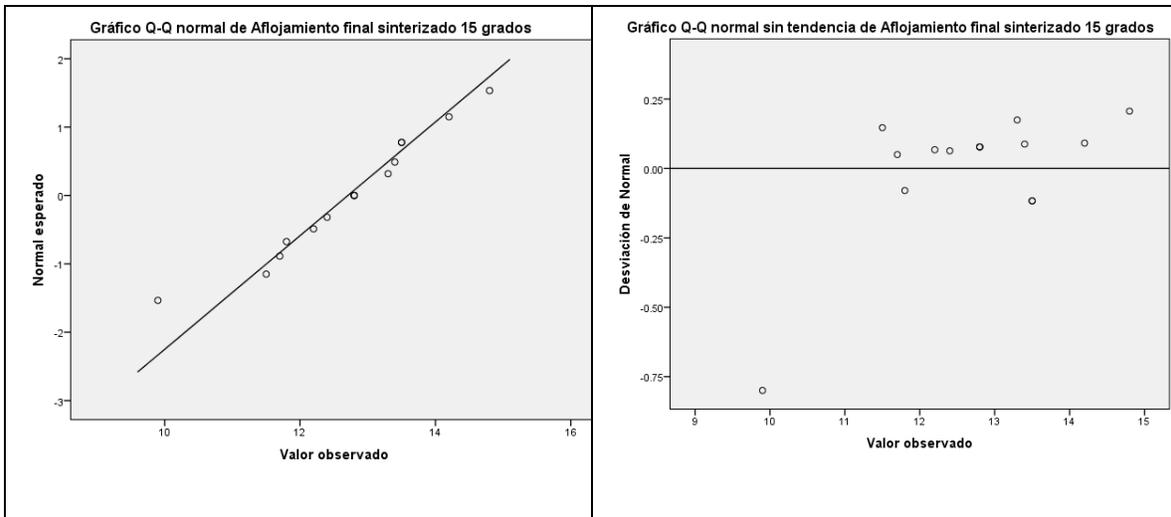


Figura 47. Gráficos QQ normal y QQ sin tendencia del aflojamiento inicial de los pilares sinterizados por láser de 15 grados.

La figura 48 muestra el gráfico Box Plot comparando el aflojamiento inicial y final de los pilares sinterizados por láser de 15 grados, se puede observar que los valores de torque de aflojamiento final son menores a los del aflojamiento inicial.

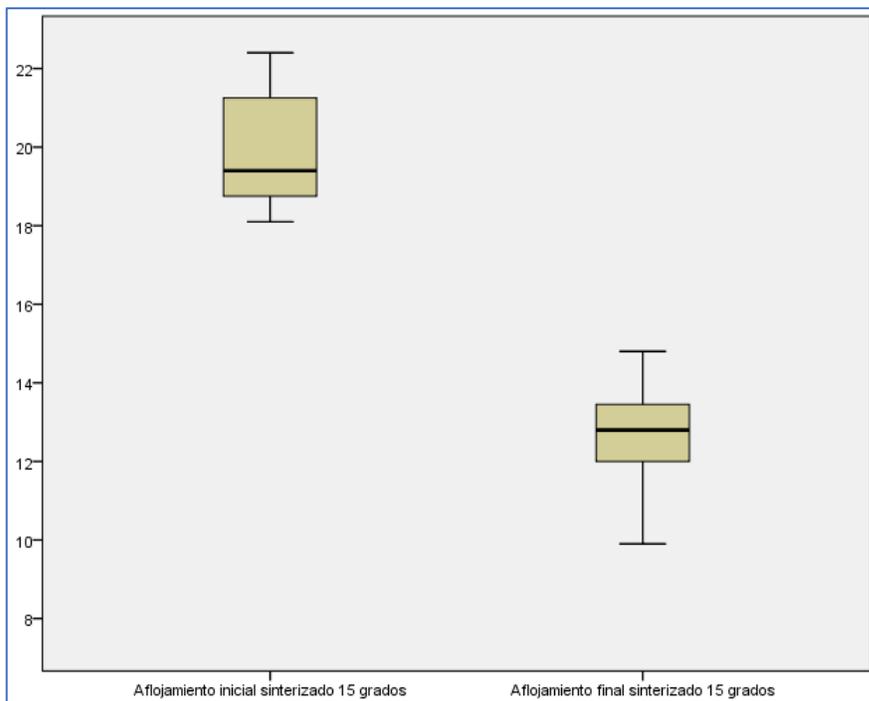


Figura 48. Gráfico Box Plot para el aflojamiento inicial y final de los pilares sinterizados por láser de 15 grados.

La figura 49 muestra el histograma del aflojamiento inicial de los pilares sinterizados por láser de 15 grados, en la que la mayor frecuencia de datos se distribuye entre 18 y 19 NCM. A su vez, muestra el histograma del aflojamiento final de los pilares sinterizados por láser de 15 grados, en la que la mayor frecuencia de datos se distribuye entre 13 y 14 Ncm.

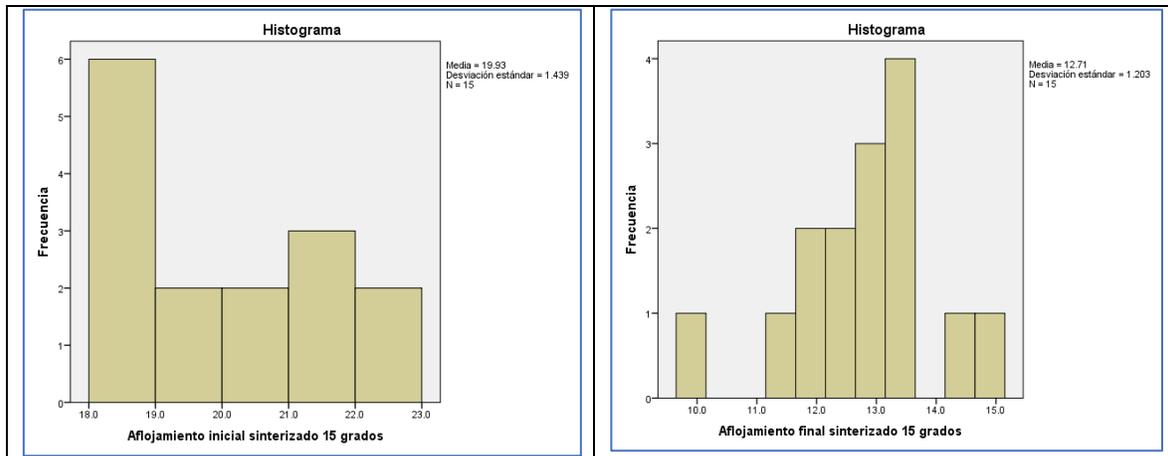


Figura 49. Histograma del aflojamiento inicial y final de los pilares sinterizados por láser de 15 grados.

Hipótesis H0.6 y H6.

Hipótesis H0.6 No existen diferencias estadísticamente significativas entre el aflojamiento inicial y el aflojamiento final de los pilares **sinterizados por láser de 20 grados de angulación** después de ser sometidos a 300.000 ciclos.

Hipótesis H6 Existen diferencias estadísticamente significativas entre el aflojamiento inicial y el aflojamiento final de los pilares **sinterizados por láser de 20 grados de angulación** después de ser sometidos a 300.000 ciclos

La tabla 27, muestra la prueba de normalidad de los datos que conforman la muestra del aflojamiento inicial y final para los pilares sinterizados por láser de 20 grados, donde se confirma la normalidad de los datos.

Tabla 27. Pruebas de normalidad del aflojamiento inicial y final para los pilares sinterizados de 20 grados.

	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
Aflojamiento inicial sinterizado 20 grados	,141	15	,200*	,936	15	,330
Aflojamiento final sinterizado 20 grados	,112	15	,200*	,986	15	,995

En la tabla 28, se observan los resultados de la prueba de Wilcoxon de los rangos con signo para el contraste de hipótesis nula H0.6, después de analizar los datos obtenidos a partir del valor de $p= 0,000652$ **permite rechazar la hipótesis nula H0.6**, por lo que se infiere que existe una diferencia estadísticamente significativa entre el aflojamiento inicial y el aflojamiento final de los pilares sinterizados por láser de 20 grados después de ser sometidos a una carga de 300.000 ciclos.

Tabla 28. Prueba de Wilcoxon de los rangos con signo para el contraste de hipótesis nula H0.6.

Prueba de Wilcoxon de los rangos con signo				
Rangos				
		N	Rango promedio	Suma de rangos
Aflojamiento final sinterizado 20 grados - Aflojamiento inicial sinterizado 20 grados	Rangos negativos	15 ^a	8,00	120,00
	Rangos positivos	0 ^b	,00	,00
	Empates	0 ^c		
	Total	15		

a. Aflojamiento final sinterizado 20 grados < Aflojamiento inicial sinterizado 20 grados
b. Aflojamiento final sinterizado 20 grados > Aflojamiento inicial sinterizado 20 grados
c. Aflojamiento final sinterizado 20 grados = Aflojamiento inicial sinterizado 20 grados

Estadísticos de prueba^a

	Aflojamiento final sinterizado 20 grados - Aflojamiento inicial sinterizado 20 grados
Z	-3,409 ^b
Sig. asintótica (bilateral)	0,000652

a. Prueba de Wilcoxon de los rangos con signo
b. Se basa en rangos positivos.

La figura 50, muestra el resumen del contraste de la hipótesis nula H0.6, la cual tiene como decisión el rechazo de la hipótesis nula.

Resumen de contrastes de hipótesis				
	Hipótesis nula	Prueba	Sig.	Decisión
1	La mediana de las diferencias entre Aflojamiento inicial sinterizado 20 grados y Aflojamiento final sinterizado 20 grados es igual a 0.	Prueba de Wilcoxon de los rangos con signo para muestras relacionadas	.001	Rechaza la hipótesis nula.

Se muestran significaciones asintóticas. El nivel de significancia es .05.

Figura 50. Resumen del contraste de la hipótesis nula H0.6.

La tabla 29 muestra los estadísticos descriptivos del aflojamiento inicial y final de los pilares sinterizados por láser de 20 grados, donde se aprecia que la media aflojamiento inicial sinterizado 20 grados es de 19,3 Ncm y una desviación estándar de 1,25 Ncm. La media de aflojamiento final de los pilares sinterizados por láser de 20 grados es de 11,11 Ncm y una desviación estándar de 1,36 Ncm.

Tabla 29. Estadísticos descriptivos del aflojamiento inicial y final sinterizado de 20 grados.

	N	Media	Desviación estándar	Mínimo	Máximo
Aflojamiento inicial sinterizado 20 grados	15	19,300	1,1495	17,6	21,1
Aflojamiento final sinterizado 20 grados	15	11,113	1,3569	8,5	13,7

La tabla 30, muestra el resumen de procesamiento de casos del aflojamiento inicial y final de los pilares sinterizados por láser de 20 grados, que para esta investigación son 15 casos.

Tabla 30. Resumen de procesamiento de casos de los pilares sinterizados de 20 grados.

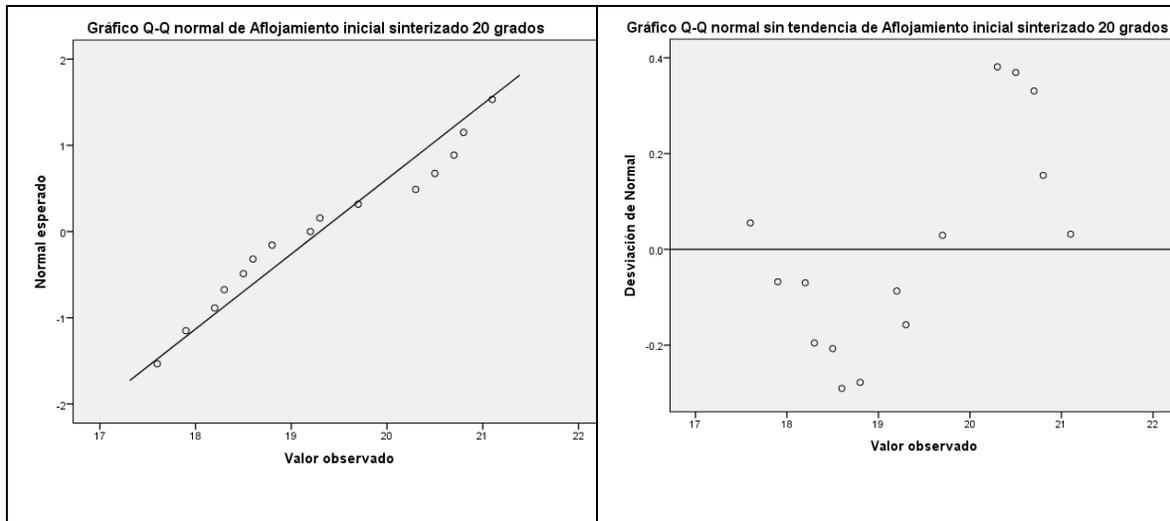
	Casos					
	Válido		Perdidos		Total	
	N	Porcentaje	N	Porcentaje	N	Porcentaje
Aflojamiento inicial sinterizado 20 grados	15	100.0%	0	0.0%	15	100.0%
Aflojamiento final sinterizado 20 grados	15	100.0%	0	0.0%	15	100.0%

En la tabla 31 se observa el diagrama de tallos y hojas donde se puede ver que la distribución de frecuencias del aflojamiento inicial de los pilares sinterizados por láser de 20 grados, en la que la mayoría de los valores (5 casos) oscilan entre 18,2 y 18,8 Ncm. También se observa que la distribución de frecuencias del aflojamiento final de los pilares sinterizados por láser de 20 grados, en la que la mayoría de los valores (5 casos) oscilan entre 10,3 y 10,9 Ncm.

Tabla 31. Diagrama de tallos y hojas del aflojamiento inicial y final de los pilares sinterizados de 20 grados.

Aflojamiento inicial sinterizado 20 grados Stem-and-Leaf Plot		Aflojamiento final sinterizado 20 grados Stem-and-Leaf Plot	
Frequency	Stem & Leaf	Frequency	Stem & Leaf
2.00	17. 69	1.00	8. 5
5.00	18. 23568	2.00	9. 59
3.00	19. 237	5.00	10. 34889
4.00	20. 3578	3.00	11. 237
1.00	21. 1	3.00	12. 467
		1.00	13. 7
Stem width:	1.0	Stem width:	1.0
Each leaf:	1 case(s)	Each leaf:	1 case(s)

En la figura 51, se observan los gráficos QQ normal y QQ sin tendencia del aflojamiento inicial de los pilares sinterizados por láser de 20 grados, donde mediante una inspección visual se puede observar en el gráfico QQ normal una tendencia normalizada dado la cercanía de los puntos a la línea de tendencia.



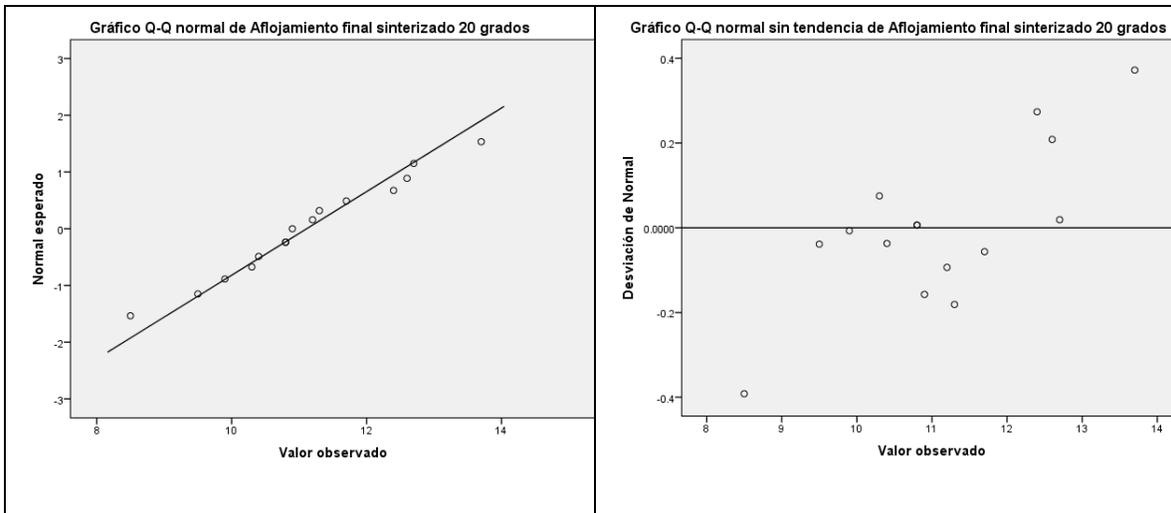


Figura 51. Gráficos QQ normal y QQ sin tendencia del aflojamiento inicial de los pilares sinterizados de 20 grados.

La figura 52 muestra el gráfico Box Plot para el aflojamiento inicial y final de los pilares sinterizados por láser de 20 grados, en donde se puede observar que los valores de torque de aflojamiento son menores en el aflojamiento final en comparación al aflojamiento inicial.

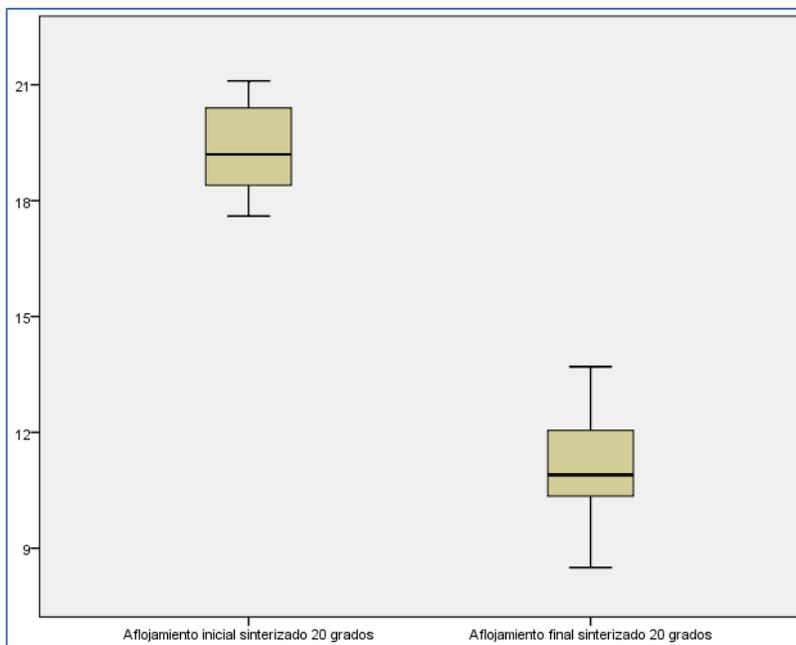


Figura 52. Gráfico Box Plot para el aflojamiento inicial y final de los pilares sinterizados de 20 grados.

La figura 53 muestra el histograma del aflojamiento inicial de los pilares sinterizados de 20 grados, en la que la mayor frecuencia de datos se distribuye entre 18 y 19 Ncm. El aflojamiento final de la conexión de los pilares sinterizados por láser de 20 grados, en la que la mayor frecuencia de datos se distribuye sobre los 11 Ncm.

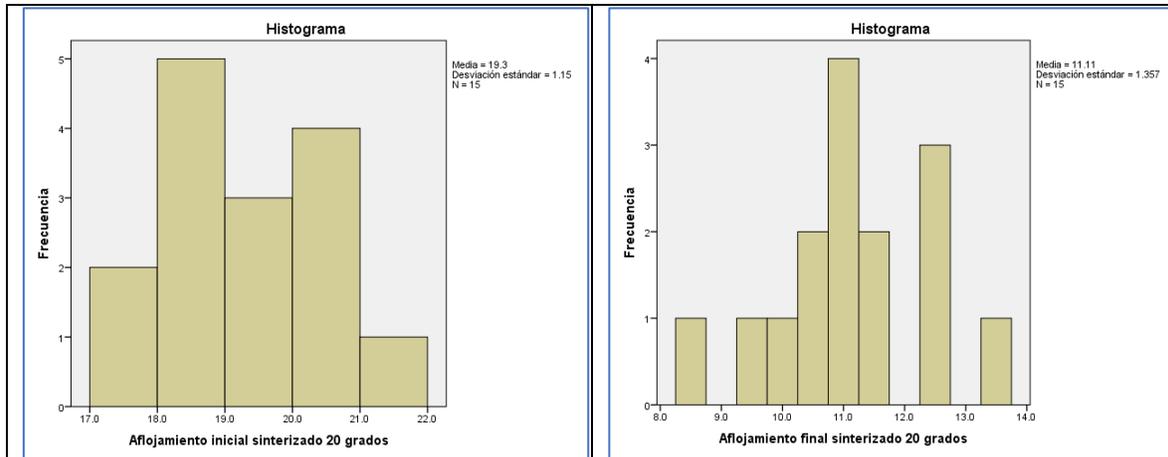


Figura 53. Histograma del aflojamiento inicial y final de los pilares sinterizados de 20 grados.

Hipótesis H0.7 y H7.

Hipótesis H0.7 No existen diferencias estadísticamente significativas entre el aflojamiento final de los pilares **mecanizados de 0 grados de angulación** y el aflojamiento final de los pilares **sinterizados por láser de 0 grados de angulación** después de ser sometidos a 300.000 ciclos.

Hipótesis H7 Existen diferencias estadísticamente significativas entre el aflojamiento final de los pilares **mecanizados de 0 grados de angulación** y el aflojamiento final de los pilares **sinterizados por láser de 0 grados de angulación** después de ser sometidos a 300.000 ciclos.

Antes de proceder a aplicar el Test T de medias para muestras independientes, se procede a probar que el conjunto de datos sigue una distribución normal, lo cual se observa en la tabla 32, donde se confirma la normalidad de los datos con los resultados arrojados por la prueba Kolmogorov-Smirnov, con un valor de significación de significación de 0,200.

Tabla 32. Prueba de normalidad del aflojamiento final para los pilares mecanizados de 0 grados y pilares sinterizados de 0 grados.

Pruebas de normalidad							
	Grupo	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
		Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
Aflojamiento final	Pilar mecanizado 0 grados	,165	15	,200*	,900	15	,095
	Pilar sinterizado 0 grados	,107	15	,200*	,960	15	,699

*. Esto es un límite inferior de la significación verdadera.
a. Corrección de significación de Lilliefors

La tabla 33, muestra los resultados arrojados por la prueba T para dos muestras independientes para el contraste de la hipótesis nula H0.7, que arroja un valor de $p=0,006$ **se rechaza la hipótesis nula H0.7** de no diferencias estadísticamente significativas en el aflojamiento final de los pilares mecanizados y sinterizados de 0 grados.

Tabla 33. Prueba de muestras independientes para el contraste de la hipótesis H0.7

		Prueba de Levene de calidad de varianzas		prueba t para la igualdad de medias						
		F	Sig.	t	gl	Sig. bilateral	Diferencia de medias	Diferencia de error estándar	95% de intervalo de confianza de la diferencia	
									Inferior	Superior
Aflojamiento final	Se asumen varianzas iguales	,606	,443	2,944	28	,006	1,6400	,5570	,4991	2,7809
	No se asumen varianzas iguales			2,944	25,421	,007	1,6400	,5570	,4938	2,7862

La tabla 34, muestra el resumen de procesamiento de casos de los datos de aflojamiento final de los pilares mecanizados y sinterizados de 0 grados que para esta investigación son 15 casos por grupo.

Tabla 34. Resumen de procesamiento de casos de los pilares mecanizados y sinterizados 0 grados.

Grupo		Casos					
		Válido		Perdidos		Total	
		N	Porcentaje	N	Porcentaje	N	Porcentaje
Aflojamiento final	Pilar mecanizado 0 grados	15	100.0%	0	0.0%	15	100.0%
	Pilar sinterizado 0 grados	15	100.0%	0	0.0%	15	100.0%

La tabla 35, muestra los estadísticos descriptivos de los pilares mecanizados de 0 grados y pilares sinterizados de 0 grados, donde el grupo de pilares mecanizados 0 grados tienen una media de aflojamiento final de 16,22 Ncm y una desviación estándar de 1,75 Ncm. En el grupo de pilares sinterizados 0 grados la media es de 14,58 Ncm y una desviación estándar de 1,26 Ncm.

Tabla 35. Estadísticos descriptivos de los pilares mecanizados de 0 grados y pilares sinterizados de 0 grados.

	Grupo	N	Media	Desviación estándar	Media de error estándar
Aflojamiento final	Pilar mecanizado 0 grados	15	16,227	1,7515	,4522
	Pilar sinterizado 0 grados	15	14,587	1,2592	,3251

En la figura 54, se observan los gráficos QQ normal y QQ sin tendencia del aflojamiento final de los pilares mecanizados de 0 grados y pilares sinterizados de 0 grados, donde mediante una inspección visual se puede observar en el gráfico QQ normal una tendencia normalizada dado la cercanía de los puntos a la línea de tendencia.

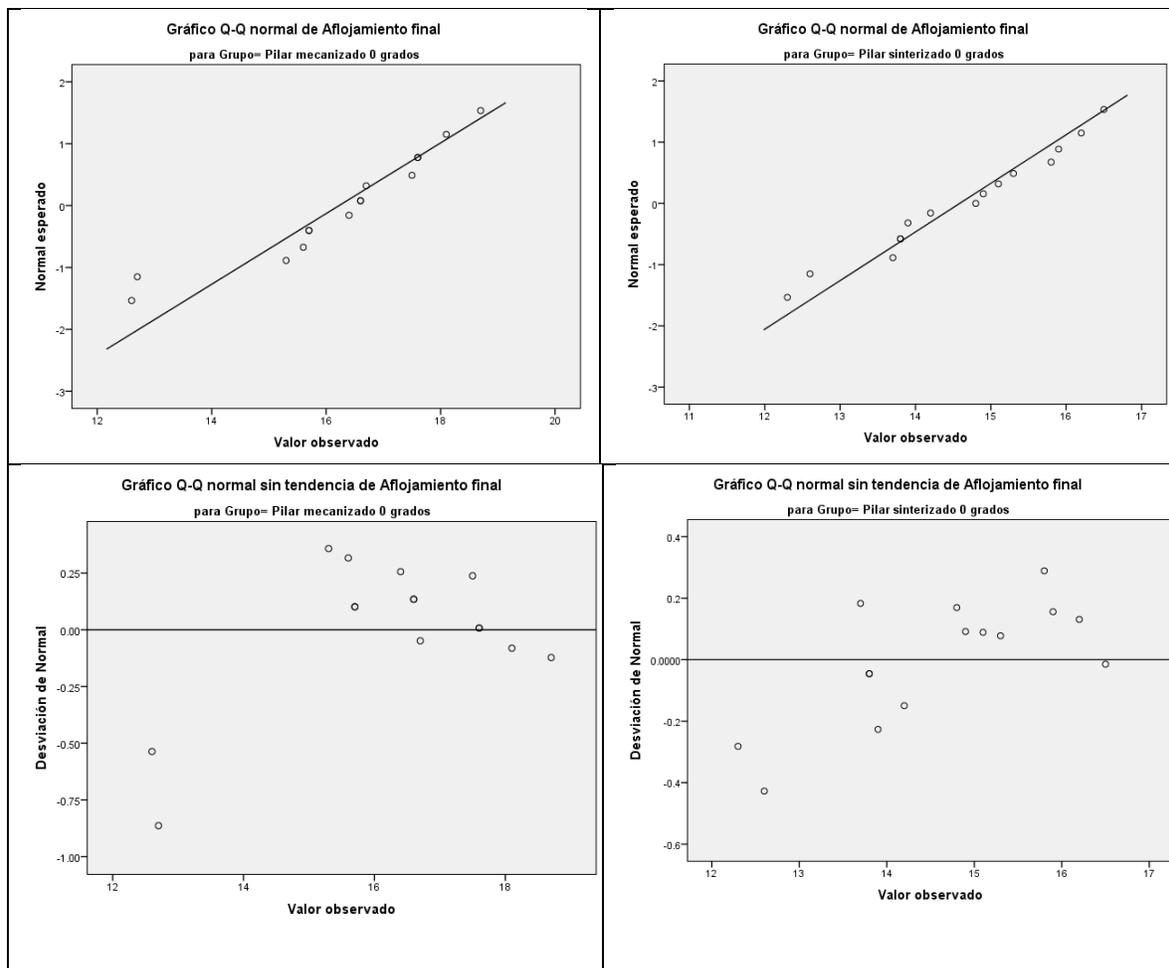


Figura 54. Gráficos QQ normal y QQ sin tendencia del aflojamiento final de los pilares mecanizados 0 grados y pilares sinterizados 0 grados.

La figura 55 muestra el gráfico Box Plot comparativo para los datos de aflojamiento final de los pilares mecanizados y sinterizados de 0 grados, en la cual se puede observar que la mediana de aflojamiento de los pilares mecanizados de 0 grados es mayor que la de los pilares sinterizados de 0 grados.

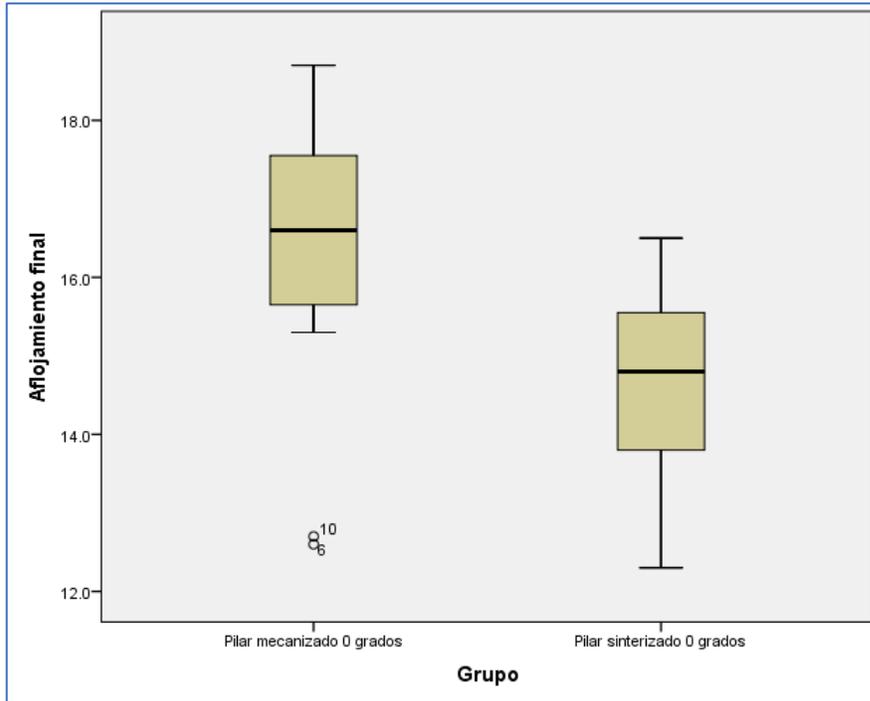


Figura 55. Gráfico Box Plot comparativo para los datos de aflojamiento final de los pilares mecanizados y sinterizados de 0 grados.

Hipótesis H0.8 y H8.

Hipótesis H0.8 No existen diferencias estadísticamente significativas entre el aflojamiento final de los pilares **mecanizados de 15 grados de angulación** y el aflojamiento final de los pilares **sinterizados por láser de 15 grados de angulación** después de ser sometidos a 300.000 ciclos.

Hipótesis H8 Existen diferencias estadísticamente significativas entre el aflojamiento final de los pilares **mecanizados de 15 grados de angulación** y el aflojamiento final de los pilares **sinterizados por láser de 15 grados de angulación** después de ser sometidos a 300.000 ciclos.

Antes de proceder a aplicar el Test T de medias para muestras independientes de los pilares mecanizados y sinterizados de 15 grados, se procede a probar que el conjunto de datos sigue una distribución normal, lo cual se observa en la tabla 35, donde se confirma la normalidad de los datos con los resultados arrojados por el Test Kolmogorov-Smirnov, con un valor de significación de 0,200.

Tabla 36. Prueba de normalidad de los datos de los pilares mecanizados y sinterizados 15 grados.

	Grupo	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
		Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
Aflojamiento final	Pilar mecanizado 15 grados	,127	15	,200*	,950	15	,521
	Pilar sinterizado 15 grados	,131	15	,200*	,968	15	,820

*. Esto es un límite inferior de la significación verdadera.

a. Corrección de significación de Lilliefors

La tabla 37, muestra los estadísticos descriptivos de los pilares mecanizados 15 grados y pilares sinterizado de 15 grados, donde el grupo de pilares mecanizados 15 grados tienen una media de aflojamiento final de 14,71 Ncm y una desviación estándar de 1,75 Ncm. En el grupo de pilares sinterizados 15 grados la media es de 12,70 Ncm y una desviación estándar de 1,20 Ncm.

Tabla 37. Estadísticos descriptivos de los grupos de pilares mecanizados y sinterizados de 15 grados.

	Grupo	N	Media	Desviación estándar	Media de error estándar
Aflojamiento final	Pilar mecanizado 15 grados	15	14,713	1,7451	,4506
	Pilar sinterizado 15 grados	15	12,707	1,2027	,3105

En la tabla 38, de acuerdo los resultados arrojados por el Test T de medias para dos muestras independientes, el valor de $p=0,001$, a un nivel de significación de $p=0,05$ nos permite **rechazar la hipótesis nula H0.8** de no diferencias significativas en el aflojamiento final de los pilares mecanizados y sinterizados de 15 grados.

Tabla 38. Prueba de muestras independientes para el contraste de la hipótesis H0.8.

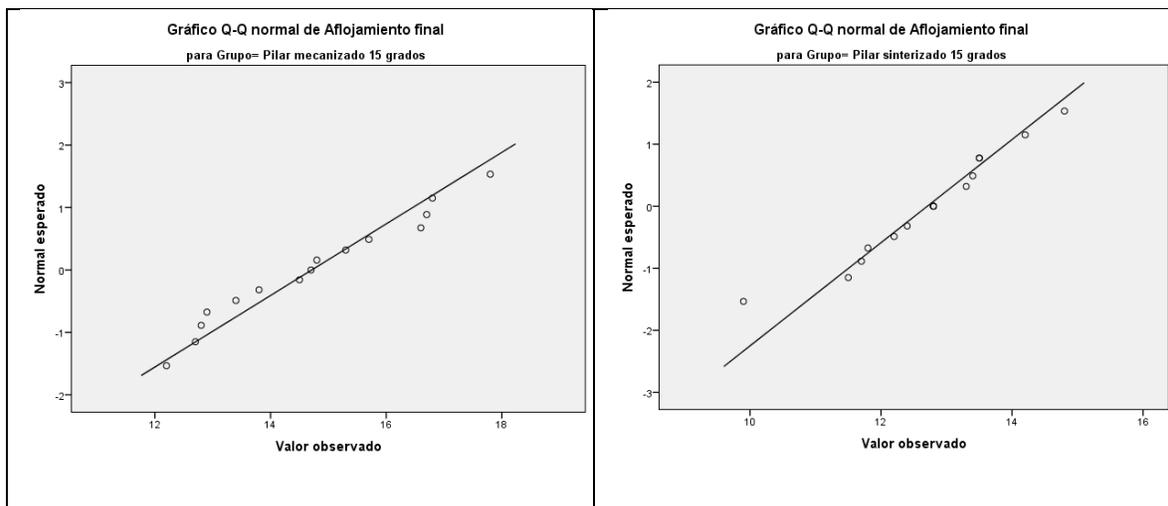
	Prueba de Levene de calidad de varianzas	prueba t para la igualdad de medias								
		F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Diferencia de error estándar	95% de intervalo de confianza de la diferencia	
									Inferior	Superior
Aflojamiento final	Se asumen varianzas iguales	2,907	,099	3,667	28	,001	2,0067	,5472	,8857	3,1276
	No se asumen varianzas iguales			3,667	24,850	,001	2,0067	,5472	,8793	3,1341

La tabla 39, muestra el resumen de procesamiento de casos de los datos de aflojamiento final de los pilares mecanizados y sinterizados de 15 grados que para esta investigación son 15 casos por grupo.

Tabla 39. Resumen de procesamiento de casos de los pilares mecanizados y sinterizados de 15 grados.

		Casos					
		Válido		Perdidos		Total	
		N	Porcentaje	N	Porcentaje	N	Porcentaje
Aflojamiento final	Pilar mecanizado 15 grados	15	100.0%	0	0.0%	15	100.0%
	Pilar sinterizado 15 grados	15	100.0%	0	0.0%	15	100.0%

En la figura 56, se observan los gráficos QQ normal y QQ sin tendencia del aflojamiento final de los pilares mecanizados de 15 grados y pilares sinterizados de 15 grados, donde mediante una inspección visual se puede observar en el gráfico QQ normal una tendencia normalizada dado la cercanía de los puntos a la línea de tendencia.



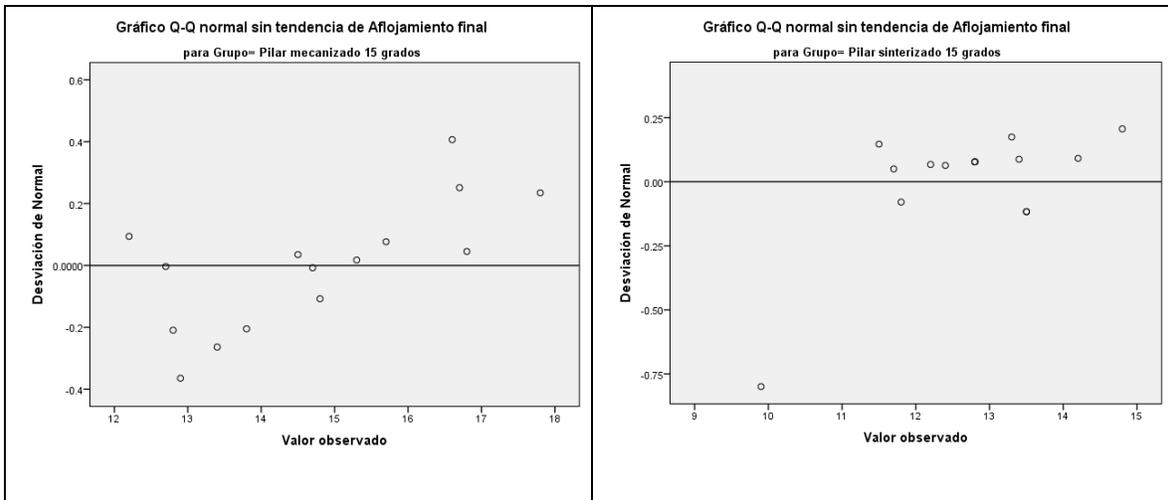


Figura 56. Gráficos QQ normal y QQ sin tendencia del aflojamiento final de los pilares mecanizados y sinterizados de 15 grados.

La figura 57 muestra el gráfico Box Plot comparativo para los datos de aflojamiento final de los pilares mecanizados y sinterizados de 15 grados, en la cual se puede observar que la mediana de aflojamiento del mecanizado es mayor que la del pilar sinterizado, lo cual implica una mayor estabilidad en el pilar mecanizado de 15 grados.

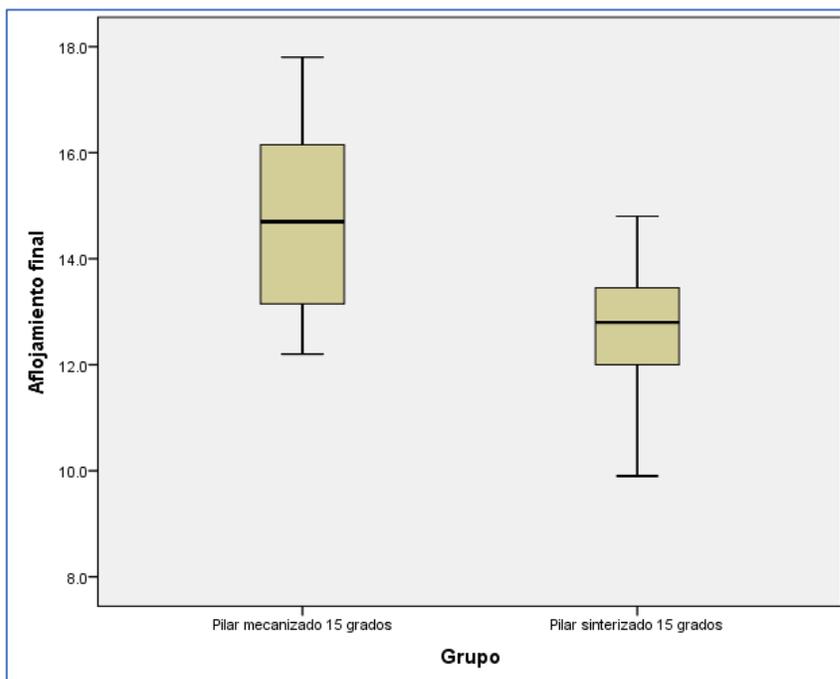


Figura 57. Gráfico Box Plot comparativo del aflojamiento final de los pilares mecanizados y sinterizados de 15 grados

Hipótesis H0.9 y H9.

Hipótesis H0.9 No existen diferencias estadísticamente significativas entre el aflojamiento final de los pilares **mecanizados de 20 grados de angulación** y el aflojamiento final de los pilares **sinterizados por láser de 20 grados de angulación** después de ser sometidos a 300.000 ciclos.

Hipótesis H9 Existen diferencias estadísticamente significativas entre el aflojamiento final de los pilares **mecanizados de 20 grados de angulación** y el aflojamiento final de los pilares **sinterizados por láser de 20 grados de angulación** después de ser sometidos a 300.000 ciclos.

En la tabla 40, se observa la prueba de normalidad del conjunto de datos, lo cual confirma la normalidad de los datos con los resultados arrojados por el Test Kolmogorov-Smirnov, con un valor de significación de 0,200 para los pilares mecanizados de 20 grados y 0,200 para los pilares sinterizados de 20 grados.

Tabla 40. Pruebas de normalidad del conjunto de datos de los pilares mecanizados y sinterizados de 20 grados.

	Grupo	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
		Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
Aflojamiento final	Pilar mecanizado 20 grados	,107	15	,200*	,989	15	,999
	Pilar sinterizado 20 grados	,112	15	,200*	,986	15	,995

*. Esto es un límite inferior de la significación verdadera.

a. Corrección de significación de Lilliefors

La tabla 41, muestra los estadísticos descriptivos de los pilares mecanizados de 20 grados y pilares sinterizado de 20 grados, donde el grupo de pilares mecanizados de 20 grados de angulación tienen una media de aflojamiento final de 13,45 Ncm y una desviación estándar de 1,08 Ncm. En el grupo de pilares sinterizados de 20 grados la media es de 11,11 Ncm y una desviación estándar de 1,36 Ncm.

Tabla 41. Estadísticos descriptivos del aflojamiento final de los pilares mecanizados y sinterizados de 20 grados de angulación.

	Grupo	N	Media	Desviación estándar	Media de error estándar
Aflojamiento final	Pilar mecanizado 20 grados	15	13,447	1,0822	,2794
	Pilar sinterizado 20 grados	15	11,113	1,3569	,3504

En la tabla 42, se observan los resultados arrojados por el Test T de medias para dos muestras independientes, de acuerdo con el valor de $p=0,000016$, nos permite **rechazar la hipótesis nula H0.9** de no diferencias estadísticamente significativas en el aflojamiento final de los pilares mecanizados y sinterizados 20 grados.

Tabla 42. Test T de medias para dos muestras independientes para contraste de la hipótesis nula H0.9.

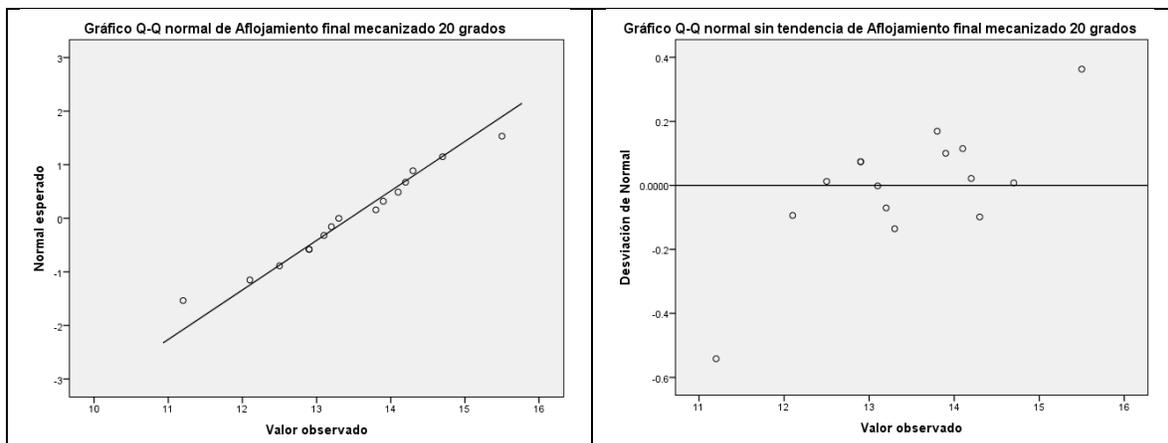
	Prueba de Levene de calidad de varianzas	prueba t para la igualdad de medias								
		F	Sig.	t	gl	Sig. bilateral	Diferencia de medias	Diferencia de error estándar	95% de intervalo de confianza de la diferencia	
									Inferior	Superior
Aflojamiento final	Se asumen varianzas iguales	,508	,482	5,207	28	0,000016	2,3333	,4481	1,4154	3,2513
	No se asumen varianzas iguales			5,207	26,680	0,000018	2,3333	,4481	1,4133	3,2534

La tabla 43 muestra el resumen de procesamiento de casos de los datos de aflojamiento final de los pilares mecanizados y sinterizados de 20 grados que para esta investigación son 15 casos.

Tabla 43. Resumen de procesamiento de casos del aflojamiento final de los pilares mecanizados y sinterizados de 20 grados

			Casos					
			Válido		Perdidos		Total	
			N	Porcent aje	N	Porcentaje	N	Porcent aje
Aflojamiento final	Pilar mecanizado 20 grados	15	100.0%	0	0.0%	15	100.0%	
	Pilar sinterizado 20 grados	15	100.0%	0	0.0%	15	100.0%	

En la figura 58, se observan los gráficos QQ normal y QQ sin tendencia del aflojamiento final de los pilares mecanizados de 20 grados y pilares sinterizados de 20 grados, donde mediante una inspección visual se puede observar en el gráfico QQ normal una tendencia normalizada dado la cercanía de los puntos a la línea de tendencia



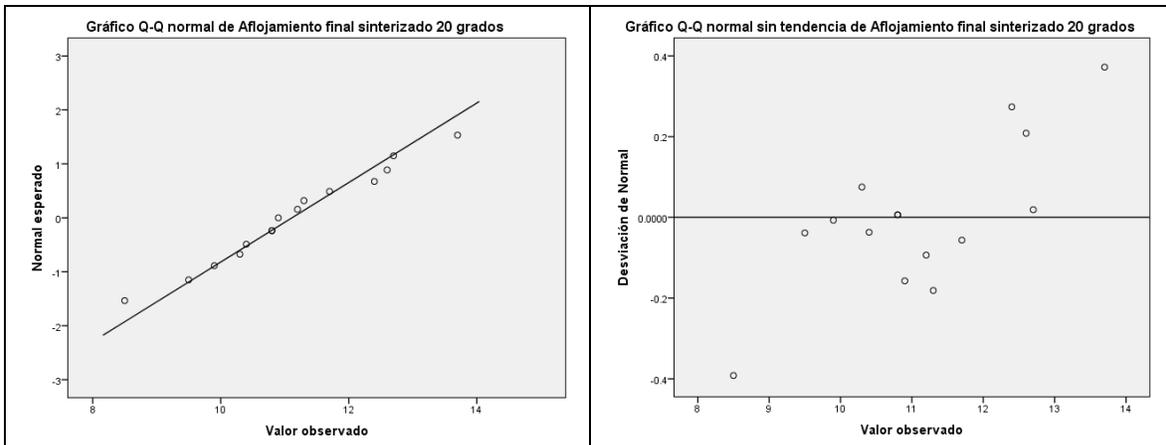


Figura 58. Gráficos QQ normal y QQ sin tendencia del aflojamiento final de los pilares mecanizados y sinterizados de 20 grados

La figura 59 muestra el gráfico Box Plot comparativo para los datos de aflojamiento final de los pilares mecanizados y sinterizados de 20 grados, en la cual se puede observar que la mediana de aflojamiento del mecanizado es mayor que la del pilar sinterizado, lo cual implica una mayor estabilidad en el pilar mecanizado de 20 grados en comparación al pilar sinterizado de 20 grados.

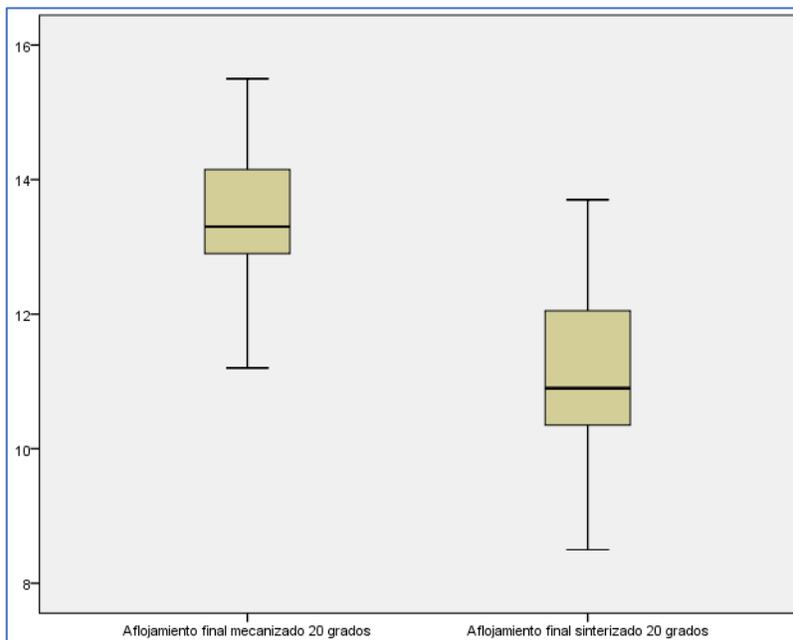


Figura 59. Gráfico Box Plot comparativo del aflojamiento final de los pilares mecanizados y sinterizados de 20 grados

Hipótesis H0.10 y H10.

Hipótesis H0.10 No existen diferencias estadísticamente significativas entre el aflojamiento final de los **pilares mecanizados de 0, 15 y 20 grados de angulación** después de ser sometidos a 300.000 ciclos.

Hipótesis H10 Existen diferencias estadísticamente significativas entre el aflojamiento final de los **pilares mecanizados de 0, 15 y 20 grados de angulación** después de ser sometidos a 300.000 ciclos.

La tabla 44, muestra el Test Kruskal Wallis para contraste de la hipótesis nula H0.10, el cual arroja un valor de $p=0,001$, lo cual permite **rechazar la hipótesis nula H0.10**, lo que significa que existe diferencia estadísticamente significativa entre el aflojamiento final de los pilares mecanizados 0, 15 y 20 grados de angulación después de ser sometidos a 300.000 ciclos.

Tabla 44. Test Kruskal Wallis para contraste de la hipótesis nula H0.10.

Prueba de Kruskal-Wallis			
Rangos			
	Grupo	N	Rango promedio
Aflojamiento final	Pilar mecanizado 0 grados	15	32,10
	Pilar mecanizado 15 grados	15	22,77
	Pilar mecanizado 20 grados	15	14,13
	Total	45	

Estadísticos de prueba^{a,b}	
	Aflojamiento final
Chi-cuadrado	14,059
gl	2
Sig. asintótica	,001

a. Prueba de Kruskal Wallis
b. Variable de agrupación: Grupo

La figura 60, muestra el resumen del contraste de la hipótesis nula H0.10, la cual tiene como decisión el rechazo de la hipótesis nula.

	Hipótesis nula	Prueba	Sig.	Decisión
1	La distribución de Aflojamiento final es la misma entre las categorías de Grupo.	Prueba de Kruskal-Wallis para muestras independientes	.001	Rechaza la hipótesis nula.

Se muestran significaciones asintóticas. El nivel de significancia es .05.

Figura 60. Resumen del contraste de la hipótesis nula H0.10.

La tabla 45, muestra los estadísticos descriptivos del grupo de pilares mecanizados (0, 15 y 20 grados), los cuales en conjunto tienen una media de 14,80 Ncm y una desviación estándar de 1,91 Ncm.

Tabla 45. Estadísticos descriptivos del grupo de pilares mecanizados (0, 15 y 20 grados)

	N	Media	Desviación estándar	Mínimo	Máximo
Aflojamiento final	45	14,796	1,9075	11,2	18,7
Grupo	45	2,00	,826	1	3

La tabla 46, muestra la prueba post hoc de comparaciones HSD Tukey del aflojamiento final de los pilares mecanizados 0°, 15° y 20°, también nos muestra que existen diferencias significativas al comparar las todas angulaciones analizadas de los pilares mecanizados.

Tabla 46. Prueba post hoc de comparaciones HSD Tukey del aflojamiento final de los pilares mecanizados 0°, 15° y 20°

Pruebas post hoc						
Grupo						
Comparaciones múltiples						
Variable dependiente: Aflojamiento final						
HSD Tukey						
(I) Grupo	(J) Grupo	Diferencia de medias (I-J)	Error estándar	Sig.	Intervalo de confianza al 95%	
					Límite inferior	Límite superior
Pilar mecanizado 0 grados	Pilar mecanizado 15 grados	1,513*	,5690	,029	,131	2,896
	Pilar mecanizado 20 grados	2,780*	,5690	,000	1,398	4,162
Pilar mecanizado 15 grados	Pilar mecanizado 0 grados	-1,513*	,5690	,029	-2,896	-,131
	Pilar mecanizado 20 grados	1,267	,5690	,048	-,116	2,649
Pilar mecanizado 20 grados	Pilar mecanizado 0 grados	-2,780*	,5690	,000	-4,162	-1,398
	Pilar mecanizado 15 grados	-1,267	,5690	,048	-2,649	,116

Se basa en las medias observadas.
 El término de error es la media cuadrática(Error) = 2.428.
 *. La diferencia de medias es significativa en el nivel .05.

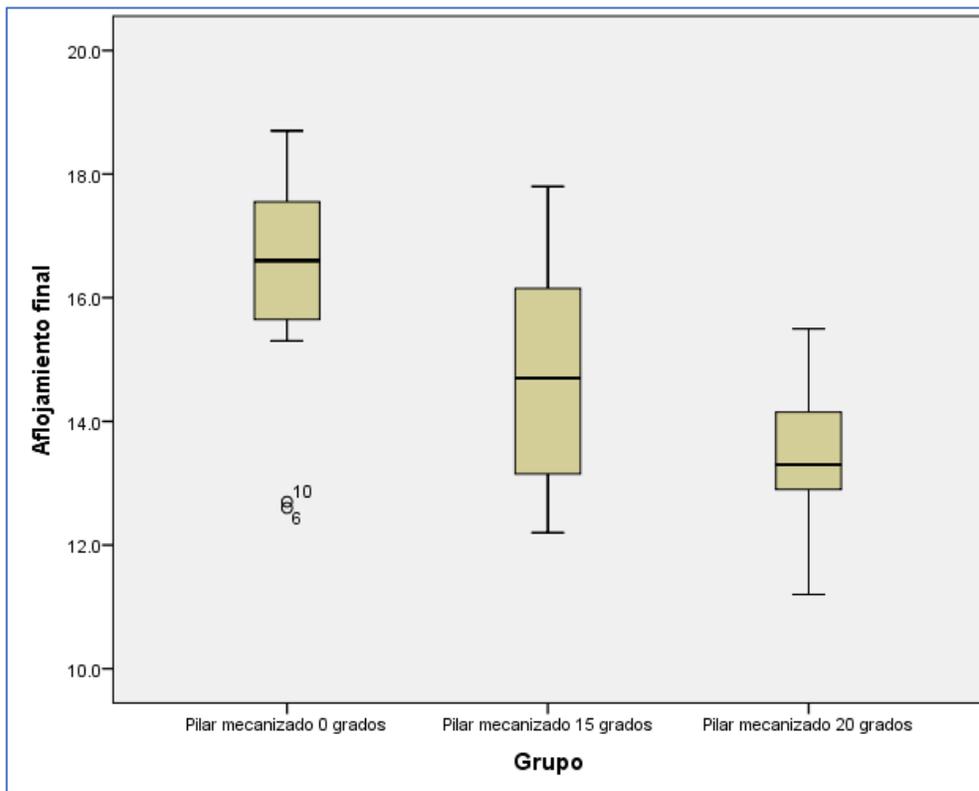
Estabilidad de los pilares sinterizados por láser de 0, 15 y 20 grados.

A partir del análisis de los estadísticos descriptivos (tabla 47) de los pilares sinterizados por láser de 0, 15 y 20 grados de angulación, podemos observar que el pilar mecanizado que en promedio tiene menos aflojamiento es el de 0 grados con una media de $16,22 \pm 1,75$ Ncm, sin embargo, podemos destacar que el pilar que tiene menos variación en el aflojamiento es el de 20 grados, dado que su desviación estándar es de 1,0822 Ncm.

Tabla 47. Estadísticos descriptivos de los pilares sinterizados de 0, 15 y 20 grados.

	N	Mínimo	Máximo	Media	Desviación estándar
Aflojamiento final sinterizado 0 grados	15	12,6	18,7	16,227	1,7515
Aflojamiento final sinterizado 15 grados	15	12,2	17,8	14,713	1,7451
Aflojamiento final sinterizado 20 grados	15	11,2	15,5	13,447	1,0822
N válido (por lista)	15				

La figura 61, muestra el gráfico Box Plot comparativo de los datos de aflojamiento final de los pilares mecanizados (0, 15 y 20 grados), en la cual se puede observar que la mediana de aflojamiento del pilar sinterizado de 0 grados es el más estable, le sigue el de 15 grados y por último el de 20 grados.

**Figura 61.** Gráfico Box Plot del aflojamiento final de los pilares mecanizados 0°, 15° y 20°

Hipótesis H0.11 y H11.

Hipótesis H0.11 No existen diferencias estadísticamente significativas entre el aflojamiento final de los pilares **sinterizados por láser de 0, 15 y 20 grados de angulación** después de ser sometidos a 300.000 ciclos.

Hipótesis H11 Existen diferencias estadísticamente significativas entre el aflojamiento final de los pilares **sinterizados por láser de 0, 15 y 20 grados de angulación** después de ser sometidos a 300.000 ciclos.

En la tabla 48, se observan los resultados del Test no paramétrico del Kruskal Wallis, el cual arroja un valor de significación $p= 0,000002$, permite **rechazar la hipótesis nula H0.11 y aceptar la Hipótesis alternativa H11**, lo que significa que existe diferencia significativa entre el aflojamiento final de los pilares sinterizados 0, 15 y 20 grados y grados después de ser sometidos a 300.000 ciclos.

Tabla 48. Test de Kruskal Wallis para contraste de la hipótesis nula H0.11.

Prueba de Kruskal-Wallis			
Rangos			
	Grupo	N	Rango promedio
Aflojamiento final	Pilar sinterizado 0 grados	15	35,60
	Pilar sinterizado 15 grados	15	22,23
	Pilar sinterizado 20 grados	15	11,17
	Total	45	

Estadísticos de prueba^{a,b}	
	Aflojamiento final
Chi-cuadrado	26,057
gl	2
Sig. asintótica	0,000002

a. Prueba de Kruskal Wallis
b. Variable de agrupación: Grupo

La figura 62, muestra el resumen del contraste de la hipótesis nula H0.11, la cual tiene como decisión el rechazo de la hipótesis nula.

Resumen de contrastes de hipótesis			
Hipótesis nula	Prueba	Sig.	Decisión
1 La distribución de Aflojamiento final es la misma entre las categorías de Grupo.	Prueba de Kruskal-Wallis para muestras independientes	.000	Rechace la hipótesis nula.

Se muestran significaciones asintóticas. El nivel de significancia es .05.

Figura 62. Resumen del contraste de la hipótesis nula H0.11

La tabla 49, muestra los estadísticos descriptivos del grupo de pilares sinterizados mediante láser (0, 15 y 20 grados de angulación), los cuales en conjunto tienen una media de 14,80 Ncm y una desviación estándar de 1,91 Ncm.

Tabla 49. Estadísticos descriptivos del grupo de pilares sinterizados (0, 15 y 20 grados).

	N	Media	Desviación estándar	Mínimo	Máximo
Aflojamiento final	45	12,802	1,9004	8,5	16,5
Grupo	45	2,00	,826	1	3

La tabla 50, muestra la prueba post hoc de comparaciones HSD Tukey del aflojamiento final de los pilares sinterizados por láser de 0°, 15° y 20° grados de angulación, también nos muestra que existen diferencias significativas al comparar las todas angulaciones analizadas.

Tabla 50. Prueba Post Hoc HSD Tukey de comparaciones múltiples del aflojamiento final de los pilares sinterizados de 0°, 15° y 20°

(I) Grupo	(J) Grupo	Diferencia de medias (I-J)	Error estándar	Sig.	Intervalo de confianza al 95%	
					Límite inferior	Límite superior
Pilar sinterizado 0 grados	Pilar sinterizado 15 grados	1.880*	.4654	.001	.749	3.011
	Pilar sinterizado 20 grados	3.473*	.4654	.000	2.343	4.604
Pilar sinterizado 15 grados	Pilar sinterizado 0 grados	-1.880*	.4654	.001	-3.011	-.749
	Pilar sinterizado 20 grados	1.593*	.4654	.004	.463	2.724
Pilar sinterizado 20 grados	Pilar sinterizado 0 grados	-3.473*	.4654	.000	-4.604	-2.343
	Pilar sinterizado 15 grados	-1.593*	.4654	.004	-2.724	-.463

Se basa en las medias observadas.

El término de error es la media cuadrática(Error) = 1.624.

*. La diferencia de medias es significativa en el nivel 0.05.

Estabilidad de los pilares sinterizados 0, 15 y 20 grados.

A partir del análisis de los estadísticos descriptivos (tabla 51) de los pilares sinterizados por láser de 0, 15 y 20 grados, podemos observar que el pilar sinterizado que en promedio tiene menos aflojamiento es el de 0 grados con una media de 14,587 \pm 1,25 Ncm, sin embargo, podemos destacar que el pilar que tiene menos variación en el aflojamiento es el de 15 grados, dado que su desviación estándar es de 1,2027 Ncm.

Tabla 51. Estadísticos descriptivos de los pilares sinterizados de 0, 15 y 20 grados

	N	Mínimo	Máximo	Media	Desviación estándar
Aflojamiento final sinterizado 0 grados	15	12,3	16,5	14,587	1,2592
Aflojamiento final sinterizado 15 grados	15	9,9	14,8	12,707	1,2027
Aflojamiento final sinterizado 20 grados	15	8,5	13,7	11,113	1,3569
N válido (por lista)	15				

La figura 63, muestra el gráfico Box Plot comparativo de los datos de aflojamiento final de los pilares sinterizados (0, 15 y 20 grados), en la cual se puede observar que la mediana de aflojamiento del pilar sinterizado 0 grados es el más estable, le sigue el de 15 grados y por último el de 20 grados.

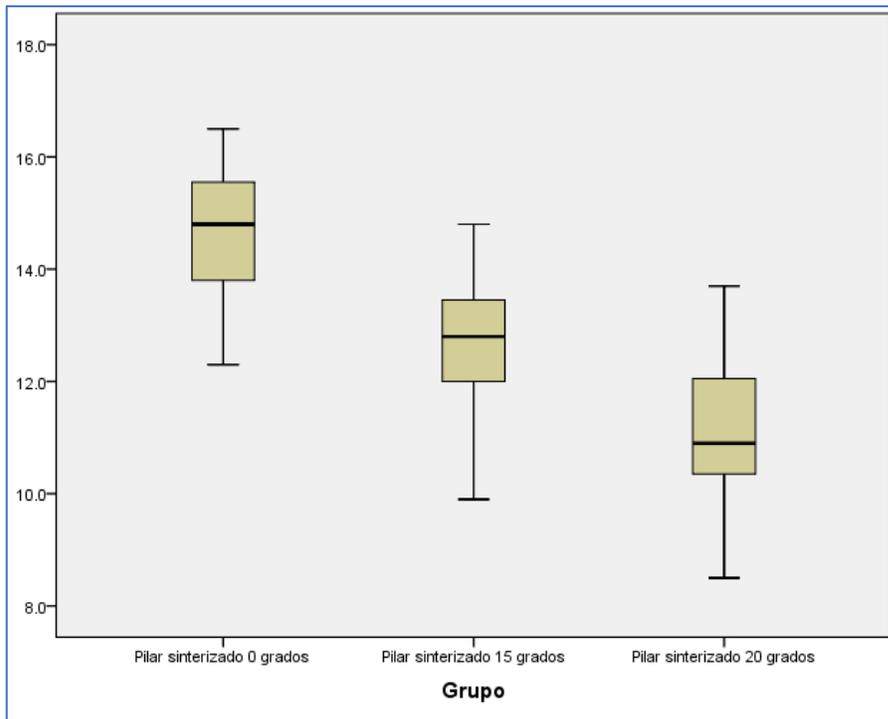


Figura 63. Gráfico Box Plot del aflojamiento final de los pilares sinterizados 0°, 15° y 20°

Hipótesis H0.12 y H12.

Hipótesis H0.12 El grado de angulación (0°,15° y 20°) no incide significativamente en el aflojamiento final de los **pilares mecanizados y sinterizados por láser** después de ser sometidos a 300.000 ciclos.

Hipótesis H12 El grado de angulación (0°,15° y 20°) incide significativamente en el aflojamiento final de los **pilares mecanizados y sinterizados por láser** después de ser sometidos a 300.000 ciclos.

En la tabla 52, se observa la prueba de normalidad del conjunto de datos del aflojamiento final de los pilares mecanizados y sinterizados 0°, 15° y 20°, lo cual confirma la normalidad de los datos con los resultados arrojados por el Test Kolmogorov-Smirnov, dado que el valor de $p=0,200$ es mayor que el nivel de significación de 0,05 en las tres angulaciones.

Tabla 52. Pruebas de normalidad del aflojamiento final de los pilares mecanizados y sinterizados 0°, 15° y 20°

	Angulación	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
		Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
Aflojamiento final	0°	,078	30	,200*	,971	30	,561
	15°	,147	30	,099	,964	30	,390
	20°	,095	30	,200*	,982	30	,877

*. Esto es un límite inferior de la significación verdadera.

a. Corrección de significación de Lilliefors

La tabla 53 muestra el test de Análisis univariado de varianza para la prueba de la hipótesis H0.12 donde el resultado del nivel de significación $p=0,000$ que es menor de $p=0,05$ y nos permite **rechazar la hipótesis nula H0.12** y **aceptar la hipótesis alternativa H12**, que establece que el grado de angulación (0°,15° y 20°) incide significativamente en el aflojamiento final de los pilares mecanizados y sinterizados por láser después de ser sometidos a 300.000 ciclos. El valor de R al cuadrado ajustada de 0,345 indica que el grado de angulación de los pilares influye en un **34,5%** en el torque de aflojamiento final.

Tabla 53. Análisis univariado de varianza para la prueba de la hipótesis H0.12

Factores inter-sujetos			
		Etiqueta de valor	N
Angulación	1	0°	30
	2	15°	30
	3	20°	30

Estadísticos descriptivos			
Variable dependiente: Aflojamiento final			
Angulación	Media	Desviación estándar	N
0°	15,407	1,7152	30
15°	13,710	1,7916	30
20°	12,280	1,6918	30
Total	13,799	2,1422	90

Pruebas de efectos inter-sujetos					
Variable dependiente: Aflojamiento final					
Origen	Tipo III de suma de cuadrados	gl	Cuadrático promedio	F	Sig.
Modelo corregido	146,996 ^a	2	73,498	24,461	,000
Interceptación	17136,840	1	17136,840	5703,241	,000
Angulación	146,996	2	73,498	24,461	,000
Error	261,414	87	3,005		
Total	17545,250	90			
Total corregido	408,410	89			

a. R al cuadrado = .360 (R al cuadrado ajustada = .345)

b. Comparaciones múltiples

Variable dependiente: Aflojamiento final

HSD Tukey

(I) Angulación	(J) Angulación	Diferencia de medias (I-J)	Error estándar	Sig.	Intervalo de confianza al 95%	
					Límite inferior	Límite superior
0°	15°	1,697*	,4476	,001	,629	2,764
	20°	3,127*	,4476	,000	2,059	4,194
15°	0°	-1,697*	,4476	,001	-2,764	-,629
	20°	1,430*	,4476	,005	,363	2,497
20°	0°	-3,127*	,4476	,000	-4,194	-2,059
	15°	-1,430*	,4476	,005	-2,497	-,363

Se basa en las medias observadas.
El término de error es la media cuadrática (Error) = 3,005.
*. La diferencia de medias es significativa en el nivel,05.

Las figuras 64 y 65, muestran los gráficos de medias y Box plot de la angulación para el aflojamiento final de los pilares mecanizados y sinterizados en función del grado de angulación, donde se puede observar que el pilar más estable es el pilar

con una angulación de 0° grados, le sigue el 15° grados y por último el de 20° grados.

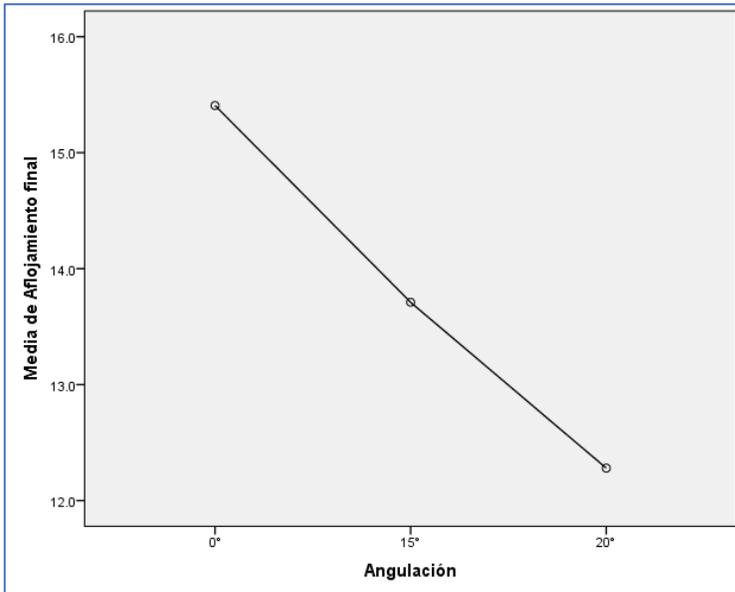


Figura 64. Gráfico de medias de la angulación para el aflojamiento final de los pilares mecanizados y sinterizados.

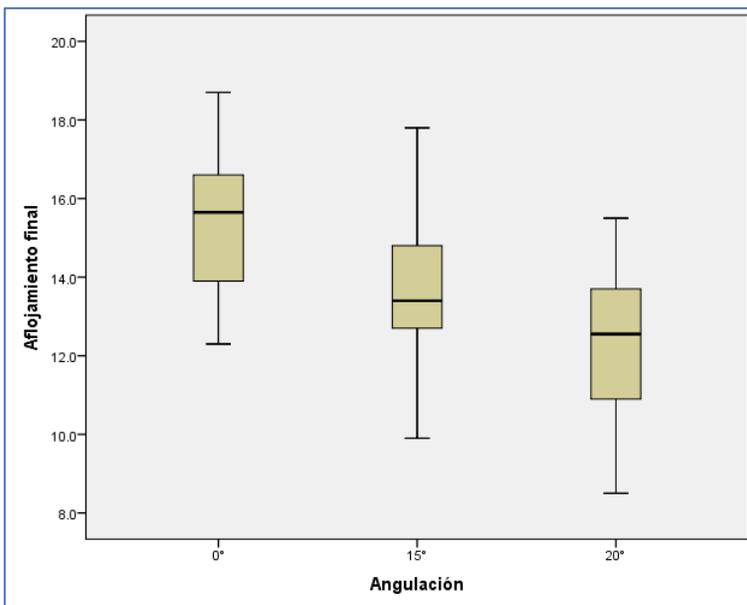


Figura 65. Gráfico de Box Plot de la angulación para el aflojamiento final de los pilares mecanizados y sinterizados.

Hipótesis H0.13 y H13.

Hipótesis H0.13 El mecanismo de confección de los pilares mecanizados y sinterizados por láser no influye significativamente en el aflojamiento final de los pilares antes y después de ser sometidos a 300.000 ciclos.

Hipótesis H13 El mecanismo de confección de los pilares mecanizados y sinterizados por láser influye significativamente en el aflojamiento final de los pilares antes y después de ser sometidos a 300.000 ciclos.

En la tabla 54, se observa la prueba de normalidad del conjunto de datos del aflojamiento final de los pilares mecanizados y sinterizados 0°, 15° y 20° grados, lo cual confirma la normalidad de los datos con los resultados arrojados por el test Kolmogorov-Smirnov, dado que el valor de $p=0,200$ es mayor que el nivel de significación de $p=0,05$ en los dos mecanismos de confección de los pilares.

Tabla 54. Pruebas de normalidad del aflojamiento final de los pilares mecanizados y sinterizados 0°, 15° y 20°.

	Fabricación	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
		Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
Aflojamiento final	Mecanizado	,101	45	,200*	,962	45	,150
	Sinterizado por laser	,056	45	,200*	,989	45	,937

*. Esto es un límite inferior de la significación verdadera.

a. Corrección de significación de Lilliefors

La tabla 55 muestra el test de Análisis univariado de varianza para la prueba de la hipótesis H0.13 donde el resultado del nivel de significación $p=0,000$ que es menor que $p=0,05$ nos permite **rechazar la hipótesis nula H0.13** y **aceptar la hipótesis alternativa H13**, que establece que el mecanismo de confección influye significativamente en el aflojamiento final de los pilares mecanizados y sinterizados después de ser sometidos a 300.000 ciclos. El valor de R al cuadrado ajustada de 0,210 indica que el mecanismo de confección de los pilares influye en un **21%** en la pérdida de torque en el aflojamiento final.

Cabe señalar que en total el conjunto de grupos de pilares explica en un **55,5%** el aflojamiento final, que es la suma aproximada de los factores de angulación (34,5%) y mecanismo de confección (21%).

Tabla 55. Análisis univariado de varianza para la prueba de la hipótesis H0.13

Factores inter-sujetos		
	Etiqueta de valor	N
Fabricación	1 Mecanizado	45
	2 Sinterizado por laser	45

Estadísticos descriptivos			
Variable dependiente: Aflojamiento final			
Fabricación	Media	Desviación estándar	N
Mecanizado	14,796	1,9075	45
Sinterizado por laser	12,802	1,9004	45
Total	13,799	2,1422	90

Pruebas de efectos inter-sujetos					
Variable dependiente: Aflojamiento final					
Origen	Tipo III de suma de cuadrados	gl	Cuadrático promedio	F	Sig.
Modelo corregido	89,401 ^a	1	89,401	24,662	,000
Interceptación	17136,840	1	17136,840	4727,272	,000
Confección	89,401	1	89,401	24,662	,000
Error	319,009	88	3,625		
Total	17545,250	90			
Total corregido	408,410	89			

a. R al cuadrado =,219 (R al cuadrado ajustada =,210)

Las figuras 66 y 67 muestran los gráficos de medias y Box plot del aflojamiento final en función del mecanismo de confección, que da como resultado que los pilares mecanizados son más estables que los pilares sinterizados por láser.

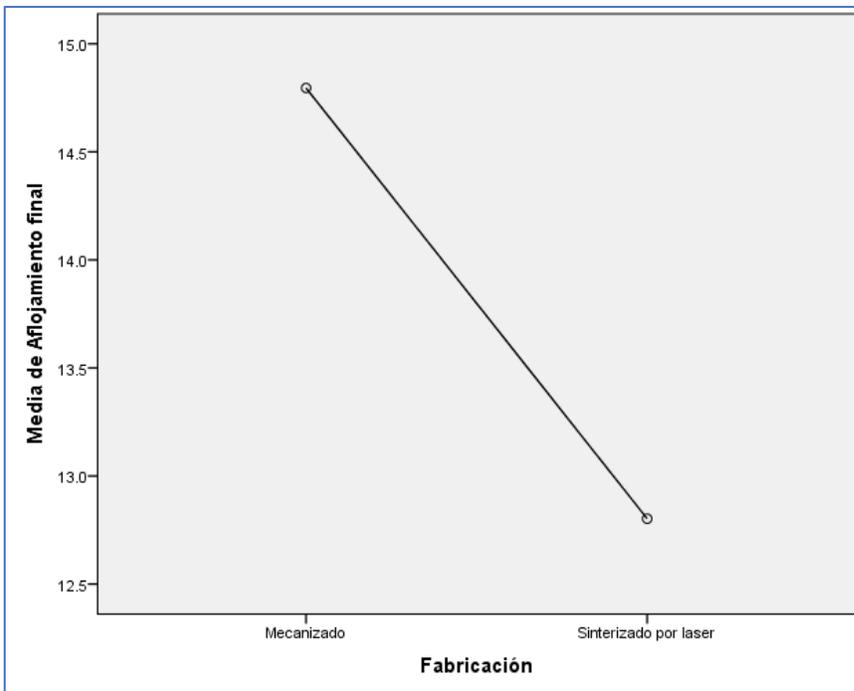


Figura 66. Gráfico de medias del aflojamiento final en función del mecanismo de confección.

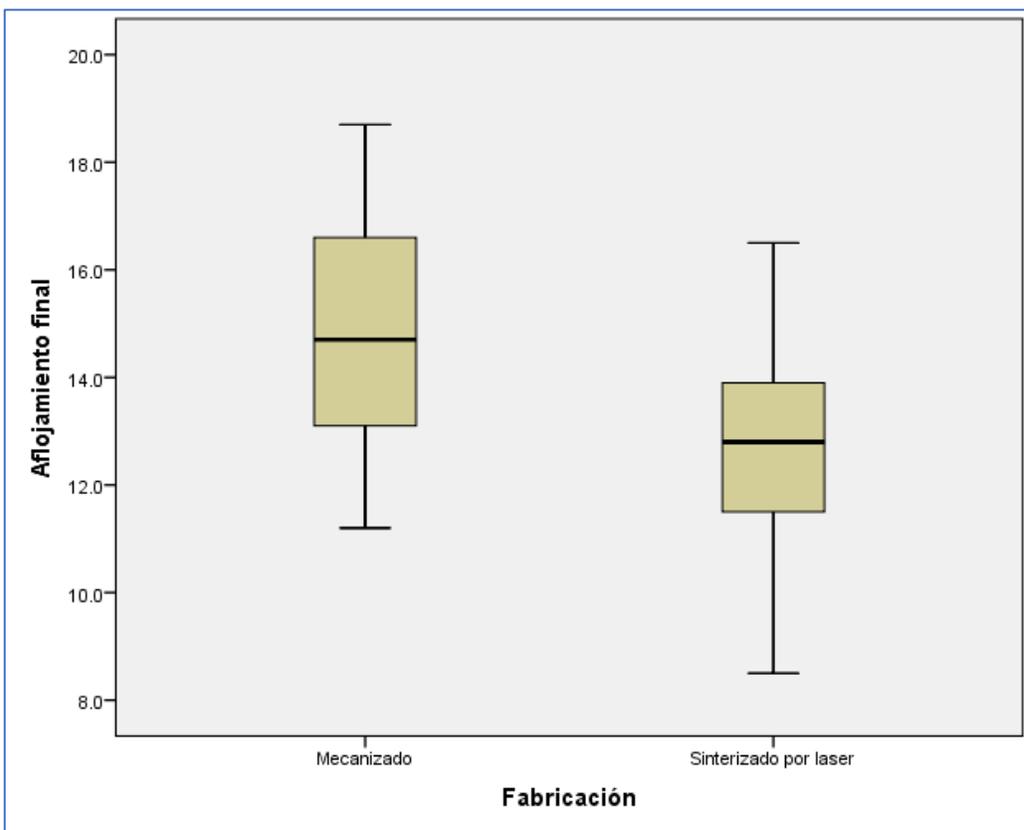


Figura 67. Gráfico de Box Plot del aflojamiento final de los mecanismos de confección mecanizado y sinterizado.

VI. DISCUSIÓN

Cuando se quiere determinar o evaluar algunos de los factores que inciden en el aflojamiento del pilar del tornillo, el escenario ideal sería hacerlo a través de estudios comparativos en vivo, pero por las dificultades que presenta hacerlos de esa manera, se recurre a los estudios experimentales, es por ello que, el presente estudio se realizó in vitro, el mismo contó con tres objetivos relacionados con el aflojamiento de tornillos, a saber, determinar la existencia de aflojamiento de tornillo antes y después de aplicar una carga, determinar si la confección del pilar incide en el aflojamiento y finalmente determinar si la angulación del pilar incide en el aflojamiento del tornillo antes y después de aplicar una carga cíclica, adicionalmente, estas características tendrán como punto de comparación dos técnicas de fabricación, a saber con la técnica del fresado y la técnica de sinterización.

Varios autores han estudiado el ajuste de pilares con diferentes materiales, los estudios han concluido que los pilares de titanio mecanizado producen buen ajuste;¹⁰² en el caso de la aleación cromo-cobalto, se ha considerado un implante biomédico metálico con alta resistencia a la corrosión, flexibilidad y buena biocompatibilidad.^{41, 42} Como desventaja, la falta de osteointegración ha limitado su aplicación,⁴³ estos implantes se han fabricado mediante fundición o fresado y se les aplica un tratamiento de superficie para crear estructuras porosas; una forma de solventar esta desventaja es a través de las tecnologías CAD/CAM, específicamente la sinterización por láser ya que con esta las características de la superficie se pueden controlar para crear superficies porosas ideales con máxima porosidad, tamaño de poro ideal y máxima rugosidad;¹⁰³ es por ello que en este estudio se utilizaron pilares de titanio mecanizado y de aleación de cromo-cobalto por sinterización láser.

Se estudió el aflojamiento de tornillo por ser una de las complicaciones mecánica que se presentan con más frecuencia en la implantología y es por ellos que se cuentan con diversos estudios que evalúan los factores que inciden en el aflojamiento y su grado de influencia; entre los factores se pueden mencionar:

posición inadecuada del implante, apriete inadecuado, asentamiento de los componentes, prótesis inadecuadas, tipo de conexión implante pilar, naturaleza del implante, angulación del pilar, fuerzas cíclicas, etc.⁷²⁻⁷⁷

También se cuenta con diversidad de estudios que investigan formas para solventar el aflojamiento de los tornillos y la inestabilidad, entre las soluciones propuestas están el material del tornillo, la forma de fabricación, el número de ciclos de la carga, entre otras soluciones.^{78, 104} Siguiendo con las investigaciones realizadas, en ellas observan mediciones con rangos significativos, como por ejemplo en el caso de las cargas cíclicas, se tienen fuerzas entre 20 N y 420 N, frecuencias entre 1 y 30 Hz,⁷³ número ciclos que van desde 16.000 hasta 5.000.000^{23, 24, 26} y la fuerza de masticación variando entre 140 N y 350 N.^{75, 78, 104}

De los factores analizados, uno de los más investigados es el tipo de conexión,²⁵ de los resultados, se tiene que el cono morse es el que mejor retiene la precarga, ya que reduce la estabilidad y disipa la tensiones, como segunda opción están las conexiones internas y en el caso de los implantes externos muestran menor estabilidad del tornillo.²⁴⁻²⁶ Para este estudio se trabajó con implantes hexagonales externos porque si bien es cierto que presentan menos estabilidad, la realidad es que muchos pacientes cuentan con este tipo de implantes y en algunos momentos van a presentar aflojamiento.

En el estudio realizado por Félix et al.⁷⁷, coinciden en algunos elementos con el estudio realizado en los implantes utilizados ya que utilizaron implantes hexagonales con conexión externa, pero le incluyeron un recubrimiento de cinta PTFE a los tornillos, al respecto, aplicaron cargas cíclicas para simular las condiciones dinámicas que se encuentran en la cavidad bucal, utilizaron la cinta PTFE para determinar si ayudaba en la reducción del aflojamiento de los tornillos.

En nuestro estudio se trabajó con dos grupos que a su vez se dividieron en tres cada uno para medir la angulación, en cambio, en la investigación de Félix et al.⁷⁷, se formaron cuatro grupos, ambos trabajaron con el equipo iChiroPro®, con la misma frecuencia (2 Hz) e igual fuerza cíclica (200N); como resultado consiguieron

que el grupo experimental mostró mejores resultados que el grupo control, significando ello que el uso del recubrimiento, podría reducir la pérdida de precarga y mantener la fuerza inicial aplicada al tornillo del pilar; al observar los resultados de ambos estudios, específicamente con angulación de 20° grados ya que en el estudio de Félix et al.⁷⁷ no se tomó en cuenta esa variable (angulación), se tiene que los valores medios son coincidentes en el valor inicial, pero luego de aplicar la carga el mejor resultado se observa en la investigación.

En el estudio realizado por Pinheiro et al.¹⁰³ se tuvo como objetivo determinar si el ciclo mecánico y el tipo de conexión incide en el aflojamiento del tornillo y evaluar su variación teniendo en cuenta la carga inicial y la carga final. La diferencia con el estudio realizado es que ellos compararon los tres tipos de conexiones, externa, interna y cono morse; coincide en la investigación realizada en el diámetro de los implantes (4,3 mm), se observan diferencias en la frecuencia que en este caso fue de 8Hz, el apriete inicial fue de 20 N a diferencia de los 2Hz y 30N aplicados en el estudio realizado y la fuerza aplicada fue de 400 N, 200 N más que en nuestro estudio.

De los resultados obtenidos se tiene que el implante con la conexión externa tuvo menor valor medio para la carga inicial como para la carga final ($T_0 = 12,80$; $T_1=10,40$), seguido de la conexión interna ($T_0=15,40$; $T_1=13,80$) y el que mostró mejor valor medio fue el implante cono morse con un valor medio de ($T_0=18,60$; $T_1=19,40$); comparando con los resultados obtenidos, se observan diferencias significativas ya que tanto los valores iniciales como los finales difieren del estudio tomando en cuenta sólo el pilar hexagonal externo (12,80 con respecto a 19,4 y 15 en promedio con respecto a 10,40), en el valor final si se observa más coincidencia; entre las conclusiones del estudio se tiene que después de aplicar la prueba de fatiga cíclica, hubo una disminución en el torque en todos los grupos, adicional a ello, se confirma lo señalado en otras investigaciones, ya que para los implantes individuales, el pilar cono morse tiene mayor estabilidad seguido de la conexión interna y después la conexión externa.¹⁰³

En nuestro estudio se utilizó la misma metodología del trabajo presentado por Kim y Shin,¹⁰⁴ se tomaron medidas de torque antes y después de aplicar la carga (200N), se aplicó la fuerza de acuerdo a las indicaciones del fabricante (30N), en el caso de la frecuencia, ésta fue más alta más alta (14Hz), el diámetro de los pilares coincide (4mm); lo que se quería era comparar el comportamiento de tres pilares diferentes, por tanto se tiene tres grupos, uno para el pilar stock, otros para el pilar de fundición de oro y el tercero, un pilar personalizado CAD/CAM.

Como estadísticos se utilizaron prueba de Kruskal-Wallis para el valor de torque de remoción entre sistemas de pilares y una prueba de rango con signo de Wilcoxon para comparar el valor del torque de remoción antes y después de la carga en cada grupo, estos estadísticos también se aplicaron en el estudio realizado. De los resultados se tiene que los valores medios antes y después de la carga fueron 18,12 y 17,67 para el grupo 1, 16,63 y 16,10 para el grupo 2 y 16,06 y 15,20 para el grupo 3; interesa comparar los valores del grupo 3 ya que fueron eso tipos de pilar los implementados en el estudio, al respecto se tiene que los valores fueron similares en el caso del valor de torque después de aplicar la fuerza.

Otro resultado que destaca de la investigación de Kim y Shin¹⁰⁴ es que los pilares CAD/CAM mostraron diferencias significativas en cuanto al valor inicial y final en comparación con los pilares stock y de fundición de oro, es por ello, que, como conclusión, hay que considerar si usar o no lo pilares CAD/CAM por el aflojamiento de tornillos que son los mismos resultados que arrojó el estudio. Como conclusión del estudio se tiene que en el período de tiempo de un mes que fue realizado el experimento, no se encontraron diferencias significativas en el aflojamiento de tornillos entre los diferentes sistemas de pilares.

Por otra parte, en un escenario ideal, los implantes deben alinearse verticalmente con las fuerzas axiales y colocarse paralelos entre sí y a los dientes adyacentes, pero lo cierto es que hay situaciones clínicas en que hay diferencias entre el eje del implante y el eje de la prótesis, es por ello que, en esas situaciones, se utiliza la angulación del pilar teniendo en cuenta las variables estéticas, biomecánicas y biológicas^{29 105}.

En el caso del pilar angulado, la carga se aplica fuera del eje, siendo esto motivo de preocupación tanto para los investigadores como para los médicos ya que puede generar tensiones que son perjudiciales tanto para el hueso como para el implante²⁹, es por ello que son considerados este tipo de pilar cuando se tiene que colocar implantes en posiciones axiales que no son ideales, generando preocupación sobre las tensiones perjudiciales ejercidas sobre el hueso y el implante.

Diversos estudios sobre la tensión cuando se usan pilares angulados han demostrado que los pilares rectos ejercen tensión en el vértice y los angulados presentan tensión en el lado opuesto al que se aplicó la carga, por otra parte, el paralelismo axial minimiza la tensión aplicada a todo el sistema de implantes y disminuye las complicaciones biológicas y mecánicas que son aflojamiento de tornillos y fractura del pilar, sin embargo, se presentan algunas características anatómicas, “como las concavidades óseas en la superficie facial del maxilar o la superficie lingual de la mandíbula”¹⁰⁶ que hacen que se tengan que colocar los implantes con angulación, ello se complementan con pilares angulados para mantener la eficacia en la masticación.

Las angulaciones mayores a 25° en la colocación de implantes siguen siendo tema de estudio en implantología, para este en este estudio se evaluó el comportamiento de pilares con angulación de 15° y 20° tanto para los pilares mecanizados como los pilares sinterizados, en el estudio de Shirazi et al.¹⁰⁶, se aplicó una angulación de 30° y su objetivo fue evaluar el efecto del ángulo y la fabricación del pilar sobre la pérdida de torque y la resistencia a la fractura después de una carga cíclica, a diferencia de nuestro estudio ellos utilizaron en uno de los grupos la técnica de colado, se utilizaron pilares hexagonales y el material utilizado fue una aleación de cromo-cobalto, los tornillos de los pilares se apretaron a 30 N, después de 10 minutos, se volvieron a apretar y se registró el valor de torque de cada muestra; de los resultados destacan que la pérdida de torque antes y después de la carga cíclica, independientemente del ángulo, fue significativamente mayor en los grupos calcinables en comparación con los grupos moldeados, y a pesar que se

fracturaron los pilares calcinables angulados, no es clínicamente significativa por su alta resistencia.

En la investigación de Kanneganti et al.⁷⁴ se investigó el aflojamiento teniendo en cuenta el tamaño del tornillo (corto y largo), su angulación (0° y 25°), conexión (cónico, hexagonal) y con pilares rectos y angulados, se experimentó utilizando pilares diseñados en 3D, el diámetro de los pilares fue de 5mm, 1 mm más que en este estudio, la fuerza de apriete inicial fue de 25N, en este caso, se aplicaron dos cargas, una 150 N que fue aplicada verticalmente (perpendicular a la superficie oclusal) y otra de 100 N que fue aplicada oblicuamente (en un ángulo de 45° a la superficie oclusal). De los resultados que guardan relación con nuestra investigación destacan que los tornillos cortos mostraron mayor porcentaje de daño en comparación con los tornillos largos, los pilares angulados mostraron más aflojamiento que los pilares rectos tanto para cargas verticales como oblicuas, coincidiendo ello con la investigación realizada.

Otro estudio que guarda relación con la investigación realizada es el de Saker et al.¹⁰⁷, en este caso compararon el aflojamiento de tornillos con pilares rectos y angulados elaborados con circonio, para ello, tomaron en consideración diferentes angulaciones y el diámetro del implante, se comparó la angulación entre 0° y 15° , el apriete inicial fue de 35N, se utilizó la tecnología CAD/CAM para los pilares; como conclusión se tiene que los pilares rectos y angulados presentaron una carga similar a la fractura en los diámetros de plataforma de 3 y 3,5 mm, pero fueron menores para los pilares de diámetro 4,5 mm, este valor coincide con el estudio realizado en cuanto al diámetro y la angulación.

En el estudio de El-Anwar et al.¹⁰⁸ también utilizaron pilares y prótesis elaborados con tecnología CAD/CAM, el material de fabricación fue circonio, las angulaciones fueron de 15° y 25° , al igual que en el estudio realizado, el aumento de la angulación del pilar resultó en un aumento de las tensiones laterales ejercidas sobre todo el conjunto en lugar de las tensiones apicales, afectando el tornillo del pilar, que es el componente más débil de todo el conjunto; en este caso, al aumentar la del pilar de 15° a 25° , aumentó la tensión en el hueso cortical, pero se redujo en

el hueso esponjoso, otra conclusión fue que la resistencia a la fractura se reduce cuando se aumentan la angulación del pilar.

En cuanto a las técnicas de fabricación de las diferentes estructuras, se tiene la técnica tradicional para fabricar estructuras metálicas que es la fundición a la cera y que fue desarrollada por Taggart en 1907; como parte de los avances, se han incorporado en los últimos tiempos la fabricación aditiva que se basa en agregar múltiples capas de material una por una para fabricar la pieza, entre estas técnicas se puede mencionar la estereolitografía, la impresión tridimensional y la sinterización por láser.

Diversos estudios han señalado la importancia de la técnica de fabricación en la precisión, en este sentido la técnica convencional requiere muchos pasos manuales que pueden generar errores y en la técnica de sinterización pueden obviarse algunos pasos, pero en contraposición en el caso de la sinterización se deben tomar en cuenta tres factores que pueden afectar el ajuste, a saber: la precisión del escáner que lee los pilares, la forma en que el software puede transformar los datos de escaneo en un modelo 3D en la computadora, y la precisión de la máquina que elabora la estructura⁵⁶.

Para este estudio se trabajó con pilares mecanizados de titanio y con pilares de cromo-cobalto sinterizados por láser; sobre este tema se tiene el trabajo de Camós-Tena et al.¹⁰⁹, el cual tuvo como objetivo comparar la técnica de restauración más adecuada para obtener el menor valor de desajuste y como hipótesis se plantearon que no existe diferencia en términos de ajuste, luego de atornillarse el pilar que fueron elaborados utilizando diferentes técnicas, en este estudio utilizaron pilares cónicos se aplicó una carga de 30 Ncm.

Entre los ajustes que midieron están: el ajuste marginal perimetral implante-pilar, el ajuste marginal pilar-tornillo, el ajuste marginal longitudinal implante-pilar y la distancia entre la parte inferior del pilar y el implante; en este estudio se utilizaron implantes cónicos, y al igual que en nuestro estudio los resultados fueron desfavorables para los pilares sinterizados, y como recomendación proponen

incorporar como técnica sinterizar aleaciones y luego mecanizar, esto es, aplicar fresado después de sinterizar.¹⁰⁹

Otro estudio que comparó pilares con diferentes técnicas de fabricación fue el de Arora et al.¹¹⁰, en él se compararon dos técnicas, a saber, la impresión tridimensional y la sinterización por láser con la técnica convencional, por tanto, se conformaron tres grupos, en el caso de los pilares sinterizados por láser, al igual que en nuestro estudio, se utilizó la aleación cromo-cobalto; para el proceso de fabricación se utilizó la máquina de sinterización por láser Pro X, 100DP que sinteriza la capa de manera incremental; para cada capa, se colocó una película de polvo de aleación de Co-Cr, el polvo se sinterizó hasta alcanzar como 20 μm a 1500° C, este proceso se realizó hasta que se tuvo la pieza completa.

Los resultados difieren de los nuestros ya que el pilar sinterizado mostró mejores resultados en cuanto a los espacios marginales e internos que, aunque no fueron las variables de nuestro estudio, inciden en el aflojamiento de los tornillos; en cambio el estudio de Ullattuthodi et al.⁵⁶, concluyó que los pilares convencionales dieron mejores resultados que los sinterizados.

A la hora de elegir un pilar, éste puede ser un pilar comercial estándar, uno fabricado personalizado con conexión mecanizada estándar o fabricado personalizados utilizando la tecnología CAD/CAM; también se toma en cuenta el material de fabricación, al respecto se tiene que las aleaciones de cromo-cobalto se han usado en odontología porque son fuertes, resistentes a la corrosión y más económicas que el titanio, las aleaciones de oro y los materiales cerámicos¹¹¹.

En el estudio de Gonzalo et al.¹¹², su objetivo fue evaluar el efecto de dos materiales y métodos de fabricación de pilares de implantes, titanio con la técnica de fresado CAD-CAM y cromo-cobalto por sinterizado láser tridimensional, para este estudio se midió la precisión marginal en la conexión interna y como hipótesis plantearon que el material del pilar o los métodos de fabricación no tienen ningún efecto sobre las discrepancias marginales; de los resultados se tiene que el método

de sinterización por láser produce un micro espacio entre el implante y el pilar y dificulta el logro de un ajuste pasivo.

Una de las ventajas que ofrece la técnica CAD/CAM es que tiene la posibilidad de controlar la geometría del pilar, incluyendo la posición del contorno de acuerdo con las raíces naturales vecinas y el margen gingival, reduciendo posteriormente el riesgo sobre los restos de cemento en la profundidad del surco, se controla el acabado del pilar, evitando los afilados y con ello se compensa la angulación del implante. En el estudio de Schepke et al.¹¹³, se contrastaron al igual que en nuestro estudio pilares fabricados con tecnología CAD/CAM, pero compararon pilares personalizados y pilares prefabricados teniendo en cuenta la alteración del nivel óseo periimplantario, el rendimiento clínico y la satisfacción de los pacientes.

En este caso el diseño de investigación difiere del nuestro ya que ellos realizaron un ensayo clínico controlado con 50 pacientes que fueron reclutados entre los años 2013 y 2014; para la evaluación de la satisfacción se aplicó un cuestionario a las dos semanas y 12 meses después de la restauración, se tenían dos grupos, el grupo 1 tenía el pilar prefabricado con la técnica del fresado y el grupo 2 se le colocaron pilares personalizados por sinterización.

En general, al realizar la evaluación clínica, se consiguió que los tejidos estaban sanos y los pacientes mostraron satisfacción con los resultados, sin encontrarse diferencias estadísticamente significativas entre los dos grupos, se encontró similitud en la capacidad de masticación, la confianza en la carga del implante y la apreciación del contorno de las encías por parte de los pacientes.

De los resultados pudieron concluir que los pilares prefabricados y los personalizados tuvieron comportamientos similares, esto indica que los pilares personalizados no representaron una mejora relevante en cuanto al desempeño clínico.

En el estudio Barbin et al.¹¹⁴, se utiliza la tecnología CAD/CAM pero comparando los materiales de fabricación circonio y cromo-cobalto en cuanto a su

comportamiento biomecánico (ajuste marginal, estabilidad y deformación), en este caso también utilizaron la técnica sustractiva, centrándose en el efecto de la electroerosión en estructuras de cromo-cobalto elaboradas por fresado; las hipótesis fueron: los materiales de la estructura no afectan el comportamiento biomecánico de la estructura elaborada por fresado, la electroerosión no mejora el ajuste marginal, la estabilidad y la tensión en las estructuras de cromo-cobalto y no hay diferencias en la estabilidad de ninguno de los materiales después de la simulación del proceso de masticación.

En el estudio se evaluaron cuatro fases: el inicio, la aplicación de cerámica, la electroerosión y la simulación masticatoria, se midió el ajuste marginal inicial, el torque de aflojamiento del tornillo y la tensión; de los resultados destacan que el proceso de electroerosión es una técnica eficaz para mejorar el comportamiento de la aleación cromo-cobalto, esto no se realizó en nuestro estudio, no se mostraron diferencias estadísticamente significativas entre los dos materiales.

Visozo¹¹⁵, en su tesis doctoral evaluó el ajuste pilar-implante teniendo en cuenta el tipo de conexión (interna y externa) y la técnica de fabricación (fresado y sinterización), estos componentes también fueron evaluados en nuestro estudio salvo que sólo se evaluaron pilares con conexión externa, se usó al igual que en nuestro estudio pilares fresados de titanio y pilares sinterizados láser de cromo-cobalto, coinciden en nuestros resultados al señalar que los mejores ajustes se encontraron en los pilares mecanizados, los desajustes encontrados en todos los sistemas estuvieron por debajo del límite aceptable, son para el pilar mecanizado

Estudios como el de Yau et al.¹¹⁶ Han demostrados que la técnica de fabricación por fresado ofrece mayor precisión que el proceso de sinterizado, en cambio Kasparova et al.¹¹⁷, consiguieron precisiones similares en ambos casos, al respecto se tiene el estudio de Jeong et al.¹¹⁸, que tuvo como objetivo evaluar la precisión de los modelos fabricados mediante los métodos de fresado y sinterización, como hipótesis nula plantearon que no existen diferencias, se fabricaron 10 estructuras con la técnica de fresado y 10 con sinterización, para medir el rendimiento se tomaron en cuenta.

Se utilizó un equipo de mecanizado de 5 ejes para el fresado y para el sinterizado se utilizó una impresora con una capa de 16 μm , de los resultados se tiene que el método de impresión tridimensional fue más preciso que el método de fresado, difiriendo esto de nuestros resultados, también mostró mejor resultado en cuanto a la reproducibilidad las regiones oclusales, el espacio interdental y el surco gingival.

Los implantes dentales para que se mantengan en el tiempo, deben estar en capacidad de resistir fuerzas oclusales generando el mínimo de estrés o tensión en el hueso periimplantario, evitando el aflojamiento del tornillo, una de las formas de evaluar esto es a través de la pasividad de la estructura¹¹⁶, en este sentido se tiene el estudio de Oteiza-Galdón et al.¹²⁰, que tuvo como objetivo evaluar el grado de ajuste pasivo y vertical logrado con estructuras de implantes de cromo-cobalto y estructuras de titanio, ambas fabricadas con técnicas CAD/CAM, el ajuste pasivo y el ajuste vertical marginal se analizaron mediante microscopía óptica, al igual que en nuestro estudio, se utilizó estadística descriptiva incluyendo la media, la desviación estándar y los rangos y se realizó análisis inferencial para determinar las diferencias significativas entre el grupo control y el grupo de prueba, también coincide con nuestro estudio en los materiales utilizados.

De los resultados destacan que el ajuste pasivo y vertical de la estructura de cromo-cobalto mostró resultados aceptables, los ajustes resultaron mejores en la estructura de titanio, y mostraron mejores resultados la estructuras que fueron atornilladas y en general las estructuras fabricadas con Cromo-Cobalto mostraron similar precisión a los obtenidos con Titanio, en nuestro estudio no se midió el ajuste pasivo, pero al comparar los resultados sólo tomando en cuenta los materiales, los resultados son parecidos ya que en nuestro caso también se comportan de manera similar en el apriete inicial.

En nuestro estudio como se comentó al inicio de la discusión, se trabajó con conexiones externas, con ese mismo tipo de conexión se utilizó en el estudio de Solá-Ruíz et al.¹²¹, el cual tuvo como objetivo analizar el desajuste vertical entre los hexágonos externos de los implantes y los pilares protésicos de diferentes marcas,

con y sin aplicación de torque mecánico, como hipótesis plantearon que existe compatibilidad y posibilidad de combinar, sin perder la calidad del tratamiento, diferentes marcas de implantes con cabeza estándar de 4,1 mm y hexágonos externos, los pilares son de titanio mecanizados.

Se midieron los microespacios y el grado de desajuste del sistema implante– pilar con implantes de diferentes fabricantes, primero se evaluó el ensamblaje manual, luego se aplicó un apriete mecánico de 32N, las mediciones se realizaron utilizando un microscopio electrónico de barrido y se seleccionaron para evaluar cuatro zonas: mesial, lingual, distal y vestibular; como conclusión mostraron los beneficios que presentan las conexiones externas, los resultados mejoraron al aplicar el torque mecánico y se mostró la compatibilidad entre implantes y pilares de varios fabricantes.

Al igual que en nuestro estudio, en la investigación de Svanborg et al.¹²² se compararon pilares de titanio y cromo-cobalto, incluyendo un recubrimiento cerámico para el ajuste de las estructuras de cromo-cobalto, y se plantearon como hipótesis que el ajuste en ambos materiales era similar y no se afectaba por el recubrimiento, la técnica de fabricación fue el fresado, y sus resultados mostraron que el desajuste teniendo en cuenta el plano vertical no hubo diferencias significativas, resaltando el valor de la desviación estándar en ambos casos siendo más alta para el titanio, en el caso del desajuste en el plano horizontal, la estructura de titanio tuvo menor desajuste que la de cromo-cobalto y en cuanto al recubrimiento y la estructura cromo-cobalto tuvo mejor ajuste cuando se le aplicó el recubrimiento cerámico.

Otra manera de reducir el desajuste es utilizando aleaciones especiales reduciendo la longitud de la reconstrucción y utilizando nuevas técnicas de fabricación como la sinterización por láser, la tecnología CAD/CAM y la electroerosión por mencionar algunas, estas tecnologías le dan más precisión a las estructuras de titanio,¹²³⁻¹²⁵ al respecto, el estudio de Katsoulis et al.¹²⁶, tuvo como objetivo analizar la precisión del ajuste de estructuras de circonio y de titanio utilizando tecnología CAD/CAM y comparando con la técnica de fundición

convencional, su hipótesis fue que no hay diferencias significativas en las estructuras de circonio y de titanio en cuanto al microespacio vertical, concluyendo al igual que en nuestro estudio, que la tecnología CAD/CAM facilita la elaboración de estructuras de precisión y las estructuras de titanio fueron más consistentes en cuanto a precisión.

En el caso del estudio de Jesús Tavares et al.¹²⁷, se evaluó la carga cíclica y el desajuste teniendo en cuenta el sistema implante-pilar y su fabricación (mecanizados con conexión externa e interna); para ello se formaron cinco grupos, el grupo 1 estuvo formado por pilares colados mecanizados UCLA y se enceraron con una altura de 6 mm, en el grupo 2 y 3 los pilares fueron de titanio mecanizados y se fresaron con las mismas dimensiones que el grupo 1, los pilares del grupo 4 se enceraron con una altura total de 8 mm y un diámetro de la superficie oclusal de 8 mm y los pilares del grupo 5 se utilizaron tal como se recibieron, la conexión de los grupos 1, 2 y 3 es interna y para los grupos 4 y 5 la conexión es externa.

Para todos los grupos, el torque para atornillar el pilar a los implantes fue de 30 N siguiendo las indicaciones del fabricante y se utilizó un medidor de torque analógico, los análisis se realizaron antes y después de la carga cíclica, utilizando un microscopio para tomar muestras de los seis lados y al observar espacio vertical en el sistema implante-pilar que sea visible en el microscopio, es considerado un desajuste vertical, la carga axial fue de 133N y se aplicaron 500.000 ciclos.

Antes de aplicar la carga cíclica, los grupos 1 y 4 presentaron valores de desajuste significativamente mayores en comparación con el grupo 5 ($12,88 \pm 6,43 \mu\text{m}$; $9,67 \pm 3,08 \mu\text{m}$; $3,86 \pm 4,60 \mu\text{m}$), no se encontraron diferencias estadísticamente significativas al comparar conexiones internas y externas antes y después de la carga; después de aplicar la carga cíclica, los valores más altos también se encontraron en los grupos 1 y 4 y el menor desajuste se observó en el grupo 5 seguido del grupo 3 y 2; comparando el desajuste antes y después de la carga, se observó un aumento en el desajuste vertical en los grupos 1, 3 y 4; como conclusiones se tiene que los pilares mecanizados con conexión interna

presentaron un mayor desajuste que los pilares mecanizados con conexión externa, tanto antes como después del análisis de carga.

La morfología ósea de algunos pacientes obliga el uso de implantes con ejes largos y angulaciones, esto con la intención de cubrir sus necesidades estéticas y de espacio en el caso de los dientes anteriores superiores, sobre los ejes y angulaciones investigaron Ahmed et al.¹²⁸, y sus objetivo fue medir los valores de torque inverso antes y después de la carga cíclica en pilares angulados 25° utilizando pilares de titanio mecanizados y pilares de cromo-cobalto personalizados; su hipótesis fue que el aflojamiento del tornillo del pilar seguirá siendo el mismo a pesar de las diferencias en el modo de fabricación del pilar para una determinada angulación del pilar.

Para cumplir con el objetivo, se formaron dos grupos, el grupo 1 formado por los pilares angulados 25° de titanio mecanizados y el grupo 2 formado por los pilares angulados 25° de cromo-cobalto personalizados; se utilizaron veinte implantes de titanio con conexión de hexágono interno, con 3,75 de diámetros y 10 mm de longitud, 10 implantes se conectaron pilares de titanio mecanizado en ángulo de 25° apretando manualmente el tornillo del pilar con un destornillador hexagonal, igual se hizo para los pilares de cromo-cobalto; luego, se crearon y se cementaron y después de 24 horas se apretaron los tornillo con un medidor de torque con una fuerza menor a 35N, pasados 10 minutos, se volvió a apretar a 35N y se simularon seis meses de masticación.

Los resultados (media y desviación típica) para el grupo 1 antes de los ciclos fue de $28,96 \pm 0,80$ y después de los ciclos fue $25,84 \pm 0,92$ y para el grupo 2, los valores fueron $26,01 \pm 0,64$ y $23,82 / \pm 0,63$; se observa que la media para después de la carga del grupo 1 fue mayor que la del grupo 2 y estadísticamente esta diferencia fue significativa, las diferencia entre las medias antes y después de la carga fue mayor en el grupo 1 que en el grupo 2, en nuestro caso ocurre algo parecido con el modelo que mostró mejores resultados pero la diferencia de medias fue también superior.

De los resultados se concluye que hubo una pérdida significativa de precarga incluso antes de la carga cíclica para los pilares personalizados en comparación con los pilares mecanizados, tanto los pilares angulados mecanizados como los personalizados tuvieron una pérdida significativa en la precarga antes de la carga cíclica y después de la carga cíclica, los pilares de cromo-cobalto tuvieron una pérdida de precarga significativamente mayor que los pilares de titanio angulados mecanizados, igual ocurrió en nuestro estudio. Esta pérdida de precarga es indicativa de un aflojamiento del tornillo del pilar. En este estudio se rechazó la hipótesis nula debido a las diferencias significativas en los valores de aflojamiento de tornillos entre ambos grupos de prueba.

Siguiendo con la evaluación de las angulaciones, se tiene la investigación de Mulla et al.¹²⁹, que utilizó la misma angulación que Ahmed et al.¹²⁸, este estudio tuvo como objetivo evaluar la capacidad de diferentes sistemas utilizando una angulación de 25° y se compararon sistemas con pilares rectos, a diferencia de nuestro estudio que se compararon tres angulaciones, se compara el efecto de la carga cíclica en el torque inverso y como hipótesis nula formularon que no había diferencia entre los valores de torque cuando se tiene angulación de 25° y 0° antes y después de aplicar la carga; para el estudio se utilizaron 28 implantes de conexión cónica y se dividieron en cuatro grupos, tres grupos tenían pilares de titanio de varias casas comerciales y el cuarto grupo era de circonio y fue fresado, se ajustaron de acuerdo a los valores recomendados por el fabricante (35 N y 25 N); como conclusiones se tiene que los pilares de algunas casas comerciales en angulación de 25° no mostraron significancia estadística significativa en comparación con los de 0° en el torque inicial, en cambio dos de los grupos si mostraron diferencias significativas, para todos los grupos los valores de torque inverso fueron más bajos después de la carga cíclica en comparación con después de 24 horas, coincidiendo con nuestro estudio.

A diferencia de los estudios de Ahmed et al.¹²⁸ y Mulla et al.¹²⁹, en el estudio de El-Sheikh et al.¹³⁰, al igual que en nuestro estudio evaluaron varias angulaciones y adicional evaluaron la longitud del pilar y su influencia en el aflojamiento del tornillo antes y después de la carga cíclica dinámica, las angulaciones en su caso fueron

0° 15° y 25°, de nuestro caso sólo difiere el de 25° que en el nuestro fue de 20°; para el estudio se utilizaron 90 implantes de titanio y se dividieron en tres grupos de acuerdo a la angulación y cada uno de los grupos se subdividió en dos grupos para diferentes longitudes del collar (2mm y 4mm), para medir la carga se utilizó un medidor de torque digital.

Los tornillos de los pilares de todos los grupos se apretaron 30 N de acuerdo a las recomendaciones de los fabricantes y 10 minutos después se volvieron a apretar con la misma fuerza de 30 Ncm, luego de ello se midió el valor de torque antes de la carga y después de aplicar la carga, sus conclusiones coinciden con nuestros resultados ya que para ellos, el aflojamiento de los tornillos aumenta al aumentar la angulación del pilar y la longitud del collar después de 100.000 ciclos de carga cíclica dinámica y mostraron más estabilidad biomecánica los pilares rectos que los pilares angulados.

Otro estudio que hace referencia a la angulación como variable que incide en la adaptación del pilar y la precarga es el de Hein et al.¹²⁸, su objetivo fue comparar los valores de torque de los tornillos de pilar en diferentes ángulos bajo ciclos mecánicos, tanto con sistemas indexados como no indexados para implantes con conexión cónica interna y su hipótesis fue que el aflojamiento de los tornillos aumentaría con el aumento de las angulaciones del pilar, para la evaluación se formaron seis grupos teniendo en cuenta la indexación y (indexado, no indexado) y tres angulaciones (0°, 17 ° y 30 °).

De los resultados se tiene que en todos los grupos se aflojó el tornillo del pilar, el valor de torque inicial fue de 15N y para este valor inicial, el 44,8% del torque se mantuvo en el grupo indexado y el 59,9% en el grupo no indexado y el valor de torque fue mayor en los grupos no indexados para todas las angulaciones estudiadas.

Del grupo indexado se tiene que los valores más bajos de torque fueron para los pilares con la angulación de 30°, los pilares rectos comparándolos con los pilares angulado 17° tuvieron una reducción del 24,1% y con respecto a los de 30°, su

reducción fue de 18%; en cuanto al grupo no indexado, no se observaron diferencias significativas en los valores de torque en las diferentes angulaciones, confirmándose la hipótesis al igual que en nuestro estudio que el aflojamiento de tornillos se intensifica cuando se aumenta la angulación del pilar, especialmente en pilares indexados ya que el aflojamiento de los tornillos fue mayor en los pilares de 30°.

Se insiste en el estudio del aflojamiento de los tornillos por las molestias que le ocasiona a los paciente con implantes dentales, es por ello que se realizan permanentemente investigaciones para conseguir métodos que reduzcan el aflojamiento, entre esos métodos está el reapriete del tornillo, que a decir de Bickford¹³², éste debe hacerse en dos fases, en la primera fase, la carga funcional gradual provoca el deslizamiento de la rosca del tornillo y el alivio de la extensión del tornillo inducida por la precarga y en la segunda fase, la reducción gradual de la precarga por debajo de un punto crítico provoca el giro del tornillo.

Por otra parte se tiene que el reapriete puede cambiar la forma del tornillo del pilar y la rosca interior del implante; sobre este tema se tiene el estudio de Cho et al.¹³³, que tuvo como objetivo evaluar el efecto de la carga dinámica y el reapriete de tornillos en implantes de tipo conexión externa e interna; para ello, se utilizaron 20 implantes con conexión externa con diámetro de 4 mm y longitud de 10 mm y 20 implantes con conexión interna con diámetro de 4 mm y longitud de 10 mm; los pilares que se conectaron tenían de diámetro 5 mm y una altura gingival de 5,5 mm, se utilizó un torque digital y se aplicó el torque recomendado, después de 10 minutos, se volvieron a apretar con un par de torsión de 30 N y después de ello se midió el torque inverso.

De los resultados obtenidos se tiene que el valor de torque inicial siempre fue menor que el par de apriete y disminuyó después de la carga cíclica, los valores de torque inverso inicial y después de la carga fueron mayores en los implantes externos que en los internos, cuando se aplicó el reapriete en los implantes de conexión externa no hubo diferencia significativa en comparación con los que no se reapretaron, en cambio en los que tenían conexión interna los que se reapretaron

tuvieron un aumento significativo en comparación con el grupo que se reapretó después de la carga cíclica y un resultado que destaca es que después de 20.000 ciclos de carga, el valor de torque inverso se mantuvo constante en los implantes de conexión interna y externa.

VII. CONCLUSIONES

En base a los resultados obtenidos y teniendo en cuenta las limitaciones del presente estudio, se obtuvieron las siguientes conclusiones

1 - Se obtuvieron diferencias estadísticamente significativas entre el torque de aflojamiento inicial y final en tornillos sobre implantes de conexión externa en todos los grupos analizados: fabricados por sinterización láser (angulaciones 0°, 15° y 20°) y mecanizados (angulaciones de 0°, 15° y 20°) tras ser expuestos a una carga equivalente a un año de carga masticatoria; siendo en todos los casos menor el torque final que el inicial.

2 - Al comparar los métodos, se encontraron diferencias estadísticamente significativas en el torque de aflojamiento registrándose una mayor pérdida en las muestras fabricadas por sinterizado láser que para las fabricadas por mecanizados ($p < 0.05$), en todas las angulaciones analizadas (0°, 15° y 20°).

3 – Por su parte, al comparar las diferentes angulaciones (0, 15, 20) para cada método de fabricación, se obtuvieron diferencias estadísticamente significativas entre todas ellas ($p < .05$), siendo los pilares de 0° grados los más estables, seguidos por los pilares de 15° grados y por último los pilares de 20° grados.

4- Ambos factores, angulación y método de fabricación mostraron influencia en al torque final de aflojamiento. Se estimó que factor de la angulación del pilar tiene una influencia del 34,5% y el mecanismo de confección del pilar del 21%.

VIII. BIBLIOGRAFÍA

1. Gaviria L, Salcido JP, Guda T, Ong J. Current trends in dental implants. *J Korean Assoc Oral Maxillofac Surg* 2014; 40: 50–60.
2. Abraham CA. Brief Historical perspective on dental implants, their surface coatings and treatments. *Open Dent J* 2014; 16: 50–5.
3. Nithyapriya S, Ramesh AS, Kirubakaran A, Mani J, Raghunathan J. Systematic analysis of factors that cause loss of preload in dental implants. *J Indian Prosthodont Soc* 2018; 18: 189–95.
4. Guarat M, Izquierdo A, Mondelo I, Toledano R. Prótesis dental. Apuntes sobre su historia. *Rev Int Cient* 2012; 4: 76.
5. Brånemark P-I. Introducción a la Oseointegración. En: *Prótesis Tejido-integradas la oseointegración en la odontología clínica. reimpresión especial 1999.* Barcelona: Quintessence; 1999.
6. Imburgia M, Logozzo S, Hauschild U, Veronesi G, Mangano C, Guido F. Accuracy of four intraoral scanners in oral implantology: a comparative in vitro study. *BMC Oral Health* 2017; 17: 92.
7. Mangano C, Bianchi A, Guido F, Dana J, Colombo M, Solop I, Admakin O. Custom-made 3D printed subperiosteal titanium implants for the prosthetic restoration of the atrophic posterior mandible of elderly patients: a case series. *3D Print Med* 2020; 6: 1.
8. Öncü E, Bayram B, Kantarcı A, Gülsever S, Alaaddinoğlu EE. Positive effect of platelet rich fibrin on osseointegration. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2016; 5: 601–7.
9. Lemus L, Almagro Z, León C. Origen y evolución de los implantes dentales. *Rev Haban Cienc Med* 2009; 8: 1.
10. Figueroa-Hernández C, Pantaleón-Matamoros E, Méndez-González S, García-Fernández C, Gómez-González R, Carvajal de la Osa J. Análisis del fenómeno de fatiga en implantes dentales monocompente. *Ing Mec* 2020; 23: 595.
11. Baqain ZH, Moqbel WY, Sawair FA. Early dental implant failure: risk factors. *Br J Oral Maxillofac Surg* 2012; 50:239-43.
12. Misch C. Terminología genérica de los componentes radiculares. En: *Implantología contemporánea. Tercera Edición.* Barcelona: Elsevier; 2009.

13. Fleck C, Eifler D. Corrosion, fatigue and corrosion fatigue behaviour of metal implant materials, especially titanium alloys. *Int J Fatigue* 2010; 32: 929-35.
14. Wang L, Kang J, Sun C, Li D, Cao Y, Jin Z. Mapping porous microstructures to yield desired mechanical properties for application in 3D printed bone scaffolds and orthopaedic implants. *Mater Des* 2017; 133: 62–8.
15. Shi H, Zhou P, Li J, Liu C, Wang L. Functional Gradient Metallic Biomaterials: Techniques, Current Scenery, and Future Prospects in the Biomedical Field. *Front Bioeng Biotechnol.* 2021; 8: 1-26.
16. Becerra-Santos G, Becerra-Moreno N. Consideraciones clínicas de los implantes en áreas posteriores. *Rev CES Odont* 2014; 27: 75-89.
17. AENOR Comité Técnico de Normalización AEN/CTN 106- ODONTOLOGÍA. Norma UNEEN ISO 14801:2008. Odontología. Implantes. Ensayo de fatiga dinámica para implantes dentales endoóseos. (ISO 14801:2007). (2008).
18. Shemtov-Yona K, Rittel D. An overview of the mechanical integrity of dental implants. *BioMed Res Int* 2015; 2: 1-11.
19. Strub JR, Gerds T. Fracture strength and failure mode of five different single-tooth implant-abutment combinations. *Int J Prosthodont* 2003; 16: 167–71.
20. Lee KY, Shin K, Jung JH, Cho HW, Kwon KH, Kim YL. Clinical study on screw loosening in dental implant prostheses: a 6-year retrospective study. *J Korean Assoc Oral Maxillofac Surg* 2020; 46: 133-42.
21. Goutam M, Giriya pura C, Mishra SK, Gupta S. Titanium allergy: a literature review. *Indian J Dermatol* 2014; 59: 630.
22. Rodas R. Historia de la implantología y la oseointegración, antes y después de Branemark. *Rev Estomatol Hered* 2013; 23: 39-43.
23. Şen N, Şermet I, Gürler N. Sealing capability and marginal fit of titanium versus zirconia abutments with different connection designs. *J Adv Prosthodont* 2019; 11: 105-11.
24. Caricasulo R, Malchiodi L, Ghensi P, Fantozzi G, Cucchi A. The influence of implant-abutment connection to peri-implant bone loss: A systematic review and meta-analysis. *Clin Implant Dent Relat Res* 2018; 20: 653-64.

25. Kofron M, Carstens M, Fu C, Wen H. In vitro assessment of connection strength and stability of internal implant-abutment connections. *Clin Biomech* 2019; 65: 92–9.
26. Siadat H, Beyabanaki E, Mousavi N, Alikhasi M. Comparison of fit accuracy and torque maintenance of zirconia and titanium abutments for internal tri-channel and external-hex implant connections. *Adv Prosthodont* 2017; 9: 271-7.
27. Thomé G, Bernardes S, Castro C, Golin A, Sartori I. Implantes cono Morse con sistema de indexación interno. Descripción del caso clínico. *Rev Clin Periodoncia Implantol Rehabil Oral* 2011; 4: 69-73.
28. Vélez J, Peláez J, López-Suárez C, Agustín-Panadero R, Tobar C, Suárez M. Influence of implant connection, abutment design and screw insertion torque on implant-abutment misfit. *J Clin Med* 2020; 9: 2365.
29. Sadowsky SJ, Caputo AA. Effect of anchorage systems and extension base contact on load transfer with mandibular implant-retained overdentures. *J Prosthet Dent* 2000; 84: 327-34.
30. Wang Y, Cen W, Huang JQ, Wei HW. Unconventional implant strategy for patients with a limited interocclusal space in the posterior region: a case report. *BMC Oral Health* 2019; 19: 214.
31. Menicucci G, Lorenzetti M, Pera P, Preti G. Mandibular implant-retained overdenture: Finite element analysis of two anchorage systems. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998; 3: 369-76.
32. Berroeta E, Zabalegui I, Donovan T, Chee W. Pilar Dinámico: Un método para rectificar la entrada del tornillo para prótesis sobre implantes: detalles técnicos e informe clínico. *J Prosthet Dent* 2015; 1: 4.
33. Ferrís-Oñate J, Xam-mar E, Morales I, Atienza C. Análisis mecánico de pilares dentales mecanizados en Tilitite con titanio. *Biomecánica* 2009; 5: 261-63.
34. Núñez R. Comportamiento de las distintas conexiones de implantes dentales ante diversas densidades óseas. Tesis – España. (2019).
35. Lario-Femenía J, Amigó-Mata A, Vicente-Escuder A, Segovia-López F, Amigó-Borrás V. Desarrollo de las aleaciones de titanio y tratamientos superficiales para incrementar la vida útil de los implantes. *Rev Metal* 2016; 52: 84.

36. Osman R.B, Swain MV. A critical review of dental implant materials with an emphasis on titanium versus zirconia. *Materials (Basel)* 2015; 8: 932-58.
37. Niinomi M. Mechanical properties of biomedical titanium alloys. *Mater Sci Eng: A* 1998; 243: 231-6.
38. Iseri U, Ozkurt Z, Kazazoglu E. Shear bond strengths of veneering porcelain to cast, machined and laser-sintered titanium. *Dent Mater J* 2011; 30: 274–80.
39. Smeets R, Stadlinger B, Schwarz F, Beck-Broichsitter B, Jung O, Precht C, Kloss F, Gröbe A, Heiland M, Ebker T. Impact of dental implant surface modifications on osseointegration. *Biomed Res Int* 2016; 2016: 1-16.
40. Larios A, Aguilera A, Aceves C, Gaitan C. Diseño, fabricación y evaluación clínica de implantes trans-endodónticos de óxido de zirconio. *Rev Iberoam Cienc* 2016, 3: 64-70.
41. Fernández J. Ajuste de las estructuras metálicas coladas o fresadas sobre implantes de conexión externa e interna. Tesis Doctoral. España. 2015.
42. Limmahakhun S, Oloyede A, Sitthiseripratip K, Xiao Y, Yan C. Stiffness and strength tailoring of cobalt chromium graded cellular structures for stress-shielding reduction. *Mater Des* 2017; 114: 633–41.
43. Dolgov NA, Dikova TS, Dzhendov D, Pavlova D, Simov M. Mechanical properties of dental co-cr alloys fabricated via casting and selective laser melting. *Mat Sci* 2016; 2: 3-7.
44. Zaman HA, Sharif S, Kim DW, Idris MH, Suhaimi MA, Tumurkhuyag Z. Machinability of cobalt-based and cobalt chromium molybdenum alloys-a review. *Procedia Manuf* 2017; 11: 563–70.
45. Shao H, Li L, Liu LJ, Zhang SZ. Study on machinability of a stellite alloy with uncoated and coated carbide tools in turning. *J Manuf Proceso* 2013; 15: 673–81.
46. Brunski J. Biomaterial and biomechanics in dental implant design. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1988; 3: 85-97.
47. Guede D, González P, Caeiro J. Biomecánica y hueso (I): Conceptos básicos y ensayos mecánicos clásicos. *Rev Osteoporos Metab Miner* 2013; 5: 43-50.

48. Saini M, Singh Y, Arora P, Arora V, Jain K. Implant biomaterials: A comprehensive review. *World J Clin Cases* 2015; 3: 52-7.
49. Murgueitio R. Propiedades mecánicas en odontología. *Rev Estomatol* 2001; 9: 1-9.
50. Pillai S, Upadhyay A, Khayambashi P, Farooq I, Sabri H, Tarar M, Lee KT, Harb I, Zhou S, Wang Y, Tran S.D. Dental 3D-printing: Transferring art from the laboratories to the clinics. *Polymers (Basel)* 2021; 13: 157.
51. Vijay K, Vidyashree V. Direct metal laser sintering: A digitised metal casting technology. *J Indian Prosthodont Soc* 2013; 13: 389–92.
52. Rodríguez V, Tobar C, López-Suárez C, Peláez J, Suárez MJ. Fracture load of metal, zirconia and polyetheretherketone posterior CAD-CAM milled fixed partial denture frameworks. *Materials (Basel)* 2021; 14: 959.
53. Toledano M, Toledano-Osorio M, Carrasco-Carmona A, Vallecillo C, Toledano R, Medina-Castillo A, Osorio R. State of the art on biomaterials for soft tissue augmentation in the oral cavity. Part II: Synthetic polymers-based biomaterials. *Polymers (Basel)* 2020; 12: 1845.
54. Marcus N, Marchesani F, Grandón F, Galdames B, Niklitschek D, Millanao L. Rehabilitación de rebordes severamente atróficos mediante prótesis híbridas confeccionadas con tecnología de sinterización láser cromo-cobalto; Reporte de caso. *Rev Clin Periodoncia Implantol Rehabil Oral* 2016; 9: 13-18.
55. Wittneben J, Wright R, Weber H, Gallucci G. Revisión sistemática del rendimiento clínico de las restauraciones unitarias con CAD/CAM. *Rev Int Prótesis estomatol* 2010; 12: 157-62.
56. Ullattuthodi S, Cherian K, Anandkumar R, Sreedevi M. Marginal and internal fit of cobalt-chromium copings fabricated using the conventional and the direct metal laser sintering techniques: A comparative in vitro study. *J Indian Prosthodont Soc* 2017; 17: 373–80.
57. Prabhu R, Prabhu G, Baskaran E, Arumugam E. Clinical acceptability of metal-ceramic fixed partial dental prosthesis fabricated with direct metal laser sintering technique-5 year follow-up. *J Indian Prosthodont Soc* 2016; 16: 193–97.

58. Bhaskaran E, Azhagarasan NS, Miglani S, Ilango T, Krishna GP, Gajapathi B. Comparative evaluation of marginal and internal gap of co–cr copings fabricated from conventional wax pattern, 3D printed resin pattern and DMLS tech: An in vitro study. *J Indian Prosthodont Soc* 2013; 13: 189–95.
59. Örtorp A, Jönson D, Mouhsen A, Vult von Steyern P. The fit of cobalt-chromium three-unit fixed dental prostheses fabricated with four different techniques: a comparative in vitro study. *Dent Mater* 2011; 27: 356–63.
60. Allegri G, Colpani A, Ginestra PS, Attanasio A. An experimental study on micro-milling of a medical grade co-cr-mo alloy produced by selective laser melting. *Materials* 2019; 12: 2208.
61. Krawczyk MB, Królikowski MA, Grochała D, Powałka B, Figiel P, Wojciechowski S. Evaluation of surface topography after face turning of co-cr alloys fabricated by casting and selective laser melting. *Materials* 2020; 13: 2448.
62. Raico Y, Hidalgo I, Díaz A. Diferentes sistemas de pilares protésicos sobre implantes. *Rev Estomatol Hered* 2011; 21: 159-65.
63. Erneklint C, Odman P, Ortengren U, Karlsson S. An in vitro load evaluation of a conical implant system with 2 abutment designs and 3 different retaining-screw alloys. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006; 21: 733–7.
64. Gómez-Polo M, Ortega R, Gómez-Polo C, Celemin A, Del Rio Highsmith J. Factors affecting the decision to use cemented or screw-retained fixed implant-supported prostheses: A critical review. *Int J Prosthodont* 2018; 31: 43–54.
65. Balderas J, Neri F, Fandiño L, Guizar J. Factores relacionados con el éxito o el fracaso de los implantes dentales colocados en la especialidad de prostodoncia e implantología en la Universidad de La Salle Bajío. *Rev Esp Cir Oral Maxilofac* 2017; 39: 63–71.
66. Esposito M, Hirsch JM, Lekholm U, Thomsen P. Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants. (I). Success criteria and epidemiology. *Eur J Oral Sci* 1998; 106: 527-51
67. Mohajerani H, Roozbayani R, Taherian S, Tabrizi R. The risk factors in early failure of dental implants: a retrospective study. *J Dent* 2017; 18: 298–303.

68. Jemt T. A retro-prospective effectiveness study on 3448 implant operations at one referral clinic: a multifactorial analysis. Part I: Clinical factors associated to early implant failures. *Clin Implant Dent Relat Res* 2017; 19: 980–88.
69. Salgado-Peralvo A, Haidar A, García A, Matos N, Ortiz I, Velasco E. Factores de riesgo en implantología oral. Revisión de la literatura. *Rev esp odontoestomatol implant* 2018; 21: 1-8.
70. Alzarea B. Assessment and evaluation of quality of life of patients with dental implants using the oral health impact profile-A clinical study. *J Clin Diagnostic Res* 2016; 4: 57-60.
71. Dhima M, Paulusova V, Lohse C, Salinas T, Carr A. Practice-based evidence from 29-year outcome analysis of management of the edentulous jaw using osseointegrated dental implants. *J Prosthodont* 2014; 23: 173–81.
72. Pjetursson B, Asgeirsson A, Zwahlen M, Sailer I. Improvements in implant dentistry over the last decade: comparison of survival and complication rates in older and newer publications. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2014; 29: 308–24.
73. Simonis P, Dufour T, Tenenbaum H. Long-term implant survival and success: a 10-16-year follow-up of non-submerged dental implants. *Clin Oral Implants Res* 2010; 21: 772–7.
74. Kanneganti K, Vinnakota D, Pottem S, Pulagam M. Comparative effect of implant-abutment connections, abutment angulations, and screw lengths on preloaded abutment screw using three-dimensional finite element analysis: An in vitro study. *J Indian Prosthodont Soc* 2018; 8: 161-7.
75. Lindhe J, Meyle J. Peri-implant diseases: Consensus report of the sixth european workshop on periodontology. *J Clin Periodontol* 2008; 35: 282-5.
76. Abdelfattah M, Fahmi M, Ebrahim M. Cyclic loading impact on screw loosening of internally connected implants: an experimental study. *Tanta Dent J* 2019; 16: 40-5.
77. Félix L, Medina M, Gómez-Polo C, Agustín-Panadero R, Ortega R, Gómez-Polo M. A novel technique using polytetrafluoroethylene tape to solve screw loosening complication in implant-supported single crowns. *Int J Environ Res Public Health* 2021; 1: 125.

78. Ha CY, Lim YJ, Kim MJ, Choi JH. The influence of abutment angulation on screw loosening of implants in the anterior maxilla. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2011; 26: 45-55.
79. Cho SC, Small PN, Elian N, Tarnow D. Screw loosening for standard and wide diameter implants in partially edentulous cases: 3-to 7-year longitudinal data. *Implant Dent* 2004; 13: 245-50.
80. Merz B, Hunenbart S, Belser U. Mechanics of the implant- abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt joint connection. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000; 15: 519–26.
81. Khraisat A, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Fatigue resistance of two implant/abutment joint designs. *J Prosthet Dent* 2002; 88: 604–10.
82. Pardal-Peláez B, Montero J. Preload loss of abutment screws after dynamic fatigue in single implant-supported restorations. A systematic review. *J Clin Exp Dent* 2017; 9: 1355–61.
83. Siamos G, Winkler S, Boberick K. The relationship between implant preload and screw loosening on implant-supported prostheses. *J Oral Implantol* 2002; 28: 67-73.
84. Shin HM, Huh JB, Yun MJ, Jeon YC, Chang BM, Jeong CM. Influence of the implant-abutment connection design and diameter on the screw joint stability. *J Adv Prosthodont* 2014; 6(2): 126–132.
85. 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 systems. *Implant Dent* 2006; 15: 427-35.
86. Coppedê AR, Faria AC, de Mattos G, Rodrigues RC, Shibli JA, Faria Ribeiro R. Mechanical comparison of experimental conical-head abutment screws with conventional flat-head abutment screws for external-hex and internal tri-channel implant connections: An in vitro evaluation of loosening torque. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2013; 28: 321-9.
87. Michalakis KX, Hirayama H, Garefis PD. Cement-retained versus screw-retained implant restorations: a critical review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003; 18: 719-28.

88. Nissan J, Narobai D, Gross O, Ghelfan O, Chaushu G. Long-term outcome of cemented versus screw-retained implant-supported partial restorations. *Int J Oral Maxillofac Implant* 2011; 26: 1102-7.
89. Shenava A. Failure mode of implant abutment connections—an overview. *J Dent Med Sci* 2013; 11: 32-5.
90. Lam W, McGrath C, Botelho M. Impact of complications of single tooth restorations on oral health-related quality of life. *Clin Oral Implants Res* 2014; 25: 67-73.
91. Canallatos J. The effect of implant prostheses complications on patient satisfaction. Tesis Doctoral – Estados Unidos. 2017.
92. González J. Mecánica de fractura. 2.^a ed. México: Limusa; 2004
93. Zancopé K, Resende CC, Tavares LN, Neves FD. Influence of indexed abutments on the fracture resistance of internal conical dental implants. *Gen Dent* 2017; 65: 14–6.
94. Milella, P. Fatigue and corrosion in metals. 1.^a ed. Italia. Springer; 2013.
95. Matos N, Moreno M, Ayllón J, Jiménez A, Ortiz I, España A, Segura J, Velasco E. Influencia de la fatiga cíclica en las conexiones internas implante-pilar. *Av Odontoestomatol* 2017; 33: 221-9.
96. Gil F, Herrero-Climent M, Lázaro P, Ríos J. Implant–abutment connections: influence of the design on the microgap and their fatigue and fracture behavior of dental implants. *J Mater Sci Mater Med* 2014; 25: 1825-30.
97. López A, González J, Paz A, Sarría P. Influencia de parámetros de diseño sobre el comportamiento biomecánico de un implante dental corto. *Rev Cubana Invest Bioméd* 2018; 37: 1-11.
98. AE. de N. y Certificación. Norma Europea Estándar (EN-ISO 14801) 2007
99. Brito J. Evaluación de la conexión entre implantes de hexágono externo y diferentes pilares. Tesis Doctoral – Universidad de Sevilla. (2017).
100. Kano SC, Bonfante G, Hussne R, Siqueira AF. Use of base metal casting alloys for implant framework: marginal accuracy analysis. *J Appl Oral Sci* 2004; 12: 337–43.

101. Khraisat A, Hashimoto A, Nomura S, Miyakawa O. Effect of lateral cyclic loading on abutment screw loosening of an external hexagon implant system. *J Prosthet Dent* 2004; 91: 326-34.
102. Shah FA, Omar O, Suska F, Snis A, Matic A, Emanuelsson L, Norlindh B, Lausmaa J, Thomsen P, Palmquist A. Long-term osseointegration of 3D printed CoCr constructs with an interconnected open-pore architecture prepared by electron beam melting. *Acta Biomater* 2016; 36: 296-309.
103. Pinheiro P, Barbosa A, Silva-Concilio L, Cunha W, Claro A. Stability of external and internal implant connections after a fatigue test. *Eur J Dent* 2013; 7: 267–71.
104. Kim ES, Shin SY. Influence of the implant abutment types and the dynamic loading on initial screw loosening. *J Adv Prosthodont* 2013; 5: 21-8.
105. Cavallaro J, Greenstein G. Angled implant abutments: A practical application of available knowledge. *J Am Dent Assoc* 2011; 142: 150-8.
106. Shirazi M, Memarian M, Alikhasi M, Zeighami S. Effect of angle and type of customized abutment (Castable & Cast-to) on torque loss and fracture resistance after cyclic loading. *Open Dent J* 2018; 12: 987-94.
107. Saker S, AL-Zordk W, Özcan M. Resistance to fracture of zirconia abutments with different angulations: Impact of implant platform diameter. *Eur J Dent* 2020; 14: 517-24.
108. El-Anwar M, AL-Azrag K, Ghazy M, Dawood L. Influence of implant-abutment angulations and crown material on stress distribution on central incisor: a 3D FEA. *Braz J Oral Sci* 2015; 14: 323-9.
109. Camós-Tena R, Escuin-Henar T, Torné-Duran S. Conical connection adjustment in prosthetic abutments obtained by different techniques. *J Clin Exp Dent* 2019; 11: 408–13.
110. Arora A, Yadav A, Upadhyaya V, Jain P, Verma M. Comparison of marginal and internal adaptation of copings fabricated from three different fabrication techniques: An in vitro study. *J Indian Prosthodont Soc* 2018; 18: 102–7.
111. Kim MJ, Choi YJ, Kim SK, Heo SJ, Koak JY. Marginal accuracy and internal fit of 3-D printing laser-sintered Co-Cr alloy copings. *Materials* 2017; 10: 93.

112. Gonzalo E, Vizoso B, López-Suarez C, Díaz P, Peláez J, Suarez M. Evaluation of milled titanium versus laser sintered Co-Cr abutments on the marginal misfit in internal implant-abutment connection. *Materials (Basel)* 2020; 13: 4873.
113. Schepke U, Meijer HJ, Kerdijk W, Raghoobar GM, Cune M. Stock versus CAD/CAM customized zirconia implant abutments-clinical and patient-based outcomes in a randomized controlled clinical trial. *Clin Implant Dent Relat Res* 2017; 19: 74–84.
114. Barbin T, Silva L, Velôso DV, Borges GA, Presotto A, Barão V, Groppo FC, Ferraz-Mesquita M. Biomechanical behavior of CAD/CAM cobalt-chromium and zirconia full-arch fixed prostheses. *J Adv Prosthodont* 2020; 12: 329–37.
115. Vizoso B. Estudio comparativo de la precisión de ajuste de pilares CAD/CAM mecanizados estándar y sinterizados láser sobre implantes con conexión externa e interna. Tesis Doctoral – España. 2018.
116. Yau HT, Yang TJ, Lin YK. Comparison of 3-D printing and 5-axis milling for the production of dental e-models from intra-oral scanning. *Comput Aided Des Appl* 2016; 13: 1-7.
117. Kasparova M, Grafova L, Dvorak P, Dostalova T, Prochazka A, Eliasova H, Prusa J, Kakawand S. Possibility of reconstruction of dental plaster cast from 3D digital study models. *Biomed Eng Online* 2013; 12: 49.
118. Jeong YG, Lee WS, Lee KB. Accuracy evaluation of dental models manufactured by CAD/CAM milling method and 3D printing method. *J Adv Prosthodont* 2018; 10: 245–51.
119. Markarian RA, Ueda C, Sendyk CL, Laganá DC, Souza RM. Stress distribution after installation of fixed frameworks with marginal gaps over angled and parallel implants: a photoelastic analysis. *J Prosthodont* 2007; 16: 117-22.
120. Oteiza-Galdón B, Martínez-González A, Escuder ÁV. Analysis of fit on implants of chrome cobalt versus titanium frameworks made by cad/cam milling. *J Clin Exp Dent* 2020; 12: 951–7.

121. Solá-Ruíz MF, Selva-Otaolaurruchi E, Senent-Vicente G, González-de-Cossio I, Amigó-Borrás V. Accuracy combining different brands of implants and abutments. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2013; 18: 332-6.
122. Svanborg P, Stenport V, Eliasson A. Fit of cobalt-chromium implant frameworks before and after ceramic veneering in comparison with CNC-milled titanium frameworks. *Clin Exp Dent Res* 2015; 1: 49-56.
123. Oyague RC, Turrion AS, Toledano M, Monticelli F, Osorio R. In vitro vertical misfit evaluation of cast frameworks for cementretained implant-supported partial prostheses. *J Dent* 2009; 37: 52–8.
124. Fischer J, Thoma A, Suter A, Luthy H, Luder HU, Hammerle CH. Misfit of suprastructures on implants processed by electrical discharge machining or the cresco method. *Quintessence Int* 2009; 40: 515–22.
125. Eliasson A, Wennerberg A, Johansson A, Ortorp A, Jemt T. The precision of fit of milled titanium implant frameworks (i-bridge) in the edentulous jaw. *Clin Implant Dent Relat Res* 2010; 12: 81–90.
126. Katsoulis J, Mericske-Stern R, Rotkina L, Zbären C, Enkling N, Blatz MB. Precision of fit of implant-supported screw-retained 10-unit computer-aided-designed and computer-aided-manufactured frameworks made from zirconium dioxide and titanium: an in vitro study. *Clin Oral Implants Res* 2014; 25:165-74.
127. Jesus Tavarez RR, Bonachela WC, Xible AA. Effect of cyclic load on vertical misfit of prefabricated and cast implant single abutment. *J Appl Oral Sci* 2011; 19: 16-21.
128. Ahmed S, Krishnan C, Mohan J, Kalaigan P. Effect of cyclic loading on abutment screw loosening in angled implant abutments- An in-vitro study. *J Clin Diagn Res* 2019; 13: 1-6.
129. Mulla S, Seghi R, Johnston W, Yilmaz B. Effect of cyclic loading on reverse torque values of angled screw channel systems. *J Prosthet Dent* 2021; 21: 1-9.
130. El-Sheikh M, Mostafa T, El-Sheikh MM. Effect of different angulations and collar lengths of conical hybrid implant abutment on screw loosening after dynamic cyclic loading. *Int J Implant Dent* 2018; 4: 39.

131. Hein D, Joly J, Napimoga M, Peruzzo D, Martinez E. Influence of abutment angulation on loss of prosthetic abutment torque under mechanical cycling. *J Prosthet Dent* 2020; 125: 349.e1-6.
132. Bickford JH. An introduction to the design and behavior of bolted joints. 3.^a ed. New York. Marcel Dekker Inc; 1995.
133. Cho WR, Huh YH, Park CJ, Cho LR. Effect of cyclic loading and retightening on reverse torque value in external and internal implants. *J Adv Prosthodont* 2015; 7: 288-93.