



UNIVERSIDAD DE OVIEDO

DEPARTAMENTO DE CIRUGÍA Y ESPECIALIDADES MÉDICO QUIRÚRGICAS

TESIS DOCTORAL

DISEÑO, DESARROLLO Y VALIDACIÓN DE UN TORNILLO HIBRIDO PARA PROTÉSIS PROVISIONALES EN PACIENTES CON AGENESIA DENTARIA EN DENTICIÓN MIXTA

Martín Gotusso Ompré

Directores:

Dr. José Antonio Vega Álvarez

Dr. Alberto Álvarez Suárez

Oviedo, Mayo de 2013

Dedicatoria

A mis padres por ser el pilar fundamental en todo lo que soy , en toda mi educación tanto académica como en la vida.

Papa esté es un logro que quiero compartir contigo, gracias por creer en mi.

Mama, no me equivoco si digo que eres la mejor mama del mundo y gracias porque siempre aunque lejos has estado a mi lado .

También lo dedico a mis hijos que fueron mi mayor motivación para nunca rendirme en este proyecto y poder llegar a ser un ejemplo para vosotros .

Por ultimo se lo dedico a una persona muy importante para mi , gracias mi amor , que desde el primer día que te conocí me supiste guiar en todas la facetas de la vida y en esta proyecto la que más fuerza me dio cuando más la necesitaba.

Agradecimientos

Relacionados con la elaboración de la Tesis:

A mis Directores de Tesis;

Dr. José Antonio Vega Álvarez por su confianza durante estos años y continua enseñanza.

Dr. Alberto Álvarez Suárez por su entrega y asesoramiento constante sin los cuales este trabajo no habría visto la luz.

A los profesores Juan Cobo y Félix de Carlos por su constante apoyo, saber hacer y validación clínica de los resultados.

A todo el equipo del Instituto Asturiano de Odontología y de la Clínica Cobo por su cariño y apoyo constante

Para ellos es esta dedicatoria de Tesis, pues es a ellos a quienes les agradezco su apoyo incondicional.

Índice

1. INTRODUCCIÓN.....	1
2. HIPOTESIS Y OBJETIVOS.....	3
3. REVISIÓN Y ESTADO ACTUAL DEL PROBLEMA.....	5
3.1. Crecimiento esquelético. ¿Cómo crecen la mandíbula y el maxilar?.....	5
3.2. Crecimiento dental.....	6
3.3. Factores a considerar al evaluar el crecimiento craneofacial.....	9
3.4. Implantes durante el crecimiento.....	12
4. MATERIAL Y METODO.....	21
5. RESULTADOS.....	43
5.1. Especificaciones de funcionamiento.....	45
5.2. Desarrollo de las alternativas de diseño.....	51
5.3. Realización de prototipos.....	54
5.4. Modelo de elementos finitos.....	63
5.5. Optimización y realización del producto.....	113
6. DISCUSION.....	123
6.1. Validación clínica del tornillo.....	127
6.2. Casos clínicos.....	128
7. CONCLUSIONES.....	139
8. BIBLIOGRAFÍA.....	141

ACRÓNIMOS UTILIZADOS

CAD - Dibujo asistido por computador (Computer-Aided Design).

CAE - Ingeniería asistida por computador (Computer-Aided Engineering).

CAM - Fabricación asistida por computador (Computer-Aided Manufacturing).

CFD - Análisis del flujo de fluidos (Computational Fluid Dynamics).

IAO - Instituto Asturiano de Odontología.

I+D+i – Investigación, Desarrollo e Innovación.

ISO - International Organization for Standardization.

MEF - Método de los elementos finitos.

NNTT - Nuevas Tecnologías.

OEPM – Oficina Española de Patentes y Marcas.

UNE - Una Norma Española.

UO - Universidad de Oviedo.

VDI - Verein Deutsche Ingenieure.

1. INTRODUCCIÓN.

El uso de implantes en individuos en crecimiento difiere significativamente de los implantes colocados en pacientes adultos. En adultos se tiene en consideración la calidad y la cantidad potencial de hueso para la función, estética y el diseño de aparatos. En niños se requieren similares consideraciones. Sin embargo hay un factor adicional de crecimiento. Tanto en la dentición como en los maxilares del paciente en crecimiento ocurren una amplia variedad de cambios.

Sólo reconociendo tales cambios, se puede llevar a cabo un enfoque racional de los individuos en crecimiento. Dado que los implantes dentales para niños son una nueva modalidad de tratamiento, es incierto el impacto que una prótesis apoyada en hueso pueda tener en el crecimiento facial o a la inversa; como el crecimiento puede influir en la longevidad y la estética del implante. Hay dos asuntos de interés principales, primero, si los implantes están presentes durante varios años de crecimiento facial, ¿hay peligro de que se anquilosen o se desplacen en el sentido del crecimiento de los maxilares?, cualquiera de estos resultados es posible porque los implantes a diferencia de los dientes no son capaces de realizar una erupción compensatoria u otros movimientos fisiológicos. El segundo punto de interés es el efecto de una prótesis en el crecimiento. ¿Puede una prótesis rígida unida a implantes ligada a un área en crecimiento inhibir la actividad?, como consecuencia, ¿hay cambios de diseño que deben ser incorporados en tales prótesis para compensar los cambios de crecimiento?. Por lo tanto, poco se sabe sobre el proceso de osteointegración en pacientes jóvenes.

El crecimiento craneofacial y el desarrollo dentario son materias complejas que han sido investigadas intensivamente y documentadas. Afortunadamente las áreas importantes de crecimiento y desarrollo relacionadas con la disposición de implantes están limitadas hacia el arco maxilar y mandibular.

La pérdida total o parcial de dientes también afecta a los pacientes jóvenes, fundamentalmente como resultado de un trauma, caries, anodoncia o defectos congénitos o adquiridos relacionados con los procesos alveolares. Los implantes dentales en niños para el tratamiento del edentulismo o defectos traumáticos dentales han sido usados con éxito, pero hay una serie de problemas relacionados con el continuo crecimiento y desarrollo craneofacial [1]. Los implantes de un solo diente son usados normalmente para reemplazar dientes congénitamente ausentes en pacientes adolescentes con ortodoncia [2].

Los tratamientos ortodóncicos en niños, el conocimiento del estado del crecimiento facial y el porcentaje de crecimiento remanente son de gran importancia para intervenciones eficaces. Además, conocer el porcentaje de crecimiento remanente tras el fin del tratamiento de ortodoncia puede ser importante para la predicción de la evolución tras el tratamiento.

Para determinar el desarrollo esquelético u osificación se han utilizado diferentes métodos como marcadores de pubertad, radiografías de muñeca o situación del desarrollo dental [3]. Para predecir claramente la respuesta del implante osteointegrado y planificar su uso, familiarizarse con el crecimiento y desarrollo es fundamental.

Recientemente, Makani y cols. (2012) han revisado la literatura actual para hablar sobre el uso de los implantes dentales en pacientes en crecimiento y la influencia del crecimiento dental y esquelético maxilar y mandibular en la estabilidad de dichos implantes [4]. Recomiendan esperar al crecimiento completo dental y esquelético, excepto en los casos severos de displasia ectodérmica. Y, ¿si esperar no es posible?, los pacientes en crecimiento a menudo requieren rehabilitación protodóntica para la restauración de las zonas desdentadas. La pérdida de dientes por trauma o la anodoncia congénita parcial se encuentra frecuentemente en niños, sobre todo en pacientes con displasia ectodérmica. En esos casos, se requiere rehabilitación oral antes de la madurez dental y esquelética, y a menudo las prótesis removibles son el único tratamiento a elegir. Sin embargo, puede conducir al aumento de las tasas de caries, la reabsorción alveolar residual y otras complicaciones periodontales [5].

2. HIPOTESIS Y OBJETIVOS.

A pesar de los cambios que se producen en los tejidos blandos, la mayoría de los pacientes que llevan implantes se encuentran satisfechos con los resultados estéticos del tratamiento. En parte, esto es debido a que es difícil para ellos comparar estos resultados con otras vías alternativas. Es a lo largo del tiempo cuando se verá si las diferencias periodontales entre las coronas sobre implantes y los dientes naturales son más pronunciadas.

Uno de los hallazgos más destacados respecto al tratamiento mediante implantes se dio en un estudio de seguimiento en pacientes durante 10 años, cuyos resultados evidencian la pérdida progresiva del nivel de hueso marginal en los dientes adyacentes a algunos implantes. Cuanto menor es la distancia entre el implante del incisivo lateral y el diente adyacente, mayor es la pérdida del hueso marginal en los dientes adyacentes. Esto coincide con estudios revisados anteriores.

El ortodontista debe conseguir el suficiente espacio antes de colocar el implante; esto es fácil de decir, pero no siempre fácil de hacer. Si esta cantidad de pérdida ósea en el diente adyacente al implante queda confirmada por otras investigaciones, supone otra razón para ser precavidos seleccionando el uso de implantes para reemplazar una agenesia en la zona anterior.

El objetivo de la Tesis es avanzar en el diseño, desarrollo y validación de un tornillo híbrido innovador para el tratamiento de la agenesia dentaria en pacientes de 12 – 18 años. Se trata de un híbrido entre microtornillo e implante autorroscante, [6], que da como resultado una osteointegración mínima para pacientes de entre 12 y 18 años [7].

Los tornillos o implantes dentales son un tratamiento de elección para mas pacientes con agenesia, un tornillo puede preservar la estructura dental y el hueso alveolar además de proveer estética y función, sin embargo el éxito del tratamiento restaurativo con tornillos depende del plan de tratamiento interdisciplinario, especialmente si se requiere de alineamiento con Ortodoncia pre-protésica. Las raíces de los dientes adyacentes a la región edéntula a implantar deben ser paralelas o ligeramente divergentes, con el fin de crear suficiente hueso para la colocación del implante, y debe haber suficiente espacio entre las coronas y el sitio de la ubicación del implante.

En conclusión el tratamiento para la agenesia de los laterales superiores, depende de muchos factores que deben ser considerados razonablemente antes de

establecer cualquier tipo de mecanoterapia con el objetivo de lograr el éxito en el tratamiento.

El tornillo híbrido trata de paliar una necesidad clínica detectada que respeta el marco legal establecido y tiene en cuenta los requisitos estéticos de una sociedad cada vez más exigente.

Del objetivo general se desprenden los siguientes objetivos específicos:

- 1) *Realizar un estudio técnico de microimplantes en Ortodoncia para evaluar varios tipos de microimplantes del mercado y la efectividad de los microimplantes en su labor principal de proporcionar anclaje.*
- 2) *Desarrollar un tornillo híbrido mejorado y validado bajo una propuesta de metodología específica de diseño de proyectos de bioingeniería.*
- 3) *Realizar un estudio de elementos finitos para validar el diseño y llevar a cabo el análisis estructural del tornillo híbrido comprobando las tensiones creadas en relación con las especificaciones definidas.*
- 4) *Evaluar en los pacientes el tornillo híbrido diseñado.*
- 5) *Solicitar la protección de los resultados de investigación, elemento básico en los procesos de innovación y transferencia de conocimiento [8] mediante la patente / modelo de utilidad correspondiente del tornillo híbrido.*

Cabe destacar en el marco de la Tesis la colaboración entre departamentos, que la convocatoria de sexenios de la Comisión Nacional Evaluadora de la Actividad Investigadora (CNEAI) de resolución de 6 de noviembre de 2007 dice textualmente “las solicitudes que presenten patentes, en el Campo 4 de las Ciencias Biomédicas, previo informe del comité, se trasladarán al Campo 6 de Ingenierías y Arquitectura”.

3. REVISIÓN Y ESTADO ACTUAL DEL PROBLEMA.

3.1. Crecimiento esquelético. ¿Cómo crecen la mandíbula y el maxilar?.

Cambios esqueléticos anteroposteriores. El tercio medio facial crece generalmente hacia abajo y hacia delante relacionado con la base craneal anterior. El crecimiento maxilar esta íntimamente asociado con el crecimiento de la base del cráneo pero muestra un mayor cambio desde los cuatro años hasta la edad adulta que el crecimiento de la base del cráneo. El crecimiento maxilar ocurre como resultado de desplazamiento pasivo y crecimiento maxilar propiamente dicho. El desplazamiento pasivo ocurre cuando el maxilar es llevado hacia abajo y hacia delante por el crecimiento de tejidos óseos a los que está unido.

Durante la niñez temprana (periodo de dentición primaria) el crecimiento pasivo es un factor importante en el crecimiento maxilar pero se convierte en menos importante cuando las suturas anteriores de la base del cráneo se cierran (sincondrosis). Después de los siete años el desplazamiento pasivo representa aproximadamente un tercio del crecimiento del maxilar, el crecimiento del hueso en que el maxilar está unido causa el cambio en la posición maxilar. Los otros dos tercios del crecimiento maxilar suceden como resultado del crecimiento del maxilar en si mismo [9].

Cambios esqueléticos transversales. Cuando crece la base del cráneo transversalmente, el tercio medio de la cara se expande en armonía, primero en las suturas sagitales que van desde la sutura metópica del hueso frontal hasta el foramen magnum y después por aposición después del cierre de la sutura. Es principalmente la sutura palatina media del maxilar que permite al tercio medio facial sincronizar su crecimiento lateral con el de la base craneal. El crecimiento en anchura de la sutura media se acelera en la pubertad y es el factor más significativo en el crecimiento transversal del maxilar [9]. La importancia de la sutura media en el crecimiento ha sido mostrada en otros estudios. Voss y Freng (1982) crearon quirúrgicamente hendiduras mediopalatinas submucosas en gatos en crecimiento y encontraron un descenso significativo en el ancho de maxilar y mandíbula comparados con los controles [10].

Cambios esqueléticos verticales. El crecimiento vertical del maxilar ocurre por desplazamiento pasivo del maxilar y aposición en la superficie oclusal del maxilar alveolar. Las orbitas no se amplían sincronizadas con el desplazamiento debido a la aposición compensatoria en el suelo de las órbitas.

El suelo nasal es descendido por reabsorción en su superficie nasal. Por lo tanto, el alveolo aumenta en altura por aposición en su aspecto oclusal, es descendido simultáneamente por reabsorción en el suelo nasal. Aproximadamente un tercio del aumento total en altura alveolar es anulado por su reabsorción. Además, las medidas hechas a partir de modelos dentales reflejan menos de dos tercios de la cantidad total de crecimiento vertical alveolar. El descenso por reabsorción del suelo nasal está fuertemente diferenciado y es mas adelante que atrás. Este patrón diferencial está aparentemente compensado por el desplazamiento rotacional del maxilar en el que los segmentos posteriores “ruedan” hacia abajo en una mayor tasa de los segmentos anteriores [9]. El crecimiento vertical maxilar afectaría dramáticamente a la posición del implante.

¿El crecimiento facial ocurre o falta? Aunque hay una clara correlación entre el crecimiento facial y el crecimiento en estatura la correlación no es perfecta, con variaciones adicionales entre los sexos [9] [11]. Desafortunadamente la variación en la cantidad y dirección del crecimiento facial es suficientemente significativa para que la predicción de crecimiento facial para más de uno o dos años no sea fiable. Por consiguiente los cambios en la altura del cuerpo esquelético sólo pueden ser usados como una guía aproximada a la estimación del crecimiento facial.

3.2. Crecimiento dental.

Cambios dentales transversos. Una serie de estudios longitudinales del desarrollo dentario han demostrado que los dientes definitivos tienden a erupcionar labialmente a sus antecesores. Una vez erupcionados, muchos dientes permanentes no mantienen una posición fija.

Mientras que el ancho dental varía poco en la dentición primaria, con la erupción de los dientes permanentes ocurre un cambio significativo en el ancho de los arcos. En general, los varones tienen un incremento mayor en las áreas molares que las mujeres.

Aunque las tendencias básicas de crecimiento son las mismas, hay diferencias en el ancho del arco entre sexos.

La talla media de los arcos dentales es generalmente mayor en varones que en mujeres con una variación de 0'5mm en el área lateral del incisivo a 3 mm en el área molar [12]. El mayor tamaño del arco dental masculino es el resultado de un crecimiento rápido durante la pubertad combinado con un periodo de crecimiento más largo en varones que en mujeres. El crecimiento en mujeres está casi completo a los 15 años de edad mientras que los varones continúan creciendo hasta los 17 a 19 años y más allá. Si el crecimiento es visto como un factor negativo en la colocación de implantes, la colocación en adolescentes varones debe ser retrasada más tiempo que en las mujeres para permitir el crecimiento substancial completo.

Cambios dentales anteroposteriores. Los cambios en la longitud y circunferencia del arco también ocurren durante el desarrollo. La circunferencia del arco (la distancia desde el primer molar al primer molar alrededor del arco) disminuye una pequeña cantidad durante el crecimiento [13]. Cuando los incisivos maxilares erupcionan, la longitud del arco aumenta una pequeña cantidad pero disminuye cuando los molares deciduos se pierden. Las disminuciones tempranas y tardías en la longitud del arco rebasaron el aumento en la longitud del arco con incisivos emergentes.

Una parte de esta disminución es el resultado de la rotación transversal del maxilar. Por lo tanto, el resultado neto es que la longitud del arco es más corta a los 18 años que a los 4. No solo los dientes se mueven dentro del arco respecto al otro, si no que hay un cambio en la posición de toda la dentición del maxilar.

Cuando se suman todos los cambios dentro del arco dental con respecto al cuerpo del maxilar, es visto un significativo desplazamiento mesial de los dientes en relación al cuerpo del maxilar. Por lo tanto, mientras el arco dental del maxilar aumenta en anchura, también disminuye anteroposteriormente en longitud y se mueve anteriormente como una unidad.

Cambios dentales verticales. El crecimiento vertical del maxilar supera el crecimiento en cualquier otra dimensión. Para compensar parcialmente el crecimiento vertical, los dientes erupcionan continuamente para mantener la distancia interoclusal. Además, los dientes primarios más cortos son reemplazados por dientes permanentes más largos. En un estudio longitudinal, la altura anterior del maxilar, medida desde la espina nasal anterior a la altura del hueso alveolar entre los incisivos centrales, se observó un aumento de 3 a 4 mm entre la erupción y exfoliación de los incisivos primarios [14].

El aumento en la altura alveolar continúa con la erupción de los dientes permanentes combinada con el crecimiento hacia abajo y hacia delante de la espina nasal, la distancia real de la espina nasal anterior al proceso de cresta alveolar aumenta muy poco. La altura real de los dientes aumenta entre los 5 y 15 años de edad, con un aumento de 5 a 6 mm medidos entre la altura del hueso maxilar y mandibular alveolar interdental crestal (con los dientes en oclusión); sin embargo este aumento es ante todo causado por el mayor tamaño vertical de los dientes permanentes. Como con todos los estudios citados anteriormente, ocurre una gran variación entre los individuos en los cambios verticales del maxilar a nivel anterior.

Los coeficientes de correlación para predecir el tamaño a los 15 años desde el tamaño de los 4 años son bajos, con una eficacia en la predicción del 50% o menos [14]. Por lo tanto, la cantidad de cambio aplicado a un individuo es impredecible, haciendo la planificación en el tratamiento de los implantes en una edad temprana imposible.

Los cambios en la altura del paladar reflejan parcialmente el aumento en la altura alveolar. Los resultados de estudios son variables en sus hallazgos. Los cambios dimensionales vistos en modelos dentales no reflejan los cambios verticales reales que ocurren. Mientras el crecimiento del proceso alveolar esta superando a la del paladar con una tasa ligeramente mayor, ambos están experimentando otros cambios considerables. A consecuencia, un implante quedaría incrustado en el hueso más que lo sugerido por el crecimiento palatal y alveolar vistos en los modelos dentales. Estos modelos no son un método preciso de evaluación del cambio alveolar.

Maxilar.- Crecimiento de hueso en tres dimensiones y además se somete a un desplazamiento pasivo. En los ejes anterior y posterior los cambios ocurren como consecuencia del desplazamiento pasivo a través de aposición del hueso en la sutura de la base craneal. Con respecto al aumento de anchura de la dimensión transversal, este ocurre por el crecimiento en la aceleración de la sutura palatal durante la pubertad. Mientras que el crecimiento de la dimensión vertical es secundario al descenso sutural (desplazamiento pasivo) y siendo la aposición en el lado oclusal mayor en la parte anterior que en la posterior. Finalmente el desplazamiento pasivo es responsable del aumento en tamaño debido al crecimiento en el sitio sutural mas que en la aposición del hueso.

Mandíbula. El ancho anterior se estabiliza temprano y solo aumenta ligeramente por el crecimiento posicional. Una vez que los incisivos laterales de la mandíbula erupcionan completamente, la distancia intercanina mandibular no cambia significativamente, incluso con erupción canina. El ancho posterior sin embargo aumenta por el crecimiento en el cóndilo y por la remodelación de la rama y cuerpo de la mandíbula con reabsorción en la zona lingual y aposición en la bucal.

La remodelación en la rama anterior combinada con el crecimiento de la rama profunda posterior superior da lugar a una recolocación progresiva de la mandíbula. La longitud del arco disminuye casi 2mm mientras que los molares primarios se pierden y los primeros molares permanentes se mueven mesialmente.

Fudalej y cols. (2007) determinaron y cuantificaron el grado de crecimiento vertical del esqueleto facial y las erupciones de los incisivos centrales y los primeros molares del maxilar después de la pubertad en 142 varones y 159 mujeres [2]. Se usaron 2 o 3 cefalografías tomadas en el pretratamiento, postratamiento y 10 años después del postratamiento. Observaron que el crecimiento del esqueleto facial continúa después de la pubertad, y que hay diferencia en el crecimiento entre sexos durante la segunda década de vida y después de los 20 la diferencia entre sexos disminuye substancialmente. Además, la tasa de erupción en los incisivos maxilares centrales en mujeres parece ser mayor que en los hombres. El crecimiento del esqueleto facial continúa después de la pubertad, pero el crecimiento disminuye de forma constante y después de la segunda década de vida parece ser clínicamente insignificante.

3.3. Factores a considerar al evaluar el crecimiento craneofacial.

Para evaluar de manera exacta el crecimiento craneofacial deben tenerse en cuenta varias consideraciones. Estas deben incluir la osificación endocondral de los huesos del cuerpo frente la osificación de los huesos craneofaciales intramembranosos. Probablemente el crecimiento de la cara puede ser regulado por factores distintos de los responsables del crecimiento de los huesos largos. Además los huesos del cuerpo se desarrollan desde el mesodermo mientras que los huesos craneofaciales se desarrollan desde el ectomesénquima craneal y la cresta neural. Por supuesto hay un dimorfismo sexual, y la curva del crecimiento facial no tiene forma de campana [15].

El análisis de radiografía de muñeca como indicador de crecimiento facial.

La evaluación de la madurez esquelética en la radiografía de la muñeca es una herramienta valiosa en la investigación ortodoncia.

Los enfoques de análisis, como el descrito por Fishman (1982, 1987), que están basados en la velocidad relativa de crecimiento y el porcentaje de crecimiento restante son más útiles que el análisis que da una edad esquelética [16] [17]. Evitar una edad esquelética minimiza la influencia en el ambiente y la composición racial de la muestra. En la mayoría de los casos, el uso de la tasa de crecimiento relativo y el porcentaje restante de crecimiento resolverá las diferencias de género. Pero como recomienda Sato y cols. (2001) la precisión de predecir el crecimiento puede ser mejorada si se utilizan otros parámetros (morfológicos, biológicos o indicadores genéticos), además de la evaluación de la muñeca [18].

Clásicamente, se ha demostrado una asociación significativa entre la madurez esquelética y el crecimiento facial [19] [20], presentando informes de que el crecimiento facial y el de la estatura ocurren casi en paralelo durante la pubertad [21] [16]. No obstante otros estudios han demostrado poca o ninguna relación entre el crecimiento corporal y los componentes específicos del crecimiento craneofacial [22] [23].

Recientemente, Flores-Mir y cols. (2004) revisaron el valor predictivo de la madurez esquelética en la valoración radiográfica de la muñeca estimando el tiempo y la velocidad, y demostraron que la madurez esquelética determinada por el análisis de la muñeca está relacionada con la velocidad global de crecimiento facial [24].

Para predecir la sincronización del crecimiento en la pubertad, estimar la velocidad de crecimiento y la proporción del crecimiento restante, es ampliamente usada la escenificación de la madurez esquelética a partir del análisis radiográfico.

Este proceso biológico influye en cada individuo por la combinación de factores genéticos y ambientales. La secuencia de osificación y la sincronización de la madurez esquelética en la zona de la muñeca muestran polimorfismo y dimorfismo sexual, que pueden limitar sus usos clínicos predictivos.

Hay dos enfoques generales de la valoración de la radiografía de la muñeca. El primer método consiste en la comparación de los métodos de Greulich y Pyle (1959) [25] y Tanner y cols. (1983) [26]. El segundo método general de valoración de la radiografía de la muñeca utiliza indicadores específicos para relacionar la maduración con la curva de crecimiento en la pubertad. Este enfoque se centra en la evaluación del proceso de madurez del individuo en lugar de los valores promedios. En la literatura han sido descritos un número de indicadores incluyendo el inicio de calcificación de hueso sesamoideo, el estado de calcificación del gancho del ganchoso, la estadificación de las falanges medias del tercer dedo [27] [17] [28].

Para evaluar el crecimiento esquelético y la maduración han sido utilizados varios métodos. Bowden (1976) describió un enfoque gráfico para determinar la colocación de un individuo en las curvas de crecimiento en la pubertad masculina y femenina usando criterios basados en el cúbito, radio, carpo, metacarpo, falanges, y el hueso sesamoideo [29]. Fishman (1982, 1987) desarrolló un sistema de valoración de la madurez esquelética sobre la base de 11 discretos “ indicadores de madurez esquelética (SMI)” que proporcionan identificación de los eventos de maduración progresiva, independientemente de la edad cronológica; se localizan en seis lugares anatómicos en el pulgar, tercer dedo, quinto dedo y en el radio. El análisis de las radiografías de la muñeca demostró que el crecimiento facial y la madurez esquelética no estaban en forma de campana. Había mayor aumento en la velocidad que conduce hasta el pico de la velocidad de crecimiento y un descenso más gradual después del pico de la velocidad de crecimiento. La asimetría de la curva de crecimiento era más pronunciada en mujeres. Había una próxima correlación entre ambos maxilares (S-A) y la tasa de crecimiento mandibular (Ar-Gn) con la maduración esquelética. Había una aceleración del crecimiento de la mandíbula y del maxilar entre las etapas SMI 6 y 7. Había una deceleración del crecimiento del maxilar y de la mandíbula entre las etapas SMI 7 y 9, donde la velocidad de crecimiento se estabilizó. Hombres y mujeres completaron similares porcentajes del crecimiento total en etapas SMI comparables. En el nivel SMI 6, aproximadamente el 50% del crecimiento total del maxilar y de la mandíbula en adolescentes estaba completo. Moore y cols. (1990) encontraron que había una deceleración significativa de la altura total de la cara anterior (N-Me) y de la longitud del cuerpo mandibular (Go-Gn) en mujeres entre TW2 RUS en intervalos de edades esqueléticas de 11 a 12 años y de 13 a 14 años.

Había una aceleración significativa de la altura de la cara anterior, la altura de la cara posterior (S-Go), y la longitud del cuerpo mandibular en hombres en los intervalos de edad de 11 a 12 y de 13 a 14, y que había una deceleración significativa en los intervalos de edad de 13 a 14 y de 15 a 16. La velocidad de la altura de la cara posterior (S-Go) no era significativamente diferente entre TW2 RUS los grupos de edad esquelética en mujeres. No fue identificada una correlación significativa entre la tasa de crecimiento de la base del cráneo (S-N) y la madurez esquelética para hombres o mujeres. Sato y cols. (2001) compararon varios métodos de predicción del crecimiento potencial mandibular (longitud total) [18]: un método de acontecimientos de osificación (basado en la tercera falange y el radio), un método de crecimiento potencial (basado en TW2 y la edad ósea CASMAS), un procedimiento del porcentaje de crecimiento (basado en TW2 y la edad ósea CASMAS), un procedimiento de regresión múltiple (basado en la edad cronológica, la longitud actual, y la edad ósea), y un método gráfico de crecimiento (basado en el promedio del tamaño final de la mandíbula para la muestra multiplicado por la desviación estándar de la longitud actual calculado según la edad ósea). El error medio entre la predicción de la longitud mandibular y la longitud real varió de 1.15 a 4.22 mm. De todos estos procedimientos, los mejores valores predictivos los tuvieron el crecimiento potencial y el porcentaje de crecimiento.

A pesar de las marcadas diferencias de todos estos estudios incluso usando diferentes procedimientos, han demostrado correlaciones significativas (salvo la fuerza variable de correlación) entre la madurez esquelética y la velocidad de crecimiento mandibular.

3.4. Implantes durante el crecimiento

Poco existe sobre el uso de implantes en niños en crecimiento, y además están disponibles pocos datos clínicos para ayudar a formular conceptos sobre la importancia del crecimiento y el desarrollo relativo a los implantes. Sin embargo, hay una información indirecta que sugiere cómo los implantes deberían comportarse en un ambiente de crecimiento. Esta información está basada en los dientes primarios anquilosados, la investigación sobre implantes y los implantes en adultos.

Los dientes primarios anquilosados pueden ser vistos como “osteointegrados” al igual que los implantes metálicos osteointegrados, y están a menudo acompañados por alteraciones en el crecimiento del hueso alveolar, porque durante el crecimiento, los dientes normalmente continúan erupcionando y formando hueso alveolar en sincronía con el crecimiento vertical. La anquilosis detiene la erupción dental en la zona afectada y la formación ósea. Un implante osteointegrado se comportaría más como un diente primario anquilosado con la misma falta de crecimiento alveolar y erupción dental.

Los datos obtenidos de la investigación del comportamiento de implantes han contribuido también al conocimiento del comportamiento de los implantes dentales durante el crecimiento craneofacial. Björk (1963) implantó pins de tantalio en los maxilares de niños en crecimiento como puntos de referencia “estables” para los estudios cefalométricos longitudinales [30]. Aunque la mayoría de los implantes eran de hecho estables, esos pins afectados por el crecimiento no lo eran. Los pins situados en la ruta de dientes en erupción y los pins colocados cerca de la superficie del hueso sometido a reabsorción, fueron desplazados. Los movimientos ortodóncicos de dientes también desplazaron los pins. Casi todos los pins colocados en zonas de reabsorción, como la rama anterior mandibular, fueron perdidos y tuvieron que ser recolocados. Además, los pins colocados en zonas de crecimiento posicional del hueso poco a poco se incrustaron. Por otro lado, Shaw (1977) utilizó pins similares para monitorizar el crecimiento en niños con labio leporino y paladar hendido [31]. Abandonó el estudio cuando descubrió que hasta un tercio de los implantes colocados después del nacimiento se perdieron. Las altas tasas de pérdidas de implantes ocurrieron en las zonas caninas y molares. Los implantes colocados en las partes laterales del maxilar eran particularmente inestables. Los cambios de crecimiento durante la infancia y la niñez temprana no eran propicias para el mantenimiento de los implantes.

En animales experimentales, Odman y cols. (1991) y Thilander y cols. (1992) informaron sobre el comportamiento de los implantes osteointegrados, mostrando los cambios significativos en la erupción de dientes adyacentes [32] [33]. Mientras los implantes mantenían una constante relación entre ellos como se juzga radiográficamente, algunos implantes se insertaron más en el hueso y otros fueron perdidos debido a la reabsorción del hueso. Los implantes también causaron una desviación de los dientes en erupción adyacentes, al igual que ocurre en los dientes humanos anquilosados.

La literatura sobre implantes en niños es algo poco común. Ha sido publicado un informe sobre un caso de sustitución de un incisivo central superior en un niño de 7 años con un implante fibrointegrado y no osteointegrado [34]; en este caso el implante se trasladó con los dientes adyacentes anteriores cuando el solapamiento horizontal se redujo de 8 a 3mm. Más recientemente, Osterle y cols. (1993), afirmaron que un objeto osteointegrado permanece inmóvil en el hueso que lo rodea y no se mueve o se adapta a la remodelación ósea [35]. Los cambios de crecimiento pueden provocar la pérdida o enterramiento de implantes dependiendo del lugar de colocación. Por lo tanto, los implantes colocados en la dentición mixta temprana tienen un mal pronóstico de utilidad permanente hasta la pubertad. Cuando los implantes se colocan temprano pueden alterar el crecimiento o tienen que ser reemplazados. Los implantes colocados durante la pubertad tardía o los inicios de la edad adulta son los que tienen la mejor oportunidad de ser útiles a largo plazo. En un estudio clínico Cronin y cols. (1994) [36] informaron que los modelos de investigación demuestran que los implantes osteointegrados carecen del mecanismo de crecimiento compensatorio de la dentición natural. La remodelación asociada al crecimiento esquelético en la zona de colocación de los implantes podría causar que el implante no fuera soportado por el hueso o sumergido en él. Los implantes colocados después de los 15 años en chicas y de los 18 en chicos tienen el pronóstico más predecible. Cuando son colocados en el paciente en crecimiento los implantes dentales deberían ser monitorizados y cuidadosamente restaurados con las prótesis de implantes diseñadas para adaptarse al crecimiento y el desarrollo.

Recientemente, Giannetti y cols. (2010) publicaron un informe de un caso evaluando la efectividad de la rehabilitación de la prótesis del implante en un paciente en crecimiento usando mini implantes, seguido a una reimplantación fallida de dientes post-avulsionados [37]. La evaluación precisa pre-quirúrgica empleada en este protocolo, incluía la evaluación del crecimiento esperado, hizo posible la colocación de los mini tornillos sin interferir con el crecimiento sagital y transversal posterior de los maxilares.

Dos años de seguimiento del caso nos permitieron confirmar que este protocolo resultó en una rápida rehabilitación de la zona anterior, con un éxito funcional y estético inmediato y la satisfacción del paciente.

En las últimas décadas, con el aumento de la previsibilidad de los implantes radiculares dentales, ha habido un mayor interés en la potencial utilización de implantes dentales en los pacientes en crecimiento [5] [38].

Entre los factores que favorecen la colocación de implantes en niños están: la conservación del hueso [38] [5], el desarrollo de la estimulación del hueso alveolar [39], el excelente suministro de sangre local, resistencia inmunológica positiva y la curación ósea sin complicaciones [40]. Sin embargo, el uso de implantes en pacientes jóvenes crea problemas especiales porque sus maxilares están en un periodo de actividad, crecimiento dinámico.

Los datos relacionados con el uso clínico de implantes son limitados, no se ha desarrollado un protocolo definido para su uso [41], la mayoría de los autores consideran la aparición de riesgos potenciales en la colocación de implantes en mandíbulas que aún están creciendo y en desarrollo y consideran el efecto que tienen los implantes en el crecimiento craneofacial [42] [43] afirma que los implantes colocados en pacientes pediátricos no siguen el proceso de crecimiento normal del esqueleto craneofacial y se comportan de forma similar a los dientes anquilosados dando lugar a desventajas tanto funcionales como estéticas. Rossi y Andreasen (2003) [44] sugieren que los implantes pueden interferir con la posición y erupción de los gérmenes de dientes adyacentes, dando lugar como consecuencia un potencial trauma severo en el paciente. Sin embargo, hay excepciones, como es el caso de la hipodoncia extendida e incluso anodoncia en síndromes congénitos como displasia ectodérmica [45]. Esto puede dar lugar a una atrofia y a una reducida tasa de crecimiento de los procesos alveolares afectados. Estudios recientes sugieren que estos pacientes pediátricos se pueden beneficiar extraordinariamente de una rehabilitación oral implantosoportada. En estudios de Bjork (1963, 1977) [46] [47] se implantaron pins en los maxilares de niños para estudios cefalométricos longitudinales e informó que aquellos situados en el camino de dientes en erupción fueron desplazados y aquellos colocados en zonas de resorción fueron perdidos. Los pins colocados en zonas de crecimiento de hueso aposicional se incrustaron.

Por otra parte, Oesterle y cols. (1993) compararon los implantes dentales a los dientes primarios anquilosados mostrando que la anquilosis detiene la erupción dental y la formación de hueso alveolar [35]. Un implante osteointegrado podría comportarse como un diente primario anquilosado, con la misma carencia de crecimiento alveolar y erupción dental, y así parecería sumergirse en el alveolo. Los autores propusieron que los implantes colocados en la zona posterior del maxilar en niños podrían llegar a enterrarse hasta el punto en que la porción apical llegara a descubrirse debido a la remodelación del suelo nasal y antral. También advirtieron la posibilidad de pérdida de implantes en la parte anterior del maxilar debido a la reabsorción en la fosa infradental y el suelo nasal.

Cronin y cols (1994) estudiaron el crecimiento rotacional de la mandíbula relacionado con los implantes en niños con un fuerte patrón de crecimiento rotacional. Los dientes posteriores continúan erupcionando con el continuo crecimiento alveolar para mantener el plano oclusal, posiblemente causando que los implantes se entierren profundamente en el proceso alveolar mandibular [36]. En los niños sin crecimiento rotacional no sería de esperar que presenten la misma inmersión de los implantes. Lederman y cols. (1993) demostraron una tasa de éxito del 90% en 42 implantes dentales endoóseos en 34 pacientes de 9 a 18 años [40]. Hubo una suave reacción positiva del tejido óseo con los implantes, y la mayoría de los fallos ocurrieron debido a lesiones traumáticas posteriores sostenidas durante la fase de curación después de la colocación de implante. La mayor complicación demostrada fue el fallo de los implantes dentales en respuesta al crecimiento vertical de los dientes adyacentes y del alveolo debido a la anquilosis. Brugnolo y cols. (1996) [48] observaron la infraoclusión de los implantes colocados en pacientes de 13 a 14,5 años, debido al crecimiento vertical, y las prótesis fueron rediseñadas. El crecimiento anteroposterior y transversal parecían no influenciar negativamente en la posición de los implantes. Según Smith y Vargervik (1993) el uso de implantes en niños con displasia ectodérmica es un tratamiento de elección, ya que su colocación en la zona mandibular anterior de un niño de 5 años no afectó a los brotes de dientes adyacentes [49]. La remodelación de prótesis fue llevada a cabo debido a la inmersión del implante. Guckes y cols. (1997) informaron de un caso de un paciente de 3 años con displasia ectodérmica en el que los implantes localizados en la mandíbula y el maxilar no se movió a pesar del crecimiento [50].

Durante los 5 años siguientes, la prótesis se remodeló para acomodar la erupción de los dientes maxilares y el crecimiento facial. Kearns y cols. (1999) no encontraron evidencia de restricción del crecimiento transversal y sagital debido al uso de implantes en niños con displasia ectodérmica [51]. La remodelación de la prótesis fue necesaria en algunos pacientes debido a la inmersión del implante.

Como los implantes dentales en niños son una nueva modalidad de tratamiento, el impacto que una prótesis apoyada en hueso pueda tener en el crecimiento facial o, por el contrario, como el crecimiento puede influenciar en la longevidad o la estética de la prótesis del implante no está muy claro [4]. Hay dos preocupaciones principales: Primera: Si los implantes están presentes durante varios años de crecimiento facial, ¿Corren el peligro de que se incrusten, recoloquen o se desplacen con el crecimiento de la mandíbula? Cualquiera de estos resultados es posible porque los implantes, por contrario a los dientes, no son capaces de realizar erupción compensatoria u otros movimientos fisiológicos. Segunda: el efecto de las prótesis en crecimiento. ¿Puede una prótesis rígida unida a implantes en una zona de crecimiento inhibir crecimiento? Como corolario, ¿hay cambios de diseño que deban ser incorporados en tales prótesis para compensar los cambios de crecimiento? Varios aspectos del crecimiento esquelético craneofacial parecen relevantes para las inserciones de implantes en niños en crecimiento con hipodoncia. Ambos el maxilar y la mandíbula están cambiando dinámicamente durante la niñez. Comportándose de forma parecida a los dientes anquilosados, los implantes no pueden participar con los procesos de crecimiento del maxilar de dirección y desplazamiento, como resultado de cambios impredecibles de los implantes durante el crecimiento o, si los implantes están fijados juntos, hay perturbaciones del crecimiento de maxilar. El crecimiento trasversal del maxilar ocurre mayoritariamente en la sutura mediopalatina. Por consiguiente, los implantes fijos cruzando la sutura mediopalatina dará lugar a una restricción del crecimiento transversal del maxilar. Por esta razón la inserción de implantes en el maxilar en crecimiento debería ser evitada hasta la edad adulta temprana [5].

En la mandíbula, sin embargo, los cambios en el esqueleto transversal o alveolodental son menos dramáticos que en el maxilar. En la parte posterior de la mandíbula, los cambios de crecimiento ocurren predominantemente en la niñez tardía con grandes cantidades de crecimiento vertical, transversal y anteroposterior. Además la mandíbula sufre crecimiento rotacional en alteraciones verticales.

Cuando varios dientes están presentes, el crecimiento vertical es un aspecto mayor del aumento de la altura dental y da como resultado cambios compensatorios anteroposteriores en la dentición. Consecuentemente los implantes permanecerían en una posición infraoclusal y se desplazarían probablemente en dirección anteroposterior [52]. En la zona anterior mandibular sin embargo, el crecimiento alveolar parece relativamente pequeño cuando faltan dientes. La mayoría del crecimiento transversal de la mandíbula ocurre en los inicios de la niñez, el crecimiento anteroposterior ocurre principalmente en la zona posterior de la mandíbula. Sin embargo en niños con fuerte hipodoncia, la parte anterior mandibular puede representar probablemente el lugar más adecuado de colocación del implante [52].

En un estudio prospectivo mono-céntrico se informó de una tasa de supervivencia del 91% en implantes colocados en la zona anterior mandibular de pacientes pediátricos con displasia ectodérmica [53]. Curiosamente, algunos estudios han demostrado que la morfología craneofacial no difiere significativamente entre los niños con displasia ectodérmica tratados con implantes y los que no, sugiriendo que el tratamiento con implantes dentales intraóseos no interrumpen necesariamente el crecimiento craneofacial, como se supuso antes [54]. Pero, a largo plazo, los implantes colocados en la región anterior mandibular probablemente parecen afectados por el crecimiento rotacional mandibular, lo cual puede resultar en un cambio en la angulación del implante [55].

Encontrar la época ideal del tratamiento con implantes en niños parece bastante difícil porque pueden ser considerados muchos aspectos diferentes mientras se encuentra la mejor estrategia de forma individual. No obstante, hay informes en la literatura que describen la colocación de implantes a los 3 años [50] o a los 5 años de edad [49]. Pero la época más segura para colocar los implantes parece ser durante el final de la adolescencia o cerca de la edad adulta que puede ser determinado por radiografías cefalográficas, medidas seriadas de estatura o radiografías de la muñeca [52]. Otros aspectos relevantes a considerar incluyen el estado individual de la dentición existente, el estado funcional de la masticación y la fonética, aspectos estéticos y el bienestar emocional psicológico [56]. Finalmente, ambos padres y el niños tienen que estar conformes con el tratamiento de implantes y la higiene en implantes [51].

La tasa de supervivencia de implantes colocados en la región anterior de la mandíbula de pacientes pediátricos con displasia ectodérmica es de un 88% en preadolescentes y un 91% en adolescentes. Las tasas de supervivencia fueron consecuentemente más altas para implantes colocados en la mandíbula (91% al 92%) que en aquellos colocados en el maxilar (71% al 86%). Considerando la evidencia presentada en los implantes osteointegrados en el maxilar de pacientes en crecimiento debe llevarse a cabo con mucha precaución. Ya que los implantes maxilares anteriores eran 2.8 veces más probables de fallar que los colocados en la región anterior mandibular. Si los objetivos de la planificación del tratamiento favorecen el uso de implantes antes de la madurez esquelética, los padres deben ser informados sobre los beneficios y las posibles complicaciones, y se debe prestar una especial atención al diseño de la prótesis.

El reemplazo de dientes perdidos en niños de forma traumática puede ser un importante indicador para la terapia temprana con implante. Los implantes dentales osteointegrados, como los dientes anquilosados, alteran la posición a medida que los cambios relacionados con el crecimiento ocurren en el hueso de la mandíbula (desplazamiento, remodelación, deriva mesial). El crecimiento facial del niño e incluso el de adolescente, así como la continúa erupción de los dientes adyacentes anteriores, crean un riesgo importante de una estética menos favorable y/o una consecuencia funcional. Para pacientes con un perfil facial normal, la colocación de un implante debería ser pospuesto hasta que el crecimiento sea completado. Para pacientes con un tipo de cara corto o largo, aún más el crecimiento, y especialmente la continua erupción de dientes adyacentes, crea un riesgo serio incluso hasta después de los 20 años de edad [57].

Otro factor a considerar en los implantes es la carga [58].

El uso de implantes en niños en crecimiento no es recomendado rutinariamente. Las preocupaciones sobre la colocación de implantes en pacientes de este grupo de edad están relacionadas con el crecimiento de la mandíbula. Sin embargo, no todos los niños con dientes perdidos necesitan esperar a que el crecimiento esté completo antes de la colocación del implante. En este estudio se habla de las indicaciones para la colocación de implantes en el niño en crecimiento. La decisión para la colocación del implante está basada no sólo en el crecimiento, sino también en el número y la localización de los dientes perdidos [59].

4. MATERIAL Y METODO.

La Bioingeniería estudia y busca la aplicación de principios y métodos de las ciencias exactas, en general, y de la ingeniería, en particular, a la solución de problemas de las Ciencias Biológicas y Médicas.

Se dedica fundamentalmente al diseño y construcción de productos sanitarios y tecnologías sanitarias tales como equipos médicos, prótesis, dispositivos médicos, dispositivos de diagnóstico (imagenología médica) y de terapia.

En la figura 1 se describen las etapas del proceso de planificación en Investigación (protocolo del estudio). En concreto se trata de la fase preliminar, la planificación operativa, el trabajo de campo y el análisis, siguiendo este orden.

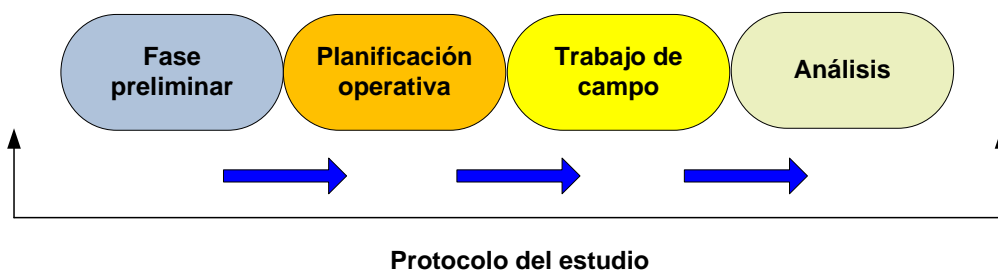


Figura 1. Etapas del proceso de planificación en Investigación.

La norma UNE 166.000:2006 sobre terminología y definiciones de las actividades de I+D+i, establece la siguiente definición de Investigación: indagación original y planificada que persigue descubrir nuevos conocimientos y una superior comprensión en el ámbito científico o tecnológico.

La investigación puede ser:

- Investigación fundamental o básica.
- Investigación industrial o aplicada.

Estas actividades de investigación forman parte del conjunto de actividades de innovación definidas por el Gobierno Español.

Al mismo tiempo, la norma UNE 166.000:2006 establece la siguiente definición de Desarrollo: Aplicación de los resultados de la investigación para la fabricación de nuevos materiales, productos, para el diseño de nuevos procesos, sistemas de producción o de prestaciones de servicios, así como la mejora de los mismos.

En la figura 2 se describen las etapas de la fase preliminar de Investigación: identificación del problema, revisión bibliográfica, análisis del contenido y organización del material, construcción del modelo teórico, definición de los objetivos y planificación del estudio, siguiendo este orden.

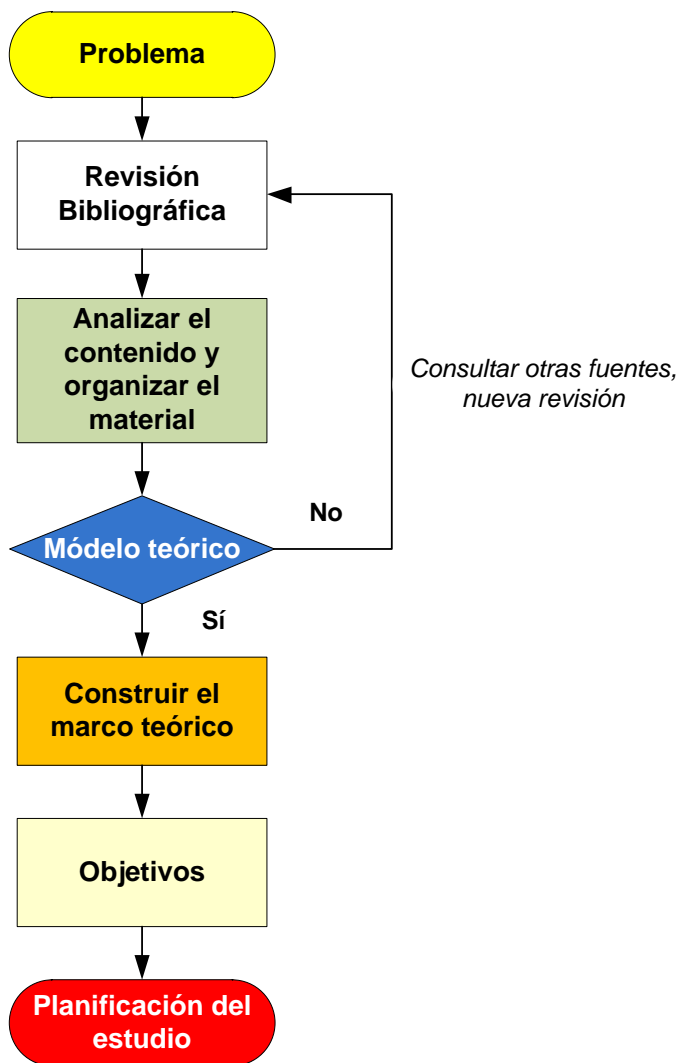


Figura 2. Esquema resumen de la fase preliminar de Investigación.

La Innovación, según la norma UNE 166.000:2006, se define como la actividad cuyo resultado es la obtención de nuevos productos o procesos, o mejoras sustancialmente significativas de los ya existentes. Las actividades de innovación son: incorporación de tecnologías materiales e inmateriales, diseño industrial, equipamiento e ingeniería industrial, lanzamiento de la fabricación, comercialización de nuevos productos y procesos. Por otra parte, la investigación científica y el desarrollo tecnológico conducen generalmente a procesos de innovación, pero hemos de tener en cuenta que:

- La actividad de I+D no es suficiente, porque si no llega al mercado no hay innovación
- La actividad de I+D no es estrictamente necesaria, porque parte de los procesos de innovación tecnológica no descansan en actividades de I+D sino en una actividad de mejora.
- Una parte de las actividades de investigación científica no pretende, ni siquiera a largo plazo, generar ningún proceso de innovación ni tecnológica ni de ningún otro tipo.

Para la consecución de los objetivos marcados se seguirá el Sistema de Gestión de la Innovación certificado IDI-0040/2009 con el siguiente alcance: "Investigación, Desarrollo e Innovación en Ciencias Médicas (Odontología)". El proceso de gestión de la innovación cumple con los requisitos de la norma UNE 166.002:2006. En la figura 3 se describen las etapas de un proceso de gestión de la Innovación, mediante diagrama de flujo, con las actividades, responsabilidades, puntos críticos y procedimientos asociados (herramientas de I+D+i y desarrollo y gestión de proyectos de I+D+i).

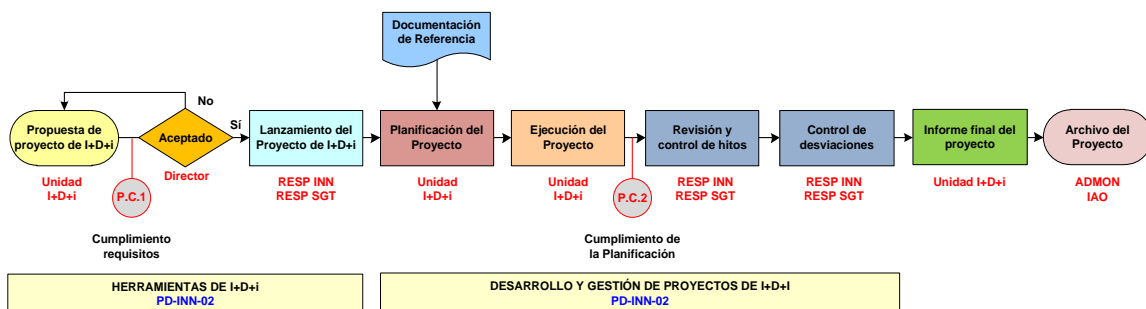


Figura 3. Diagrama de flujo del proceso de Gestión de la Innovación.

Plan de trabajo.

<ul style="list-style-type: none"> • Planteamiento inicial de la Tesis • Elaboración de la propuesta de Tesis, planteamiento de la idea y objetivos. Revisión bibliográfica 	<ul style="list-style-type: none"> • Búsqueda de subvenciones y socios potenciales para colaborar en la Tesis • Identificación de los requisitos del implante y planificación de la fabricación. Selección de las alternativas de diseño • Proceso de síntesis y análisis. Realización de prototipos del tornillo híbrido 	<ul style="list-style-type: none"> • Validación en clínica de los resultados del proceso de fabricación 	<ul style="list-style-type: none"> • Definir los mecanismos de transferencia de tecnología • Realización de las gestiones para la protección y explotación de los resultados de las actividades de I+D+i • Optimización y realización del tornillo híbrido • Plan de difusión, marketing y comercialización 	<ul style="list-style-type: none"> • Actividades de difusión: preparación de artículos científicos, asistencia a conferencias y Congresos • Difusión de los resultados de la Tesis
<p><i>Planteamiento inicial de la Tesis. Búsqueda y selección de fuentes de información*</i></p>	<p><i>Selección de las alternativas de diseño/ Síntesis y análisis. Realización de prototipos</i></p>	<p><i>Optimización y realización de productos</i></p>		<p><i>Difusión de resultados</i></p>

En la siguiente figura se describen las principales fases de la metodología de diseño de un proyecto de bioingeniería que se dividen en 4 etapas principales: decisión, diseño, ejecución y resultados.

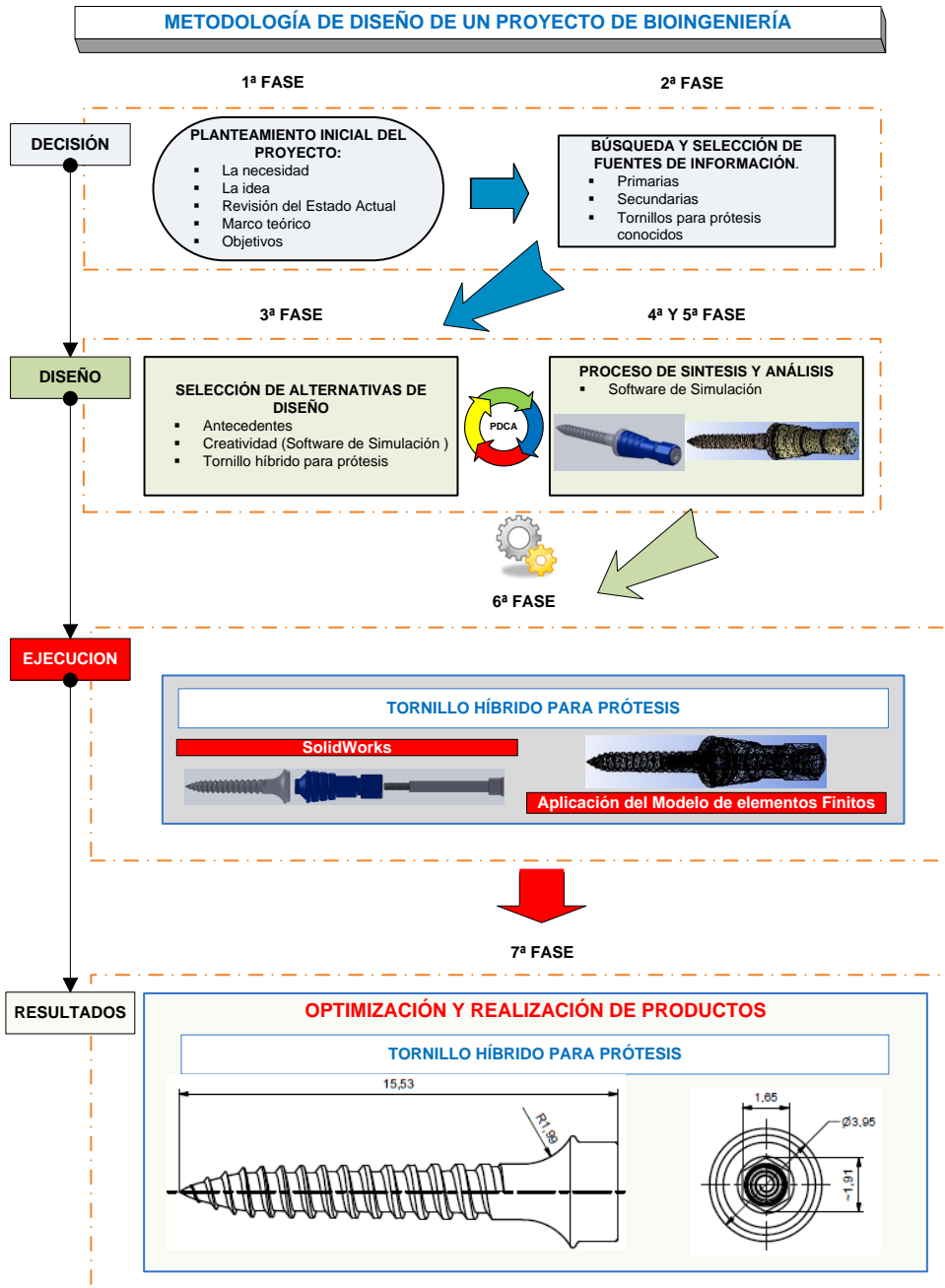
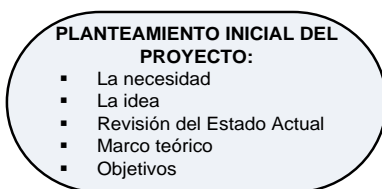


Figura 4. Metodología de diseño de un proyecto de bioingeniería (tornillo híbrido).

Fases de la Metodología.

1ª Fase: Planteamiento inicial del proyecto [60], [61], [62].

1ª FASE



En esta primera fase del proyecto se realiza una definición a partir de las necesidades detectadas y se marcan los objetivos generales.

Para adquirir la información necesaria, se suelen realizar diversas tareas:

Ampliación de los propios conocimientos.

Estado de la técnica (competencia, jornadas técnicas, patentes, modelos de utilidad...).

Datos fijos y condiciones marginales (estándares, disposiciones de los gobiernos).

En lo posible se deben caracterizar los datos adquiridos.

Cuando se comprende el funcionamiento, se define el problema, y la meta se establece claramente, se está listo para formular un conjunto de especificaciones de funcionamiento. La diferencia es que las especificaciones de funcionamiento definen lo que el sistema debe hacer, en tanto que las especificaciones de diseño definen cómo debe hacerse, en correspondencia con la fase de ideación o creación (3ª Fase de la Metodología).

El propósito de las especificaciones de funcionamiento es definir las funcionalidades requeridas.

Las especificaciones, por tanto, sirven para definir el problema de la forma más completa y general posible, y actúan también como definición contractual de lo que debe lograrse, ya que el diseño terminado puede evaluarse según el cumplimiento de estas especificaciones.

En esta primera fase la labor fundamental es aclarar y comprender los objetivos funcionales del proyecto. Las Nuevas Tecnologías (NNTT) brindan una gran ayuda por la facilidad y versatilidad para crear simulaciones que ayuden a comprender el funcionamiento y a formular las especificaciones de funcionamiento.

2ª Fase: Búsqueda y selección de las fuentes de información.

2ª FASE

BÚSQUEDA Y SELECCIÓN DE FUENTES DE INFORMACIÓN.

- Primarias
- Secundarias
- Tornillos para prótesis conocidos

En esta fase se pretende localizar, obtener y consultar cualquier documentación o material útil, con el fin de extraer y recopilar toda la información relevante para el desarrollo del proyecto. Una herramienta de apoyo, en esta fase es la vigilancia tecnológica.

Uno de los propósitos de esta fase es verificar si la información recogida permite analizar y discernir si la teoría existente y/o la investigación anterior sugieren una solución al desarrollo del proyecto.

En esta fase se suele completar la lista de necesidades realizadas en la fase anterior, añadiendo nuevas o modificando algunas.

Las fuentes de información disponibles abarcan un amplio grupo de áreas de conocimiento, siendo las más útiles:

Primarias: No han sido sometidas a la interpretación:

Expertos en el tema.

Información proveniente de bases de datos, catálogos electrónicos y web.

Documentos, proyectos y soluciones parecidas al propio producto a desarrollar.

Patentes y publicaciones técnicas.

Secundarias: Contienen preferentemente información sobre los documentos primarios o sobre los resultados de su procesamiento o análisis documental:

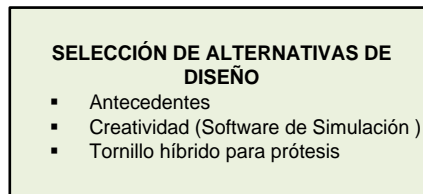
Análisis de la competencia y estudios de mercado.

Terciarias: Agrupan compendios de fuentes secundarias y permiten detectar fuentes no documentales:

Bibliografía especializada.

3ª Fase: Selección de alternativas de Diseño.

3ª FASE



Una vez seleccionadas las referencias o fuentes primarias útiles para el desarrollo del proyecto, se revisan cuidadosamente y se extrae la información necesaria para integrarla al desarrollo del marco teórico, pasando a concretar los objetivos, funciones, requerimientos, requisitos o especificaciones de funcionamiento que deben ser cumplidas y respetadas por el objeto final diseñado.

El paso de estos objetivos al conjunto de soluciones posibles, no es fácil. En él influye la creatividad del grupo que lo está realizando. Esta fase suele ser la más satisfactoria para la mayoría de los diseñadores, pero puede ser también la más frustrante, si no se obtiene ninguna solución válida. Esta fase también suele denominarse como la etapa de diseño conceptual, siendo una de las etapas más amplias del proceso de diseño y a su vez una de las más complicadas de realizar.

La figura 5 representa el concepto de diseño conceptual, es decir, la transformación de los objetivos, funciones, restricciones y especificaciones de funcionamiento en las posibles soluciones del problema, proceso en el que tiene una influencia relevante la creatividad.

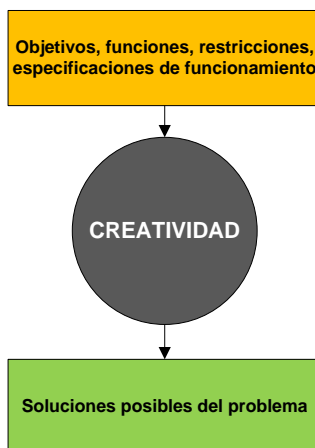


Figura 5. Creatividad para transformar objetivos en soluciones (diseño conceptual).

En esta etapa de diseño conceptual se centran más los esfuerzos en satisfacer la función del objeto que en su forma. El resultado de la etapa de diseño conceptual es un conjunto de soluciones posibles, siendo conveniente que estas sean dos o más, ya que en este punto del proceso, probablemente los criterios de referencia sean insuficientes para desechar aquellas soluciones que más tarde puedan considerarse erróneas o no adecuadas y por lo tanto hay que tener un abanico de ellas.

Hay distintos métodos y técnicas para fomentar la "creatividad", que permiten poner en una lista muchas soluciones posibles en poco tiempo, sin evaluaciones y limitaciones (estas se harán a posteriori), pudiéndolos dividir en tres grandes grupos:

1. Métodos convencionales [63]: El proceso se realiza mediante la creación de una serie de documentos en los cuales se crean las relaciones y las vinculaciones de distintos elementos, para realizar nuevos efectos. Se tienen varios niveles de búsqueda de soluciones:

Variando efectos físicos.

Variando las configuraciones.

Método de Avance consciente: Se parte de una solución y se intenta investigar todas las soluciones posibles.

Método de Variación Sistemática: Se buscan distintas soluciones, mediante una variación sistemática de los efectos.

2. Métodos Intuitivos [64]: En este tipo de método, la idea suele venir de un proceso de búsqueda y reflexión. Al ser un método proveniente "desde el subconsciente" suele acarrear los siguientes problemas: la idea puede llegar demasiado tarde, es un método que no se puede forzar, el estado de ánimo del diseñador tiene demasiada influencia sobre el proceso de solución, y debido a la falta de información se desconoce el estado actual de la técnica.

Debido a esto, se han desarrollado métodos que promueven la intuición y sugieren nuevas soluciones por asociación de ideas, aprovechando también las ventajas del trabajo en grupo.

Los principales son:

- **Brainstorming:** Es uno de los métodos más usados para la generación de ideas. Consiste en la reunión de un grupo de personas de diferentes áreas que desarrollan pensamientos creativos sin restricciones con estimulación recíproca y nuevas asociaciones de ideas.
- **El Método 635:** Es una variante del brainstorming, después de presentar la tarea cada participante apunta tres ideas en una hoja (tiempo aproximado 5 minutos) y las pasa a otro participante que a su vez apunta tres ideas (también puede complementar ideas anteriores) el proceso termina cuando a cada participante le llega su hoja inicial. La composición suele ser de 6 personas, una conduce la sesión y 5 apuntan tres ideas, de ahí viene el nombre de método 635.
- **El método Delfos:** Consiste en interrogar a especialistas por escrito en varios pasos. Quitando los desarrollos a largo plazo es un método que no se suele usar.
- **Ojos Limpios:** Consiste en interrogar a otra persona no conocedora de la problemática, si es un niño mejor. El objetivo es anular los condicionantes y limitaciones que poseen los expertos.

3. Métodos de avance consciente [65] y [66]: Con estos métodos se presentan distintas soluciones, procediendo paso a paso conscientemente. Como principal ventaja tienen que se puede documentar todos los pasos del trabajo y se elaboran campos de soluciones según criterios genéricos. Es un método adecuado para el trabajo individual y en grupo, pudiendo comenzar su realización por un brainstorming.

El método más usado es la "Caja morfológica" o "Análisis Morfológico", método desarrollado por Fritz Zwicky [67]. Con este método se realiza una caja con dos ejes, en cada uno de ellos se pone una restricción que debe cumplir la solución (tipo de movimiento, grados de libertad,..) y en la zona donde se cortan los dos restricciones la solución, si existe, que correspondería con las dos. El mayor problema de este método es encontrar las restricciones, es decir los ejes.

Otro método muy utilizado para encontrar soluciones es la Síntesis de Tipo, que se centra en la búsqueda del mecanismo apropiado mejor adaptado al problema. Aunque no se pueda considerar como un método totalmente creativo, por eso no se incluyó en la clasificación anterior. En parte si lo es, ya que muchas veces surgen nuevas ideas o mecanismos por asociación de otras existentes.

En los párrafos anteriores se han visto métodos para generar un gran número de soluciones, pero en muchos casos este número es demasiado grande por lo que es necesario aplicar métodos de selección que permitan quedar con un número reducido de alternativas. Un primer nivel de selección se puede realizar después del método creativo utilizado, para rechazar aquellas que se consideren inviables. Para posteriormente utilizar otro criterio de valoración más objetivo (como por ejemplo el método de selección según la norma VDI 2225), que permita obtener las dos o tres mejores soluciones para empezar con la siguiente fase.

4ª y 5ª Fase: Proceso de Síntesis y Análisis.

4ª Y 5ª FASE



La cuarta fase abarca todo el proceso de síntesis y la quinta fase todo el proceso de análisis que se realiza en el diseño de un dispositivo. No se pueden considerar como fases aisladas porque están muy interrelacionadas entre sí y con otras fases de la metodología, como por ejemplo:

La síntesis de tipo es un proceso bastante utilizado en la búsqueda de alternativas de diseño (3ª Fase).

El proceso de síntesis y análisis es esencial en el desarrollo de estas alternativas.

El proceso de análisis desempeña un papel muy importante en la realización de la alternativa elegida (6ª Fase).

En esta fase del proceso de diseño se le da forma a las soluciones preliminares obtenidas anteriormente, se dota a los diseños conceptuales de sus atributos más importantes, basándose en los datos específicos y los requisitos de funcionamiento, lo cual va a permitir seleccionar una de las soluciones para continuar con la siguiente fase.

El campo de la síntesis es muy amplio y en él se están produciendo continuos avances, bien con realización de Tesis específicas de un tipo de síntesis, normalmente aplicadas a un mecanismo particular [68] y [69], o con investigaciones de síntesis de mecanismos concretos. Distintos tipos de síntesis están ampliamente referenciados en la bibliografía técnica [70] y [71], por lo que en este apartado sólo se van a comentar los métodos más usados de síntesis y de análisis en el proceso de diseño.

Síntesis cualitativa: significa la creación de soluciones potenciales en ausencia de un algoritmo bien definido que configure o pronostique la solución.

Puesto que la mayoría de los problemas reales de diseño tendrán muchas más variables conocidas que ecuaciones disponibles para describir el comportamiento del sistema, no se puede simplemente resolver las ecuaciones para llegar a una solución. No obstante, se debe trabajar con el fin de crear una solución potencial y juzgar también su calidad. Luego es posible analizar la solución propuesta para determinar su viabilidad e iterar entre síntesis y análisis, hasta obtener una solución válida.

Síntesis cuantitativa o analítica: significa la generación de una o más soluciones de un tipo particular que se consideran adecuadas para el problema, y lo más importante, una solución que tiene definido un algoritmo de síntesis. Como el nombre indica, este tipo de solución se puede cuantificar, ya que hay un conjunto de ecuaciones que dan una respuesta numérica. Si tal respuesta es conveniente o adecuada, esto se deja a juicio del diseñador, requiriéndose análisis e iteración para optimizar el diseño. Con frecuencia el número de ecuaciones disponibles es menor que el de variables potenciales, en cuyo caso se deben suponer algunos valores razonables para suficientes incógnitas a fin de reducir el conjunto restante al número de ecuaciones disponibles. Por lo tanto, en este caso, también interviene un criterio o juicio cualitativo en la síntesis.

Síntesis dimensional: de un eslabonamiento es la determinación de los tamaños (longitudes) de los eslabones necesarios para realizar los movimientos deseados y puede ser una forma de síntesis cuantitativa si se define un algoritmo para el problema particular, pero también puede ser una forma de síntesis cualitativa si hay más variables que ecuaciones. El último caso es más común para los eslabonamientos. La síntesis dimensional supone que, mediante la síntesis de tipo, ya se ha determinado que un eslabonamiento es la solución más apropiada para el problema.

Dentro de la mecánica tanto la síntesis de tipo (comentada en el apartado anterior), como la dimensional se dice que forman parte de la síntesis cinemática, definida de forma general dentro del ámbito de la Mecánica como el proceso de diseñar un mecanismo para desempeñar una tarea dada, o de otra forma, se ocupa del diseño sistemático de mecanismos para un rendimiento dado (la esencia es que se requiere un movimiento y se debe encontrar el mecanismo solución).

Análisis: el análisis es la tarea de realizar aquellos cálculos que son necesarios para evaluar el comportamiento de la síntesis obtenida. Hay que tener en cuenta que el análisis es una tarea también aplicada en el inicio del ciclo de diseño, ya que se requiere pensamiento analítico para clarificar las exigencias del sistema y presentar los datos específicos a partir de los cuales el diseño se hará y se evaluará. Particularizando para el análisis de mecanismos, se puede decir que el análisis es la investigación de un mecanismo particular dado con base en la geometría del mecanismo y posiblemente otras características conocidas del mismo (velocidades, posiciones...)

Durante esta etapa se evalúa, cuantitativa y cualitativamente, el grado en que los planteamientos e ideas elaboradas en las etapas anteriores cumplen con lo formulado o si se pudieran cumplir efectuando modificaciones. Esta etapa incluye tanto la evaluación de los diseños alternativos conceptuales como la preparación de diseños preliminares o prototipos. En el caso de que la evaluación no muestre soluciones satisfactorias, se puede retroceder a la etapa de síntesis a la de generación de alternativas y modificar el diseño o aportar nuevas ideas.

Es a partir de esta fase donde las NNTT adquieren una mayor relevancia, en la situación actual de su desarrollo. De esta etapa en adelante su uso es mayor, supone un cambio en la manera de proceder clásica, que conlleva grandes ventajas, principalmente un ahorro de tiempo considerable y una mejor calidad de las soluciones.

En el proceso de síntesis cualitativa pueden ayudar varias herramientas y técnicas. La herramienta tradicional es la mesa de dibujo, en la cual se trazan, a escala, múltiples vistas ortogonales del diseño y se investigan sus movimientos dibujando arcos, mostrando posiciones múltiples y utilizando plantillas transparentes removibles. Este proceso es laborioso, paliado en gran medida por los sistemas de dibujo asistido por computador (CAD por sus siglas en inglés).

En cambio con los programas de simulación cinemática y dinámica la síntesis y análisis del diseño mecánico propuesto se realiza rápidamente. Por lo tanto se pueden examinar un gran número de soluciones de prueba en un breve periodo de tiempo.

Para que este proceso sea efectivo es necesario combinar el proceso de síntesis y análisis en 2D y 3D mediante un programa de simulación, pudiendo realizarse de forma general:

- Si el dispositivo / mecanismo lo permite, excepto casos que se tenga un movimiento en los tres planos, realizar una síntesis y análisis de los mecanismos en un programa de simulación en 2D, ya que la implementación del mecanismo es más rápida y permite analizar varios modelos en un corto periodo de tiempo.
- Después de una primera selección, se debe realizar una simulación en 3D de las dos o tres alternativas elegidas, lo cual va a permitir implementar el mecanismo y comprobar otro tipo de requisitos que en el 2D no se pueden.

Como resultado de esta fase, se debe disponer de un diseño preliminar en el cual se haya realizado una síntesis y análisis de las principales variables.

6ª Fase: Realización de prototipos.

6ª FASE



Habitualmente el diseño acaba en un prototipo, sobre el cual se puede hacer un análisis final de los requerimientos iniciales y realizar un rediseño si fuera necesario. La gran ventaja del prototipo virtual es que permite que la inspección sea lo suficientemente realista. De hecho no se eliminan los prototipos físicos, pero no hace falta que se utilicen tan pronto en el ciclo de diseño [72].

Por lo tanto, en esta fase se produce el diseño de detalle de las distintas alternativa/s de la fase anterior, obteniendo como resultado final el prototipo/s real/es. Para conseguir que el prototipo realizado necesite pocas modificaciones posteriores (lo cual conlleva un ahorro importante de costes), es recomendable utilizar todas las ventajas que ofrecen las NNTT, por lo que esta fase se ha estructurado en los siguientes procesos:

Prototipo virtual.

El modelo realizado en 2D o en 3D en la fase anterior, es una primera aproximación al prototipo virtual que se puede utilizar para la selección de componentes clave del sistema. Este diseño preliminar es una representación esquemática de la máquina o mecanismo, es decir, todavía no se han seleccionado ni calculado los distintos elementos mecánicos, los distintos cuerpos, uniones entre ellos, etc.

Existen diversas tecnologías que se pueden utilizar para realizar el prototipo virtual, enumerándose aquí las más útiles (el orden que se establece no es de prioridad, ya que como se comentó anteriormente es muy común en el proceso de diseño las iteraciones y realimentaciones):

- Software de dibujo paramétrico en 3D. Es la aplicación principal para abordar el prototipo virtual, ya que la representación en 3D de las piezas o ensamblajes que se estén diseñando se harán basándose en ella.
- Programas de cálculo y ayuda al diseño. Permiten calcular y diseñar distintos elementos mecánicos del proyecto necesarios en la realización del prototipo virtual.
- Bases de datos electrónicas de elementos mecánicos. En la actualidad un buen diseño mecánico depende en gran medida del "diseño de configuración", que consiste en la selección de los elementos que constituyen una máquina o mecanismo. Esta selección, que se solía realizar habitualmente a través de los catálogos proporcionados por los fabricantes de elementos, se está sustituyendo paulatinamente por catálogos o consultas a bases de datos electrónicas.

Análisis y revisión del diseño.

Esta fase de análisis y revisión se suele realizar simultáneamente al desarrollo del prototipo virtual, ya que sobre él se han de realizar todos los análisis y revisiones de diseño, antes de realizar el primer prototipo real, siendo las principales:

- Cumplimiento de las especificaciones de diseño.
- Eliminación de interferencias en el movimiento.
- Tensiones y deformaciones aceptables.
- Estabilidad adecuada.
- Anulación de problemas de resonancia.
- Factibilidad de montaje.
- Seguridad de uso.
- Mantenimiento.
- Coste.

Para ello actualmente se dispone de herramientas de CAD, Ingeniería asistida por computador (CAE), Fabricación asistida por computador (CAM), que permiten realizar los análisis directamente sobre el prototipo virtual.

Dependiendo de los tipos de estudios que se realicen, se tendrán distintos modelos de análisis mecánico y será necesario distinto software para poder realizarlos, como se representa en la figura 6.

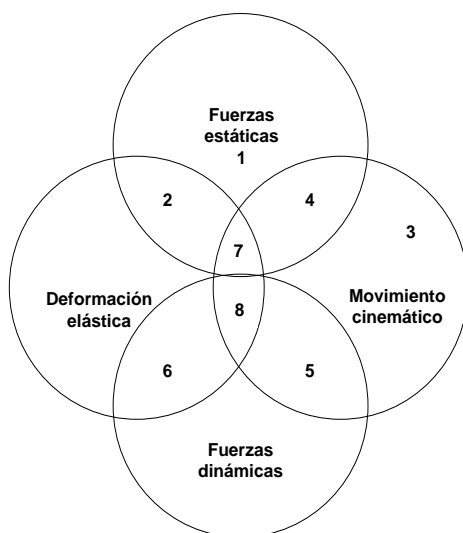


Figura 6. Modelos de análisis mecánico en función de los estudios (fuerzas estáticas, movimiento cinemático, fuerzas dinámicas y deformación elástica).

MODELOS
1 Modelo Estático
2 Modelo Elastoestático
3 Modelo Cinemático
4 Modelo Cinetoestático
5 Modelo Cinetodinámico
6 Modelo Elastodinámico
7 Modelo Cinetoelastoestático
8 Modelo Cinetoelastodinámico

Modelos de análisis mecánico.

Los principales análisis que se pueden realizar son:

- Análisis másicos y geométricos:
- Cálculo de distancias, ángulos, superficies, volúmenes.
- Cálculo de masas.
- Cálculo de momentos de inercia.
- Cálculo de centros de masas y ejes principales de inercia.
- Simulación de montajes.
- Estimación de interferencias volumétricas.
- Este tipo de análisis lo suelen realizar los programas de CAD en 3D sin ser necesario ningún programa adicional.
- Análisis de mecanismos:
- Análisis cinemático (posición).
- Análisis dinámico (fuerzas, reacciones).

Para realizar la comprobación cinemática y dinámica del mecanismo existen distintas aplicaciones informáticas en el mercado, como por ejemplo:

- Simulación 2D: Working Model.
- Simulación 3D: Cosmos Motion, MSC Adams.
- Análisis por Esfuerzos:
- Análisis mecánicos: tensiones y deformaciones.
 - Estáticos.

- Dinámicos.
- Modales.
- Análisis térmicos: temperaturas.
- Análisis mecánicos de procesos de fabricación.
 - Doblado.
 - Embutición, extrusión.
- Análisis de inyección de plásticos.
- Análisis del flujo de fluidos (CFD): velocidad.
- Análisis del campo magnético: intensidad del campo.

La comprobación de esfuerzos se puede realizar mediante la teoría clásica de resistencia de materiales o mediante el empleo de programas específicos de cálculo de estructuras.

Cuando la geometría del elemento en cuestión es muy compleja es corriente emplear el método de los elementos finitos.

Análisis de optimización:

Incluyen un análisis de otro tipo que permite evaluar una solución. Algunas aplicaciones son:

- Optimización de forma.
- Optimización de colocación.

Todos estos análisis permiten un gran ahorro, ya que se realizan sobre el prototipo virtual sin haber realizado ningún proceso de fabricación. También se producen muchas retroalimentaciones que afectan a fases anteriores del proceso de diseño y se da lugar a varios análisis y refinamiento de los prototipos hasta llegar al que en principio parece el óptimo y sobre el cual se realizará el prototipo real.

Prototipo real y Análisis final.

La construcción del prototipo permite la realización de diversas pruebas indispensables relacionadas con la seguridad del producto, la durabilidad, el uso y las prestaciones. Las pruebas del modelo o prototipo pueden variar desde su funcionamiento simple y la observación de su operación, hasta conectar un gran conjunto de instrumentos para medir con precisión desplazamientos, velocidades, aceleraciones, fuerzas, temperaturas y otros parámetros. Puede ser necesario efectuar

las pruebas en condiciones ambientales controladas como alta o baja temperatura o humedad.

Si se observa algún problema se debe volver al prototipo virtual y realizar los cambios oportunos, si éstos no son demasiados se suele intentar retocar el prototipo realizado, y sino fabricar otro. Esta etapa es la última en el proceso de diseño, que tiene como salida la documentación del objeto diseñado. Este objetivo es alcanzado, comprobando los resultados y documentando el diseño con los planos y datos específicos de fabricación.

En esta fase, los recientes avances en prototipado rápido constituyen una herramienta en muchos casos imprescindible, al facilitar la observación de la bondad del modelo real y la consiguiente toma de decisiones. Esta técnica se describe en el apartado 4.6.2.

7ª Fase: Optimización y realización de productos.



En esta etapa se realiza y se prepara detalladamente el desarrollo constructivo del modelo seleccionado con vistas a una fabricación industrial; en algún caso también se desarrollan alternativas paralelas.

Se abordan tareas como la realización de planos válidos para la fabricación, sin olvidar la comunicación con especialistas en materiales, comportamiento estructural y cinemático y procesos de fabricación, incluyendo la optimización y realización de últimas pruebas y los preparativos para la fabricación en serie.

5. RESULTADOS.

Como punto de partida de la Tesis, se realizó un "Estudio Técnico de microimplantes en Ortodoncia" cuyas fases más importantes fueron:

- Medición de los microimplantes mediante el proyector de perfiles PERTHOMETER S5P de la Universidad de Oviedo.
- Elaboración de las fichas de microimplante utilizados en el estudio.
- Modelización tridimensional mediante el software de diseño CAD en 3D SolidWorks.
- Análisis químico cualitativo – cuantitativo por microsonda electrónica.
- Cálculo de las tensiones y deformaciones a las que están sometidos los microimplantes por el método de los elementos finitos (programa ANSYS v11). Se resolverá el modelo bajo casos de carga estático según los datos de carga aportados, con objeto de obtener el estado de tensiones y de deformaciones en todos los puntos.
- Elaboración de estudio técnico con la información, resultados, discusión y conclusiones del estudio realizado.

Este estudio proporciona una comparativa basada en datos reales para evaluar el comportamiento de los 3 tipos de microimplantes analizados. Los tres microimplantes analizados fueron: 3M, Jeil y Ormco. Las figuras siguientes muestran los modelos realizados en SolidWorks de los tres microimplantes.

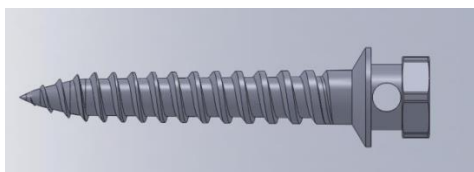


Figura 7. Microimplante Jeil (\varnothing 1,6 * 10)

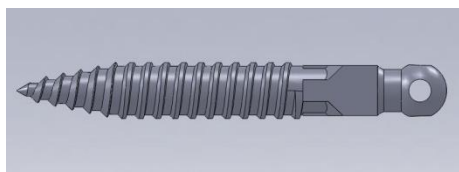


Figura 8. Microimplante 3M (IMTECORTHO-10)

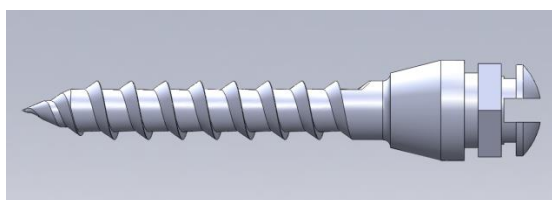


Figura 9. Microimplante Dentaurum

En las figuras que se muestran a continuación se pueden observar algunos de los resultados obtenidos con la aplicación del modelo de elementos finitos, en este caso, la tensión en los diferentes microimplantes para unas condiciones determinadas [73].

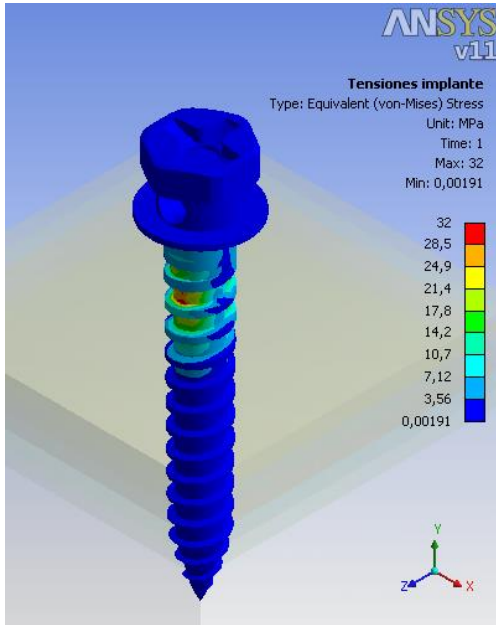


Figura 10. Tensiones Jeil (Espesor 2.5 mm)

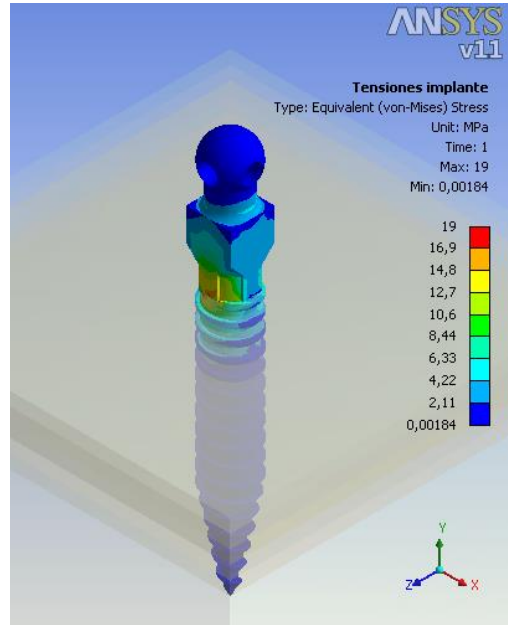


Figura 11. Tensiones 3M. (Espesor 2.5 mm)

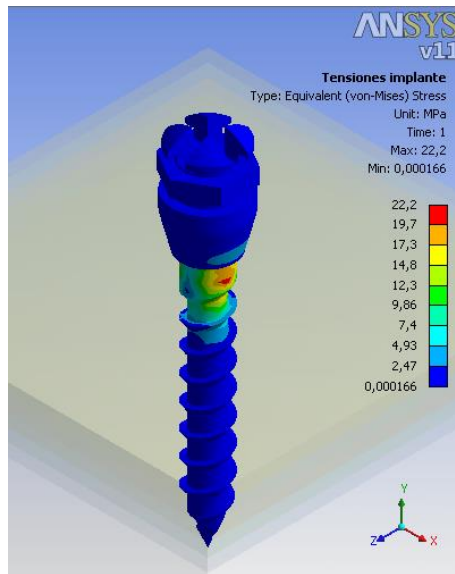


Figura 12. Tensiones Dentaurum (Espesor 2.5 mm).

El estudio de microimplantes en Ortodoncia fue la base para desarrollar un tornillo híbrido que proporcionase un tratamiento eficaz de la agenesia dentaria en pacientes de 12 – 18 años.

Los implantes dentales son un tratamiento complejo y hay que ser muy cuidadoso en la elección de las piezas y materiales que se utilicen en ellos. Es por esto que el tornillo que se diseñe tiene que ser resistente pero no abrasivo ni dañino para la zona donde se va a utilizar [74][75][76][77].

5.1. Especificaciones de funcionamiento.

El tornillo híbrido debe de ir roscado al maxilar superior, para eso una de las partes de éste es una broca que se va a introducir en el hueso para asegurar la fijación. Una de las ventajas del implante que se está diseñando es que, aunque la base (broca de fijación) quede asegurada, la cabeza puede ser extraída sin ningún problema, porque es una pieza independiente, que se une a la base mediante un tornillo de pequeñas dimensiones. La figura 13 muestra las tres piezas que forman el tornillo híbrido.

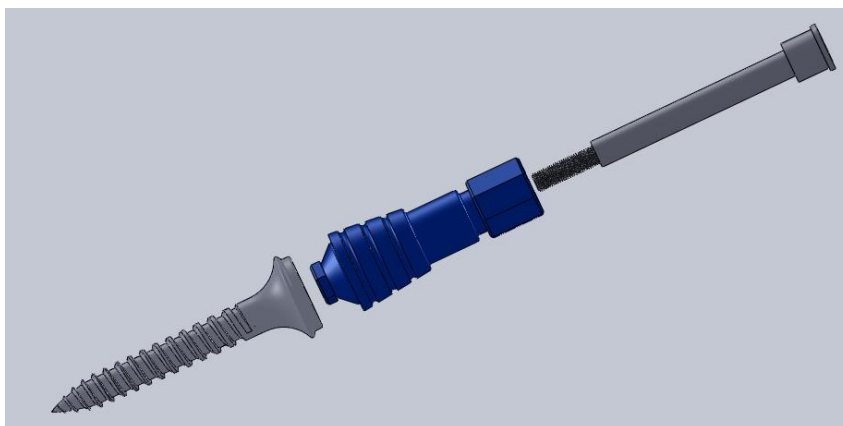


Figura 13. Piezas del tornillo híbrido.

La cabeza del tornillo híbrido se utiliza para ejercer la fuerza sobre la broca. Es por esto por lo que la broca tiene un agujero de forma hexagonal donde se acopla la cabeza, así al girar la cabeza, la broca también gira. La figura 14 y la figura 15 muestran este mecanismo en figuras independientes según la pieza.

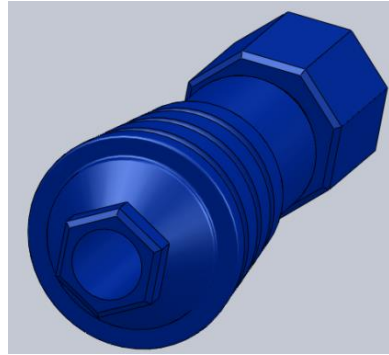
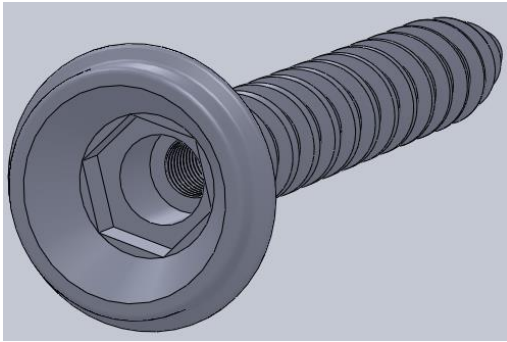


Figura 14. *Parte superior de la broca.* **Figura 15.** *Parte inferior de la cabeza.*

La forma de la parte de arriba de la cabeza es octogonal, esto se debe a que se cuenta con una llave dinamométrica con un acople de esta forma. La siguiente sucesión de figuras muestra claramente el funcionamiento de estas piezas.

En la figura 16 se puede observar la cabeza del tornillo híbrido. En ella se puede ver claramente la parte hexagonal.

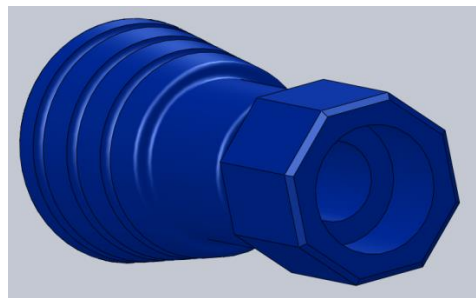


Figura 16. *Cabeza del microtornillo vista desde arriba.*

La figura 17 muestra la parte del acople que encaja en la cabeza del microtornillo. Esta pieza se acopla por su parte superior a una llave dinamométrica. La parte superior del acople es hexagonal, como se puede apreciar en la figura 18.

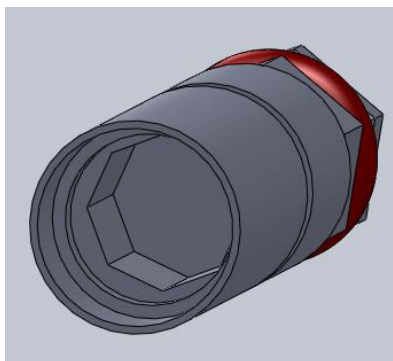


Figura 17. Zona inferior del acople.

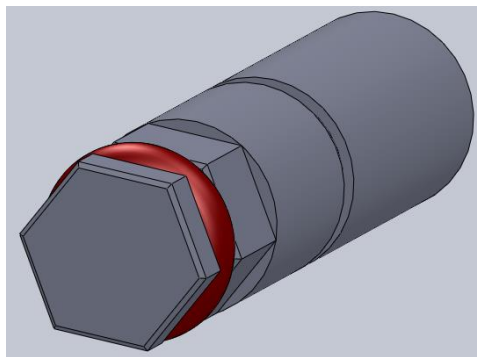


Figura 18. Zona superior del acople.

En la figura 19 se muestra la cabeza de la llave dinamométrica.

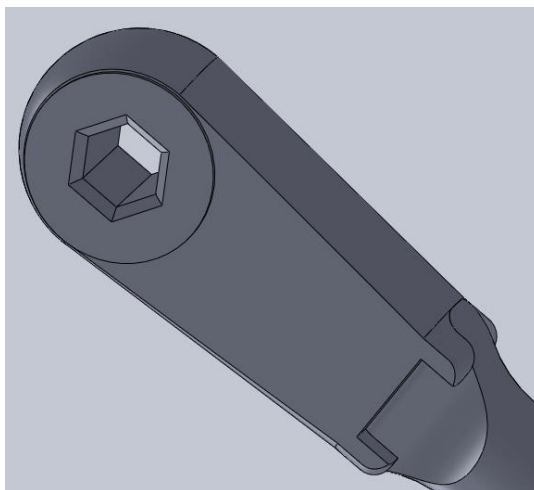


Figura 19. Cabeza de la llave dinamométrica.

El pequeño tornillo que une las dos piezas fundamentales del tornillo híbrido se aprieta con una llave hexagonal específica. La figura 20 muestra el conjunto del tornillo híbrido y la llave hexagonal colocada.

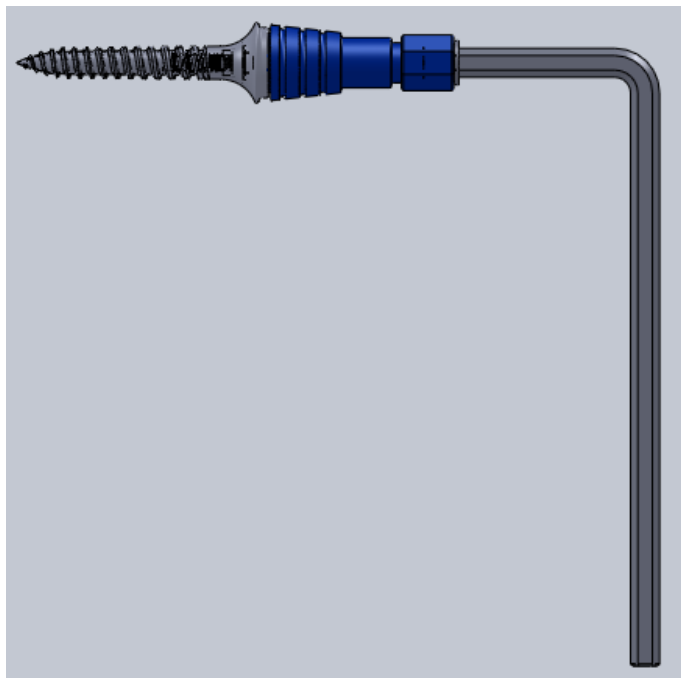


Figura 20. *Tornillo híbrido y llave hexagonal de apriete del pequeño tornillo.*

Para no tener que diseñar una llave dinamométrica específica para este microtornillo se parte de una llave dinamométrica que se encuentra en el mercado. Esto implica que las piezas del microtornillo se deban de adaptar.

Para obtener las medidas de la llave, el acople y la parte superior de la cabeza del microtornillo se midieron utilizando un proyector de perfiles: la llave dinamométrica anteriormente mencionada, el acople y un tornillo específico para esa llave. Los puntos de toma de datos de las piezas cuyas coordenadas se anotaron en el proyector de perfiles se muestran en la figura 21.

Una vez anotadas las coordenadas ya se pudieron obtener las medidas en el proyector de perfiles. También se utilizó un calibre para recopilar las demás medidas necesarias.

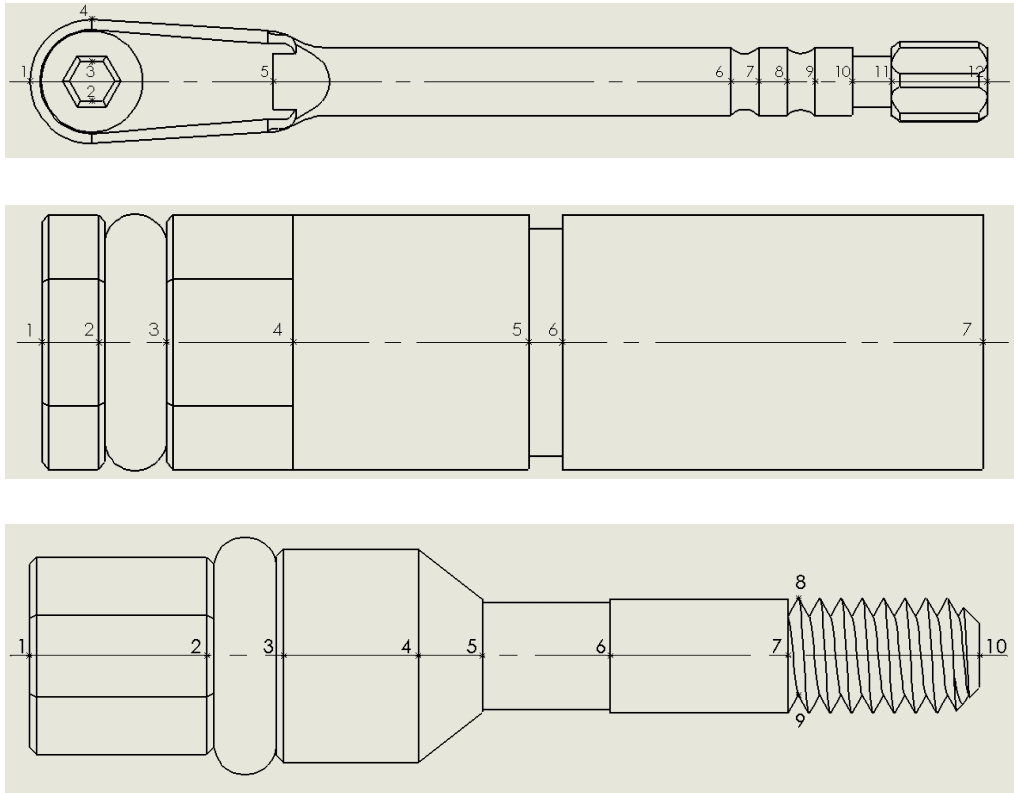


Figura 21. Puntos de toma de datos en el proyector de perfiles.

En la figura 22 se muestra una imagen tridimensional frontal – lateral de los maxilares superior e inferior.

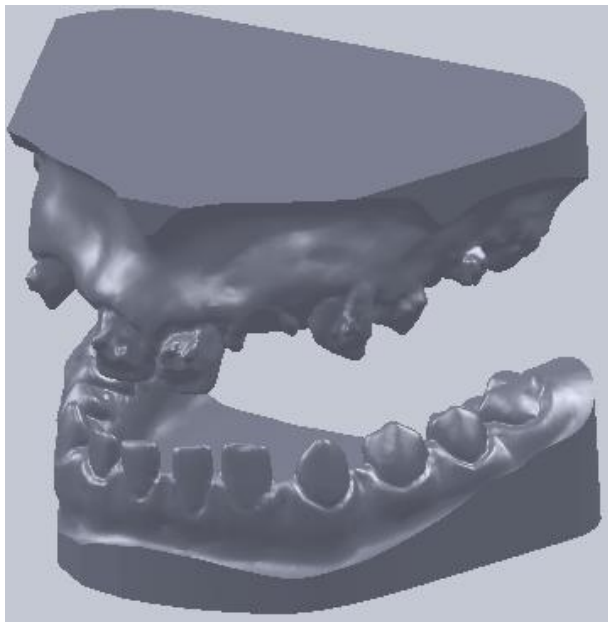


Figura 22. *Imagen tridimensional de maxilares superior e inferior.*

En la figura 23 se muestra una imagen tridimensional frontal del maxilar superior con el tornillo híbrido colocado.

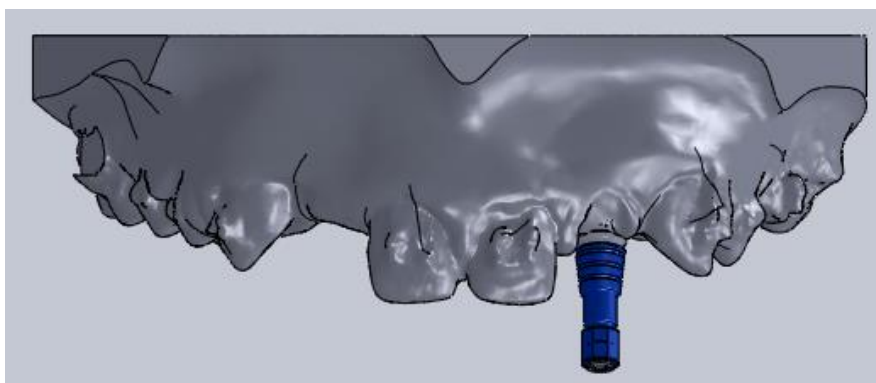


Figura 23. *Imagen frontal en 3D del maxilar con el tornillo colocado.*

5.2. Desarrollo de las alternativas de diseño.

En la figura 24 se muestra el diseño de la propuesta de partida de microtornillo en SolidWorks. Esta alternativa de diseño se descarto porque el microtornillo por sus características estructurales no era adecuado para el tratamiento de la agenesia.



Figura 24. *Diseño de la propuesta de microtornillo inicial en SolidWorks.*

Desarrollo con la aplicación informática SolidWorks.

En la figura 25 y figura 26 se muestran las imágenes de la aplicación informática SolidWorks con la vista lateral girada y la vista lateral del tornillo híbrido, respectivamente.

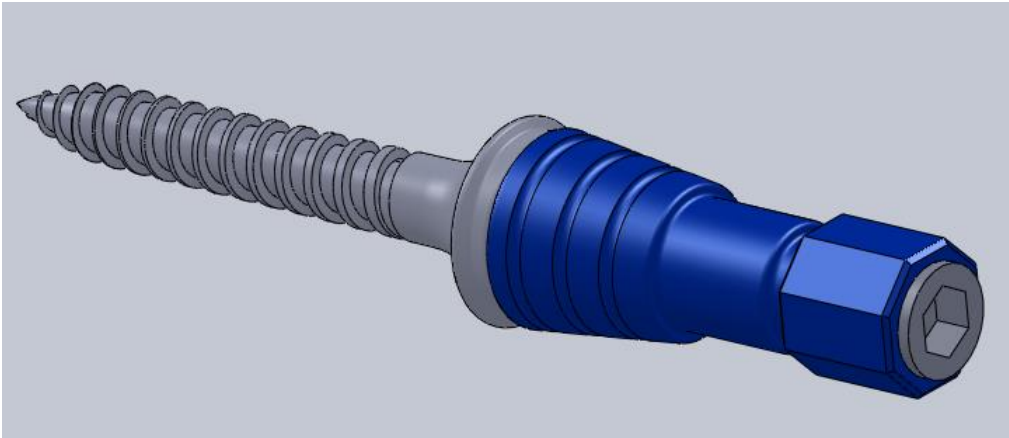


Figura 25. Vista lateral girada del tornillo híbrido.

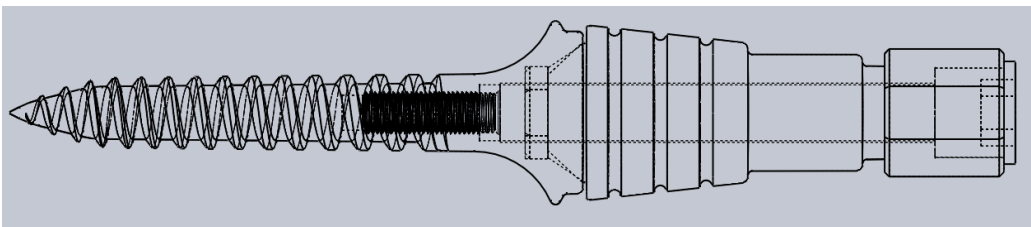
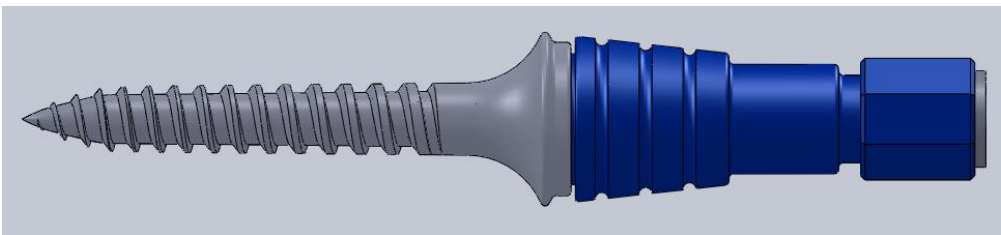


Figura 26. Vista lateral del tornillo híbrido.

En la figura 27 se muestra la imagen de la aplicación informática SolidWorks con la vista lateral del conjunto completo y consecutivo de piezas del mecanismo, en concreto el tornillo híbrido y el ajuste.

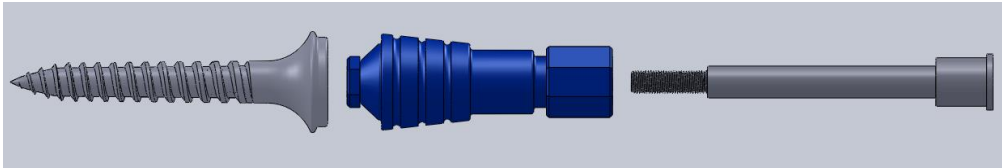


Figura 27. Vista lateral del conjunto (tornillo híbrido – ajuste).

En la Figura 28 se muestra la imagen de la aplicación informática SolidWorks con la vista lateral girada del conjunto completo anterior en el que se ha incluido la llave.

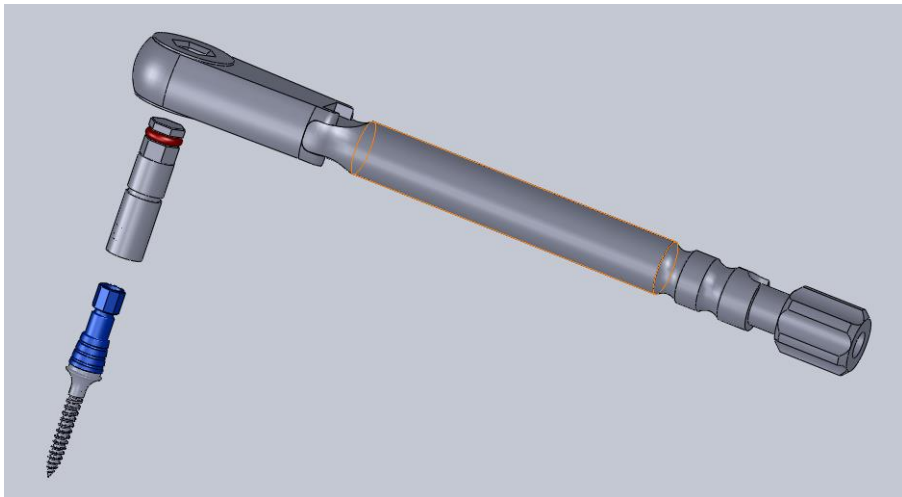


Figura 28. Vista lateral girada del conjunto completo por piezas (tornillo – ajuste – llave).

5.3. Realización de prototipos.

El conjunto del implante está constituido por las siguientes piezas fundamentalmente:

Broca agujero:

Las medidas de la broca agujero, tornillo broca y tornillo pequeño se detallan en las siguientes figuras:

La figura 29 es el diseño 3D realizado mediante SolidWorks de la pieza broca agujero.

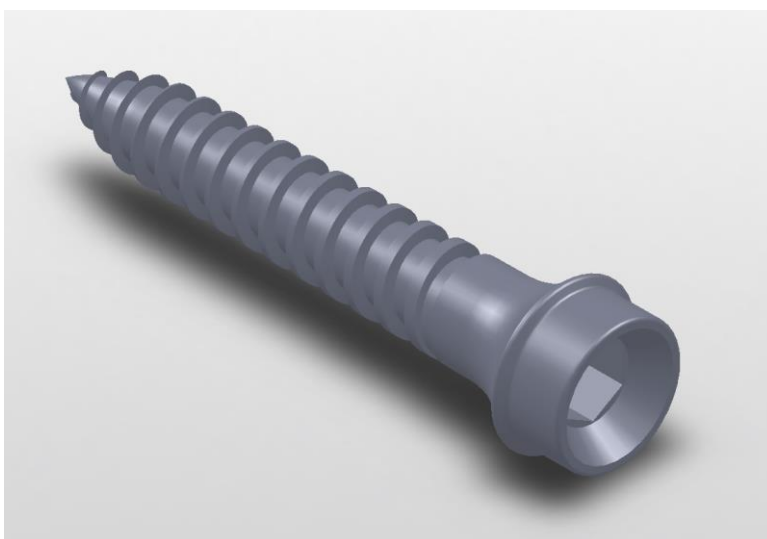


Figura 29. *Imagen 3D de la pieza broca agujero.*

Características broca agujero:

- Material: Acero inox 316L.
- Partir de varilla de $\varnothing 10$ mm.
- Realizar descuellos en el final de rosca.
- Redondeos no acotados de $\varnothing 0,1$ mm.
- Resto de cotas según fichero CAD.
- Tolerancias según ISO 2768-1 f.
- Acabado superficial fino, sin rebabas.

La figura 30 son los planos detallados de la pieza broca agujero.

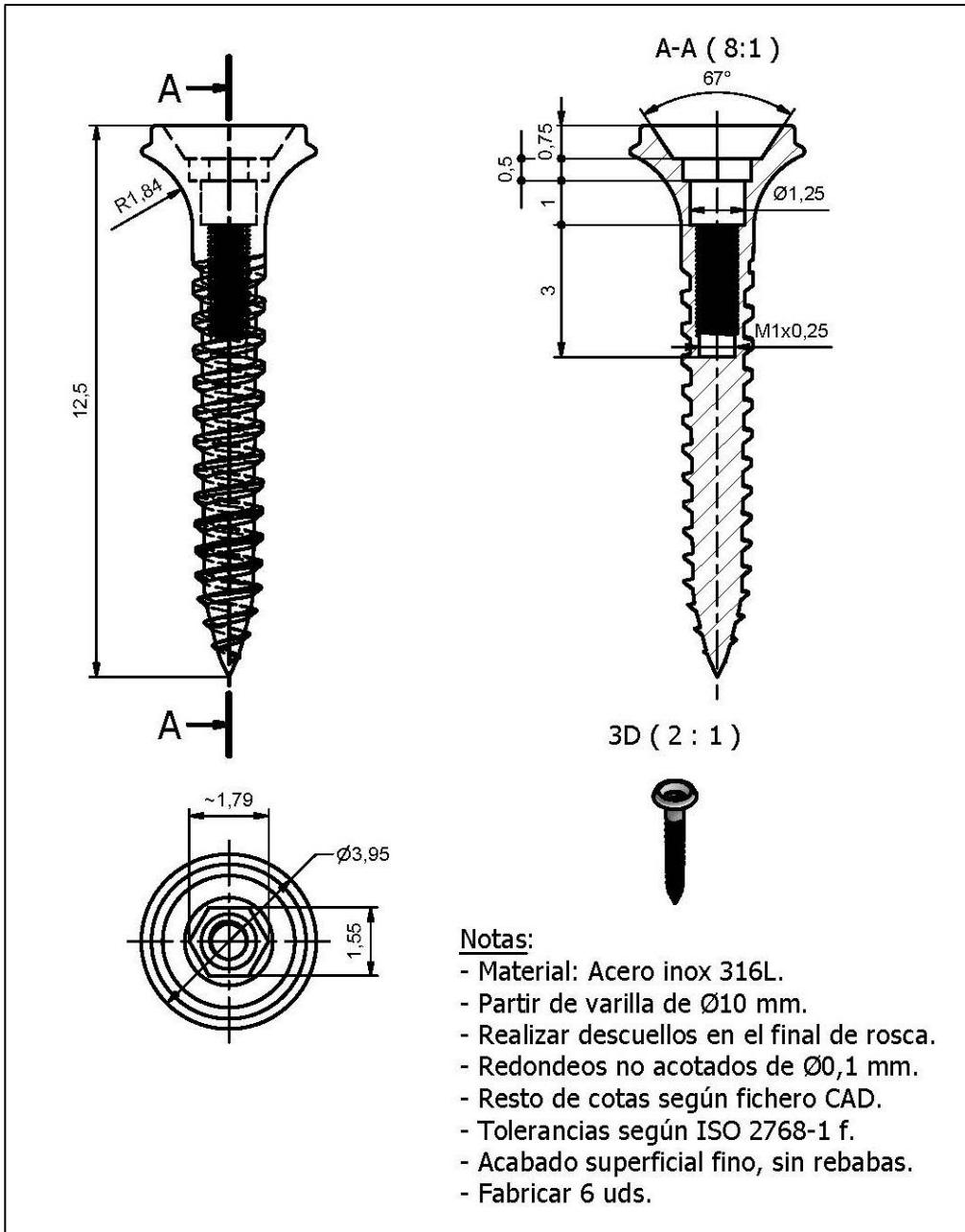


Figura 30. Plano broca agujero.

El acero inoxidable 316, considerado como de "grado médico", está fundido al vacío para alcanzar los extremadamente altos niveles de pureza y de 'limpieza' necesarios para los implantes quirúrgicos. Tiene excelente resistencia en entornos fisiológicos, a la corrosión general e intergranular, y a la corrosión por picaduras y en hendiduras.

Composición química aproximada

Cr: 17 - 19%.

Ni: 13 - 15%.

Mn: 2% MAX.

Mo: 2.25 - 3.5%.

Fe: BAL.

Propiedades del acero inoxidable 316:

Densidad	8.0 g/cm ³	0.289 lb/pulg. ³
Punto de fusión	1500 °C	2730 oF
Coefficiente de expansión	16.5 µm/m °C (20 - 100 °C)	9.2 x 10 ⁻⁶ pulg./pulg. °F (70 - 212 °F)
Módulo de rigidez	70.3 kN/mm ²	10196 ksi
Módulo de elasticidad	187.5 kN/mm ²	27195 ksi

Sus aplicaciones más importantes son, entre otras:

- Implantes médicos.
- Electrónica de alta precisión.

Tornillo broca:

La figura 31 es el diseño 3D realizado mediante SolidWorks de la pieza tornillo broca.



Figura 31. Imagen 3D de la pieza tornillo broca.

Características tornillo broca:

- Material: Acero inox 316L.
- Partir de varilla de $\varnothing 10$ mm.
- Realizar descuellos en el final de rosca.
- Redondeos no acotados de $\varnothing 0,1$ mm.
- Resto de cotas según fichero CAD.
- Tolerancias según ISO 2768-1 f.
- Acabado superficial fino, sin rebabas.

La figura 32 son los planos detallados de la pieza tornillo broca.

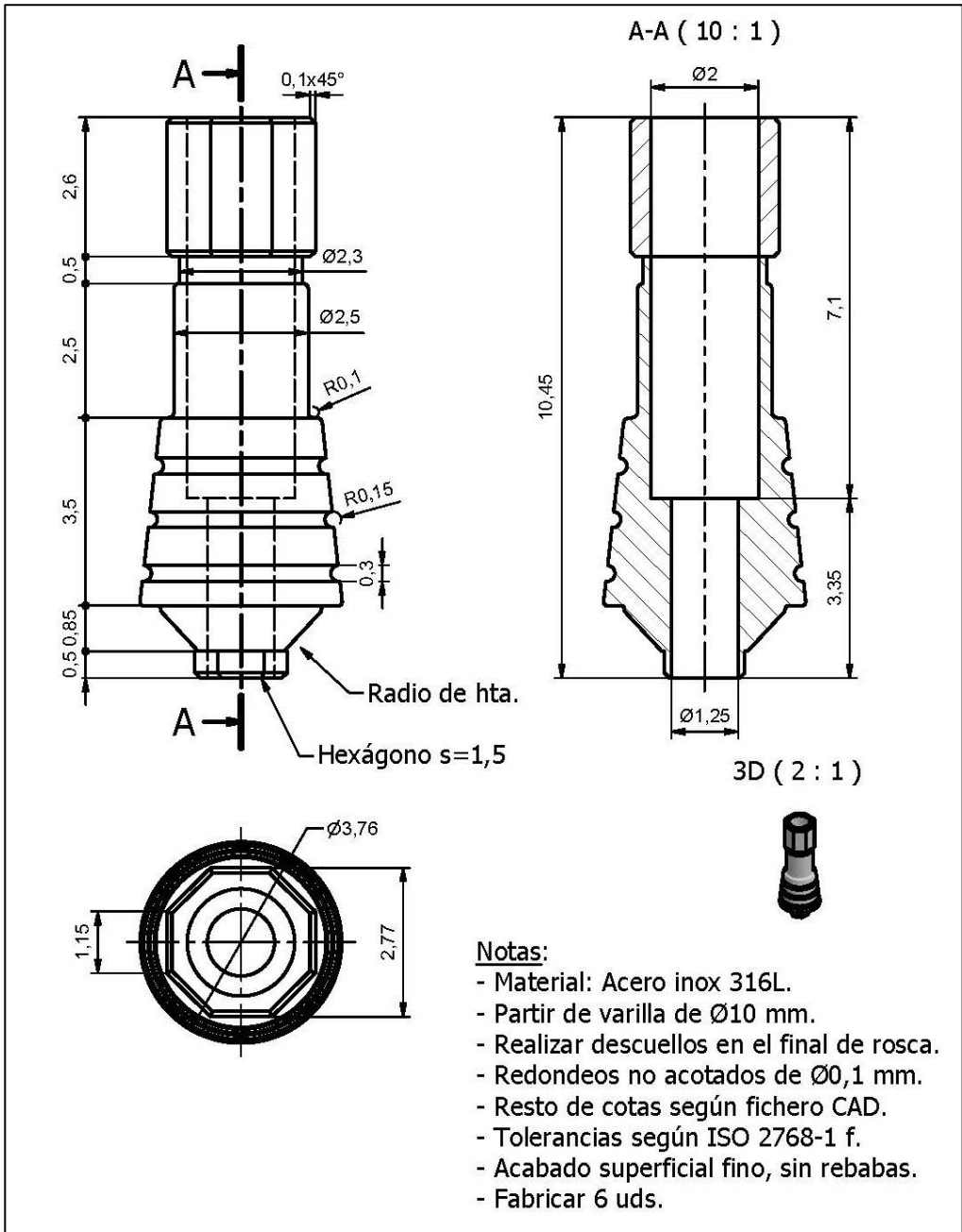


Figura 32. Plano tornillo broca.

Tornillo pequeño:

La figura 33 es el diseño 3D realizado mediante SolidWorks de la pieza tornillo pequeño.

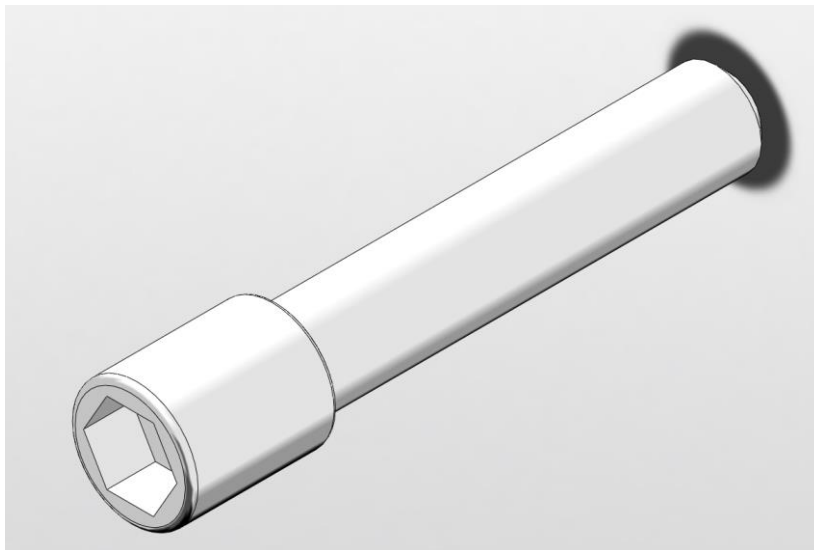


Figura 33. *Imagen 3D de la pieza tornillo pequeño.*

Características tornillo pequeño:

- Material: Titanio grado 5 (calidad médica).
- Partir de varilla de $\varnothing 10$ mm.
- Redondeos no acotados de $\varnothing 0,1$ mm.
- Resto de cotas según fichero CAD.
- Tolerancias según ISO 2768-1 f.
- Acabado superficial fino, sin rebabas.

La figura 34 son los planos detallados de la pieza tornillo pequeño.

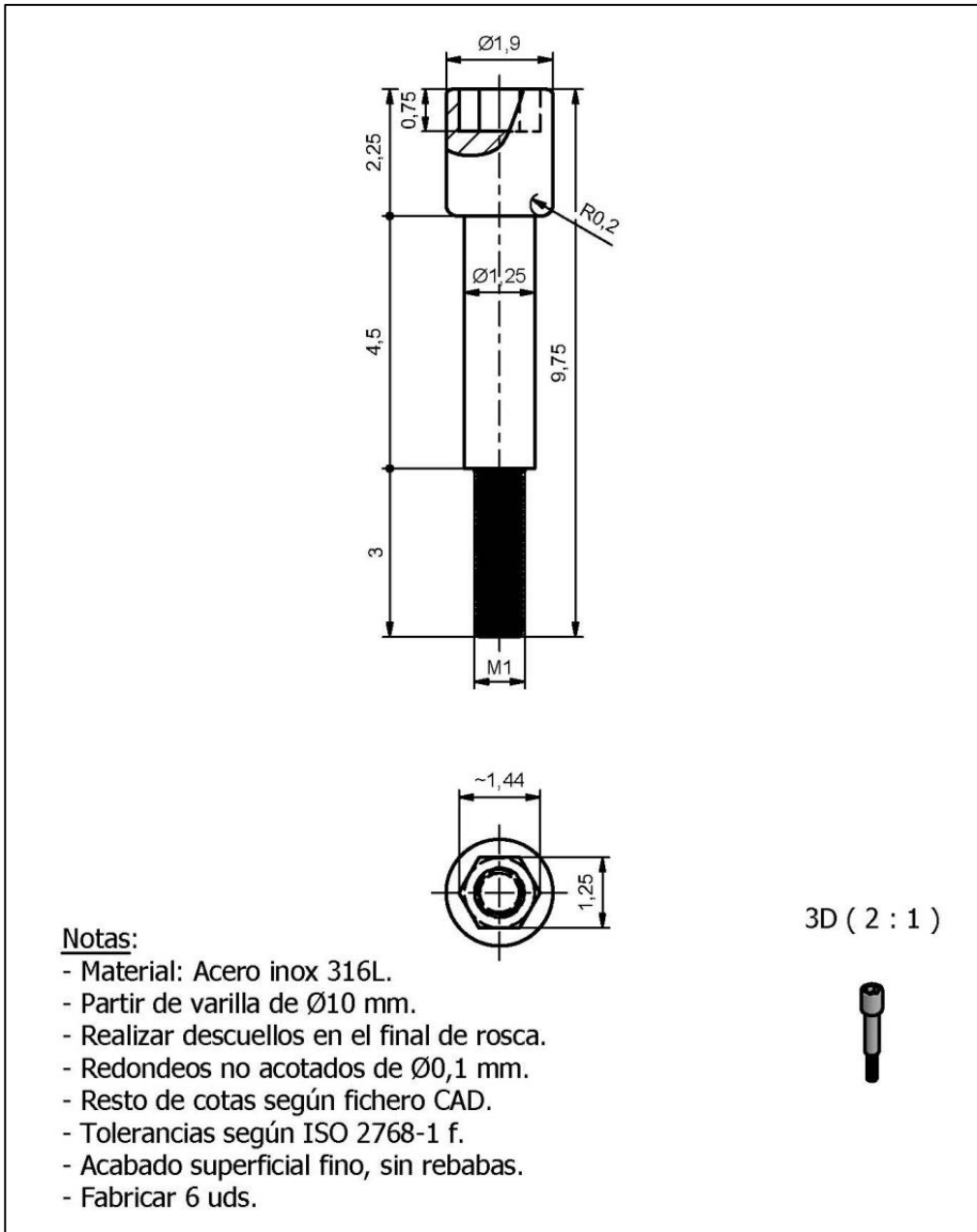


Figura 34. Plano tornillo pequeño.

En el proceso de fabricación del primer prototipo de microtornillo y montaje, se produjo la situación de que el tornillo no hace apriete sobre las 3 piezas.

El plano del tornillo pequeño tiene un vástago de 4,5 mm, si se suma la longitud que entra del tornillo broca en la pieza broca agujero ($3,35 + 1 = 4,35$ mm), es decir, faltaron 0,2 mm para realizar el apriete.

A partir de entonces se redujo la longitud del vástago del tornillo de 4,5 a 4 mm.

Resumen de las normativas de fabricación.

La fabricación en serie precisa que las piezas de que se componen, construidas conjunta o independientemente, puedan montarse sin necesidad de un trabajo previo de acondicionamiento, al igual que las piezas desgastadas o deterioradas para que puedan sustituirse por otras de fabricación en serie, considerando que esta sustitución pueda efectuarse lejos de su lugar de fabricación “principio de intercambiabilidad”.

Para conseguir este principio es necesario definir normas de tolerancias dimensionales y geométricas que son normas complementarias a las de representación y acotación.

La tolerancia se debe a que una magnitud no se puede dar de forma exacta, siendo preciso señalar un intervalo en el que se pueda asegurar, que se encuentra la medida obtenida, con un elevado nivel de confianza.

La tolerancia se designa añadiendo a la medida nominal, una letra que indica la posición de la tolerancia y un número, que es el Índice de la tolerancia o calidad, a partir de la cual se puede obtener la amplitud de la tolerancia.

De acuerdo con la norma UNE-EN 22.768-1:1993 (ISO 2.768-1:1989) sobre “Tolerancias lineales y angulares sin indicación individual de tolerancia”, los elementos o componentes de un conjunto deben estar correctamente dimensionados y definidos geoméricamente (forma, orientación y posición), para ello en los planos se definen las tolerancias y especificaciones necesarias, principalmente las funcionales.

La selección de la tolerancia general debe ser coherente con el proceso de fabricación, es decir, que la precisión usual que se obtiene al aplicar dicho proceso de fabricación sea del mismo orden que la seleccionada. Si no es así, se deben indicar de forma específica las medidas que sean más o menos estrictas que la general aplicada.

La forma de indicar la tolerancia general en el dibujo, es en el cajetín o bien junto a él, escribiendo la norma y la designación de la calidad seleccionada: f, m, c, v. Por ejemplo: ISO 2.768-m.

Si la pieza fabricada, no cumple con la tolerancia general, no debe rechazarse, salvo que se indique específicamente o no sea apta funcionalmente.

5.4. Modelo de elementos finitos.

Un paso fundamental en ingeniería, es el estudio por elementos finitos [78] [79] [80] [81] [82] [83] [84] [85][86]. El estudio realizado describe el trabajo llevado a cabo en el análisis del tornillo.

El análisis estructural del tornillo y la comprobación de las tensiones originadas en función de las especificaciones definidas, se abordó el problema mediante simulación, por el método de los elementos finitos (MEF), del comportamiento del tornillo de acuerdo con las diversas situaciones de cálculo. La aplicación de análisis empleada fue el programa de análisis por el MEF de propósito general, ANSYS, en su versión 13.0.

En este contexto [87], con objeto de obtener resultados precisos, se generó un modelo de elementos finitos en tres dimensiones que reproduce con gran exactitud el tornillo. Para ello, se ha empleado distintos tipos de elementos. Para las partes sólidas se utilizaron los elementos SOLID92 y SOLID185, y para la simulación de las zonas de contacto con el polímero o con los dientes, se han modelizado elementos de contacto tipo CONTAC52 y SPRING - DAMPER 14.

En el modelo de elementos finitos, se empleó en la medida de lo posible, los mallados estructurados al objeto de arrojar la mayor precisión posible en el análisis empleando los recursos computacionales disponibles.

En la figura 35 se muestran dos imágenes (vista frontal y lateral) del tornillo híbrido con el mallado necesario para la realización de las simulaciones por el modelo de elementos finitos.

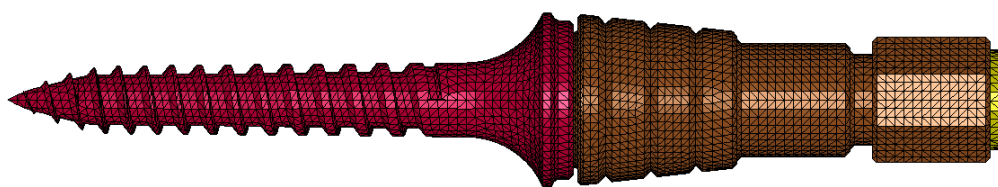
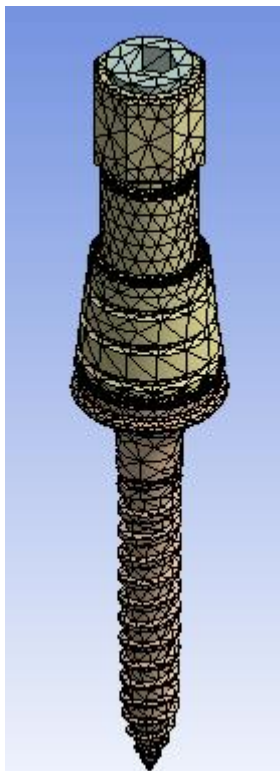


Figura 35. Mallado del tornillo híbrido para simulaciones por elementos finitos.

En las figura 37 y figura 38 se muestran dos imágenes del mallado del maxilar superior y del maxilar inferior necesario para la realización de las simulaciones por el modelo de elementos finitos.

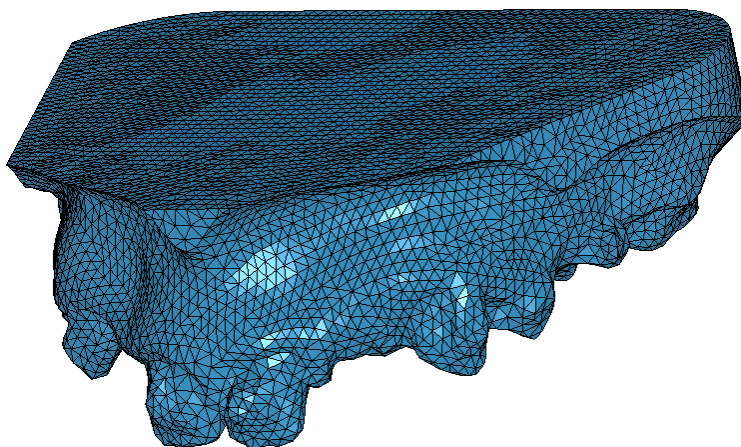


Figura 37. *Malla del maxilar superior.*

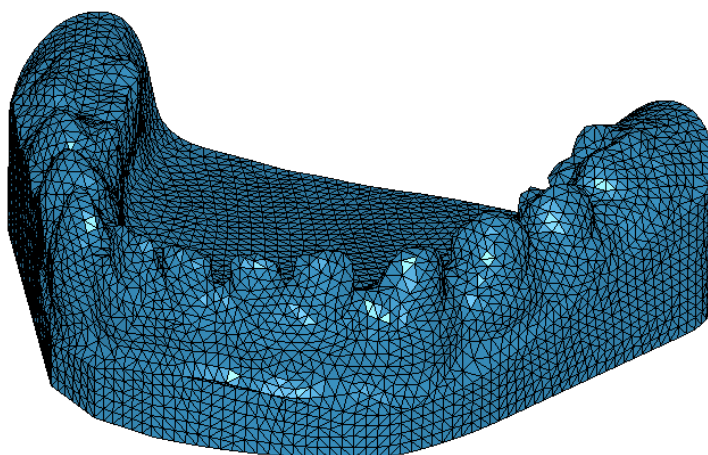


Figura 38. *Malla del maxilar inferior.*

Condiciones de contorno y cargas.

En el marco de la Tesis se han llevado a cabo dos pruebas diferentes:

- Prueba de apriete del tornillo. Con esta simulación se pretende evaluar si el tornillo diseñado soporta las solicitaciones a las que es sometido cuando se realiza el roscado.
- Pruebas de cargas: Esta simulación pretende evaluar el comportamiento del tronillo cuando se le somete a diferentes cargas.

En la figura 39 se muestran ejemplos de dos tipos de simulaciones realizadas por el modelo de elementos finitos: aplicación de la carga para la simulación de roscado (prueba de apriete), imagen A, y aplicación de diferentes cargas (prueba de cargas), imagen B.

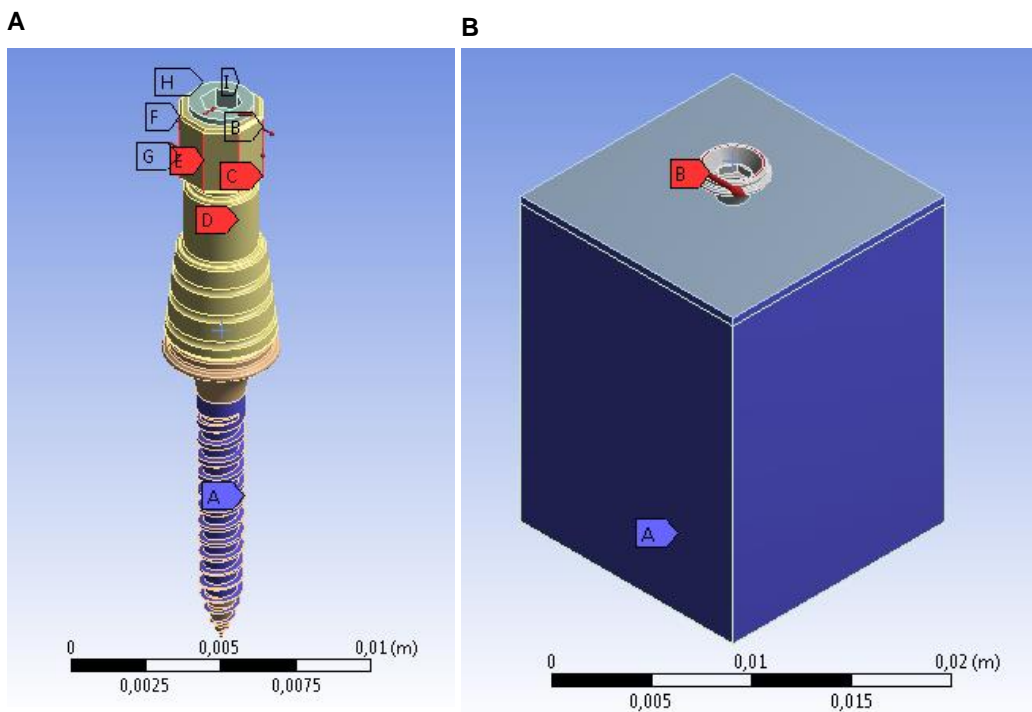


Figura 39. Ejemplo de los dos tipos de simulaciones realizadas por elementos finitos.

Apriete/roscado del tornillo

En primer lugar se estudiará mediante elementos finitos el comportamiento del microimplante [88] [89] [90] [91] [92] en el momento del roscado de éste [93] [94] [95] [96] [97] [98] [99] [100] [101] [102] [103].

Para ello se impone una carga en la cabeza del tornillo que simule el momento de apriete de la llave dinamométrica y se fija la zona de la rosca del tornillo. El momento de apriete de la llave dinamométrica con la que se cuenta es 30 Ncm y para la simulación de este momento se han utilizado dos alternativas.

La simulación del roscado se representa gráficamente en las dos imágenes de la figura 40. En la imagen B, se puede comprobar como se va a aplicar la carga en la cabeza del tornillo que se fija en la zona de rosca del tornillo.

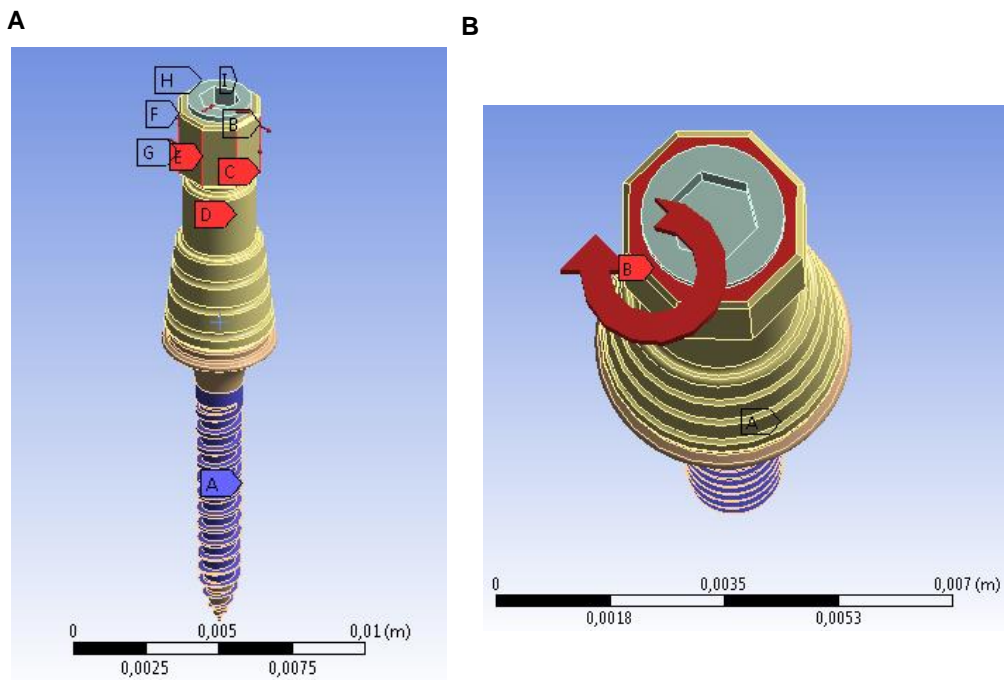


Figura 40. Alternativas a la aplicación de las cargas para la simulación de roscado.

En ambas simulaciones se han utilizado las mismas unidades, el mismo modelo y los mismos materiales.

A continuación se pueden observar unas tablas resumen con las unidades, modelos y materiales [104][105].

Unidades:

Tabla 1. Unidades.

Sistema de Unidades	Sistema métrico (m, kg, N, s, V, A)
Ángulo	Grados
Velocidad angular	rad/s
Temperatura	Celsius

Modelo:

Tabla 2. Geometría de los modelos 1 y 2.

Contorno	
Longitud en X	3,954e-003 m
Longitud en Y	2,195e-002 m
Longitud en Z	3,954e-003 m
Propiedades	
Volumen	8,7324e-008 m ³
Masa	6,2352e-004 kg
Valor del factor de escala	1,0
Estadísticas	
Piezas	3
Piezas activas	3
Nodos	107631
Elementos	72122

Tabla 3. Geometría del modelo 1 (Piezas).

Nombre del objeto	Broca agujero	Tornillo pequeño	Tornillo broca
Estado	Mallado		
Definición			
Comportamiento rígido	Flexible		
Sistema de coordenadas	Sistema de coordenadas por defecto		
Temperatura de referencia	Ambiente		
Material			
Asignación	Aleación de titanio	Acero	
Efectos no-lineales	Sí		
Efectos de deformación termal	Sí		
Contorno			
Longitud en X	3,954e-003 m	2,1957e-003 m	3,7538e-003 m
Longitud en Y	1,25e-002 m	1,405e-002 m	1,045e-002 m
Longitud en Z	3,954e-003 m	2,1913e-003 m	3,7556e-003 m
Propiedades			
Volumen	1,9186e-008 m ³	1,7745e-008 m ³	5,0393e-008 m ³
Masa	8,8638e-005 kg	1,393e-004 kg	3,9559e-004 kg
Centroide en X	8,4637e-007 m	2,989e-008 m	9,1209e-009 m
Centroide en Y	-4,3499e-003 m	3,6163e-003 m	3,4719e-003 m
Centroide en Z	2,9119e-007 m	-1,2555e-008 m	1,6637e-008 m
Momento de Inercia Ip1	8,0126e-011 kg·m ²	3,6669e-011 kg·m ²	3,3258e-009 kg·m ²
Momento de Inercia Ip2	1,167e-009 kg·m ²	2,1796e-009 kg·m ²	3,3258e-009 kg·m ²
Momento de Inercia Ip3	1,167e-009 kg·m ²	2,1796e-009 kg·m ²	5,4565e-010 kg·m ²
Estadísticas			
Nodos	17964	9591	80076
Elementos	10374	5447	56301

Tabla 4. Contactos.

Nombre del objeto	Contact Region	Contact Region 3	Contact Region 4
Estado	Completamente definido		
Alcance			
Contacto	6 Faces	4 Faces	8 Faces
Objeto	6 Faces	4 Faces	9 Faces
Piezas contacto	Broca agujero	Tornillo pequeño	Broca agujero
Piezas objeto	Tornillo pequeño	Tornillo broca	
Definición			
Tipo	Adherencia		
Modelo de Alcance	Automático		
Comportamiento	Simétrico		
Supresión	No		
Propiedades avanzadas			
Formulación	Penalización		
Rigidez normal	Controlada por el programa		
Actualización de la rigidez	Nunca		
"Pinball región"	Controlada por el programa		

Tabla 5. Malla.

Estado	Solucionado
Valores por defecto	
Preferencia física	Mecánica
Relevancia	0
Tamaño	
Relación	Grueso
Tamaño de los elementos	Por defecto
Tamaño inicial	Ensamblaje Activado
Suavizado	Alto
Transición	Lenta
Ángulo	Grueso
Tamaño mínimo del eje	6,4289e-006 m
Crecimiento	
Uso de crecimiento automático	Ninguno
Opción de crecimiento	Transición suavizada
Ratio de transición	0,272
Máximo número de capas	5
Tasa de crecimiento	1,2
Algoritmo de crecimiento	Pre
Opciones avanzadas	No

Materiales:Aleación de Titanio:**Tabla 6. Constantes asociadas a la aleación de Titanio.**

Densidad	4620 kg m ⁻³
Coefficiente de expansión termal	9.4e-006 C ⁻¹
Calor específico	522 J kg ⁻¹ C ⁻¹
Conductividad térmica	21.9 W m ⁻¹ C ⁻¹
Resistividad	1.7e-006 ohm m

Tabla 7. Resistencia de la aleación de Titanio.

Resistencia última a compresión	0 Pa
Resistencia plástica última a compresión	9.3e+008 Pa
Tensión de plastificación	9.3e+008 Pa
Tensión última	1.07e+009 Pa

Tabla 8. Temperatura de referencia de la aleación de Titanio.

Temperatura de referencia	22 °C
---------------------------	-------

Tabla 9. Elasticidad (aleación de Titanio).

Módulo de Young	1.14e+011 Pa
Coefficiente de Poisson	0.3
Módulo de compresibilidad	9.5e+010 Pa
Módulo a cortadura	4.3846e+010 Pa

Tabla 10. Permeabilidad relativa (aleación de Titanio).

Permeabilidad relativa	10000
------------------------	-------

Acero:

Tabla 11. Constantes asociadas al Acero.

Densidad	7850 kg m-3
Coefficiente de expansión termal	1.2e-005 C-1
Calor específico	434 J kg-1 C-1
Conductividad térmica	60.5 W m-1 C-1
Resistividad	1.7e-007 ohm m

Tabla 12. Resistencia del Acero.

Resistencia última a compresión	0 Pa
Resistencia plástica última a compresión	2.5e+008 Pa
Tensión de plastificación	2.5e+008 Pa
Tensión última	4.6e+008 Pa

Tabla 13. Temperatura de referencia de la aleación de Titanio.

Temperatura de referencia	22 °C
---------------------------	-------

Tabla 14. Tensión media con tensión alterna (Acero).

Alternating Stress Pa	Cycles	Mean Stress Pa
3.999e+009	10	0
2.827e+009	20	0
1.896e+009	50	0
1.413e+009	100	0
1.069e+009	200	0
4.41e+008	2000	0
2.62e+008	10000	0
2.14e+008	20000	0
1.38e+008	1.e+005	0
1.14e+008	2.e+005	0
8.62e+007	1.e+006	0

Tabla 15. Parámetros Deformación-Tiempo (Acero).

Coefficiente de tensión	9.2e+008 Pa
Exponente de tensión	-0.106
Coefficiente de ductilidad	0.213
Exponente de ductilidad	-0.47
Coefficiente de tensión cíclica	1.e+009 Pa
Exponente de endurecimiento por deformación cíclica	0.2

Tabla 16. Elasticidad (Acero).

Módulo de Young	2.e+011 Pa
Coefficiente de Poisson	0.3
Módulo de compresibilidad	1.6667e+011 Pa
Módulo a cortadura	7.6923e+010 Pa

Tabla 17. Permeabilidad relativa (Acero).

Permeabilidad relativa	10000
------------------------	-------

Las condiciones de carga utilizadas en las dos simulaciones son diferentes, como ya se comentó en párrafos anteriores. En la primera simulación se impuso una fuerza en los ejes del tronco del prisma octogonal que forma la cabeza del tornillo, mientras que en la segunda simulación se impone un momento en la cara superior de la cabeza del tornillo [106] [107] [108] [109] [110] [111] [112] [113] [114] [115] [116] [117] [118] [119] [120] [121][122] [123] [124]

Condiciones (Simulación 1):

En la figura 41 se muestra las direcciones de aplicación de las cargas en la simulación de apriete (fuerzas) por el modelo de elementos finitos.

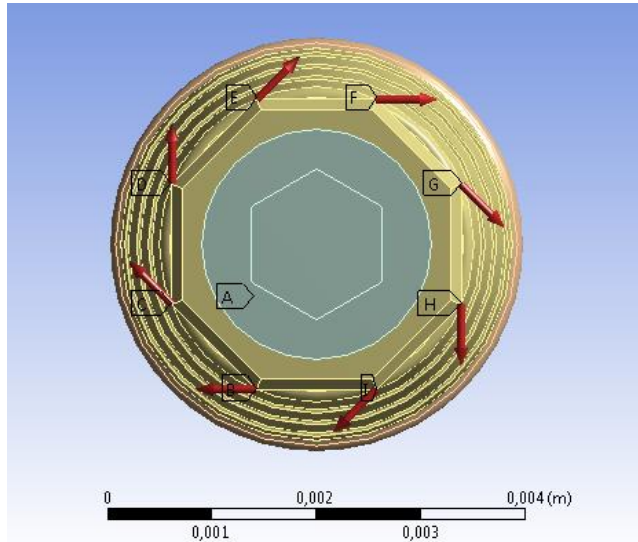


Figura 41. Puntos de aplicación de las cargas en la simulación de apriete 1 (fuerzas).

Tabla 18. Análisis

Definición	
Físicamente	Structural
Tipo de análisis	Static Structural
Solver	Mechanical APDL
Opciones	
Temperatura Ambiente	22 °C

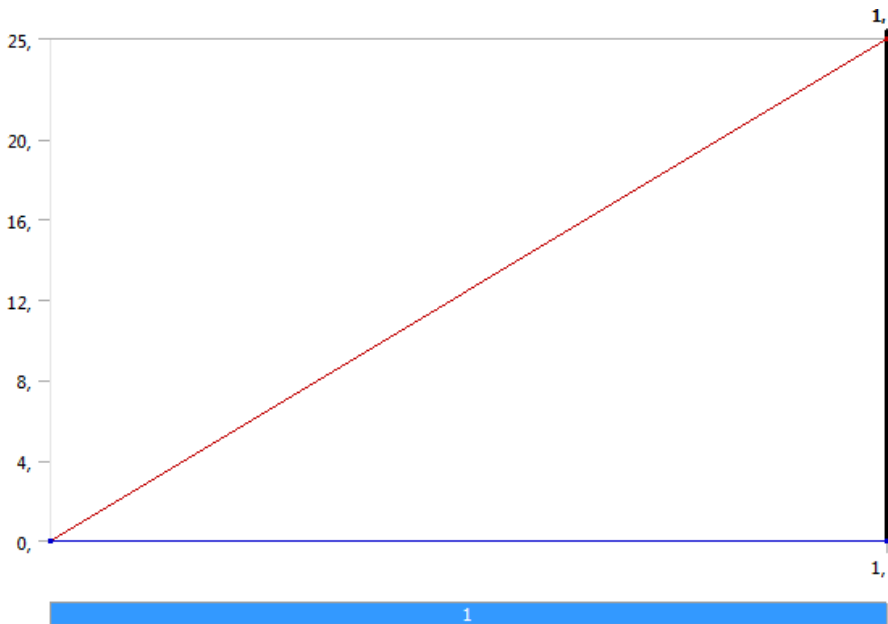
Tabla 19. Configuraciones para el análisis

Estado	Completamente definido
Controles de paso	
Número de pasos	1
Tiempo final	1 s
Tiempo por paso	Controlado por el programa

Tabla 20. Cargas (Soporte, 1, 2, 3 y 4, Modelo1).

Nombre del Objeto	Apoyo fijo	Fuerza 1	Fuerza 2	Fuerza 3	Fuerza 4
Estado	Completamente definido				
Geometría	6 caras	1 Eje			
Definición					
Tipo	Soporte fijo	Fuerza			
Definido por		Componentes			
Sistema de coordenadas		Global			
Componente X		25, N (rampa)	17,675 N (rampa)	0, N (rampa)	17,675 N (rampa)
Componente Y		0, N (rampa)			
Componente Z		0, N (rampa)	17,675 N (rampa)	25, N (rampa)	17,675 N (rampa)

La figura 42, figura 43, figura 44, figura 45, figura 46, figura 47, figura 48 y figura 49 son la representación gráfica del modelo 1 en función de la fuerza y de los ejes de aplicación de la misma (X, Y, Z) según las condiciones establecidas en las correspondientes tablas.

**Figura 42. Representación gráfica Fuerza 1, modelo 1.**

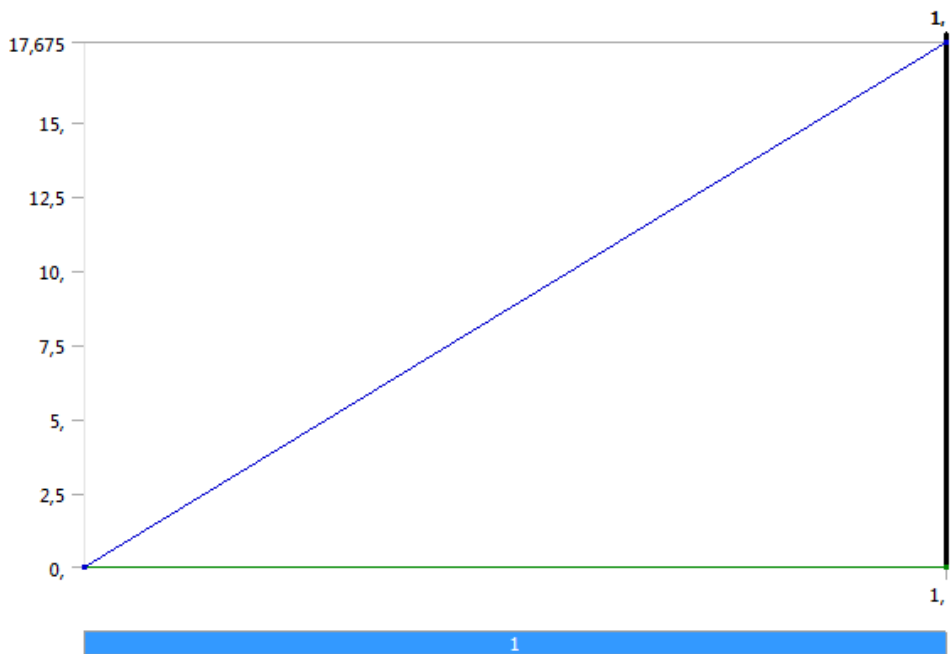


Figura 43. Representación gráfica Fuerza 2, modelo 1.

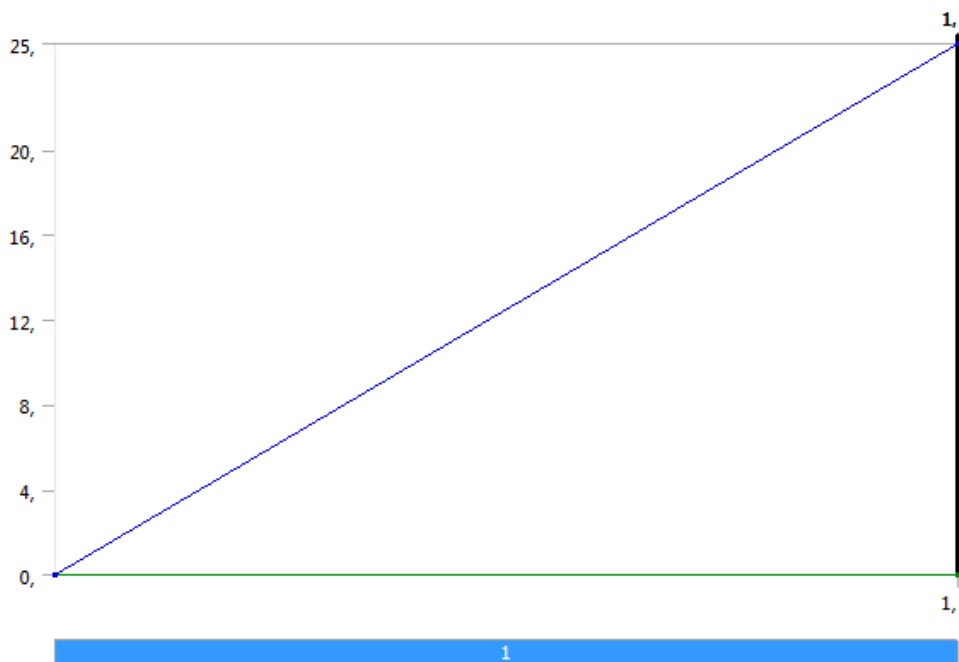


Figura 44. Representación gráfica Fuerza 3, modelo 1.

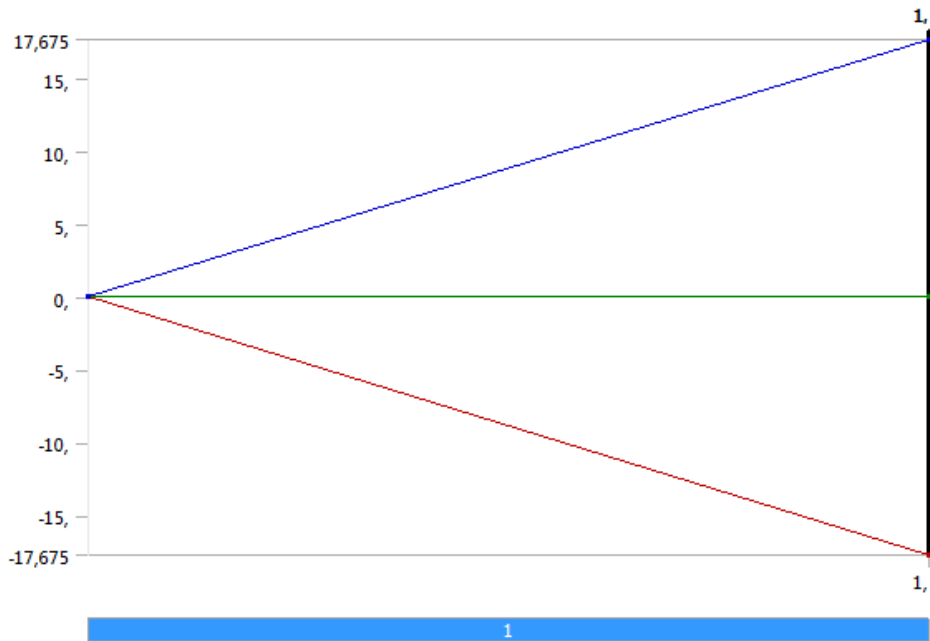


Figura 45. Representación gráfica Fuerza 4, modelo 1.

Tabla 21. Cargas (5, 6, 7 y 8, Modelo1).

Nombre del Objeto	Fuerza 5	Fuerza 6	Fuerza 7	Fuerza 8
Estado	Completamente definido			
Geometría	1 Eje			
Definición				
Tipo	Fuerza			
Definido por	Componentes			
Sistema de coordenadas	Global			
Componente X	-25, N (rampa)	-17,675 N (rampa)	0, N (rampa)	17,675 N (rampa)
Componente Y	0, N (rampa)			
Componente Z	0, N (rampa)	-17,675 N (rampa)	-25, N (rampa)	-17,675 N (rampa)

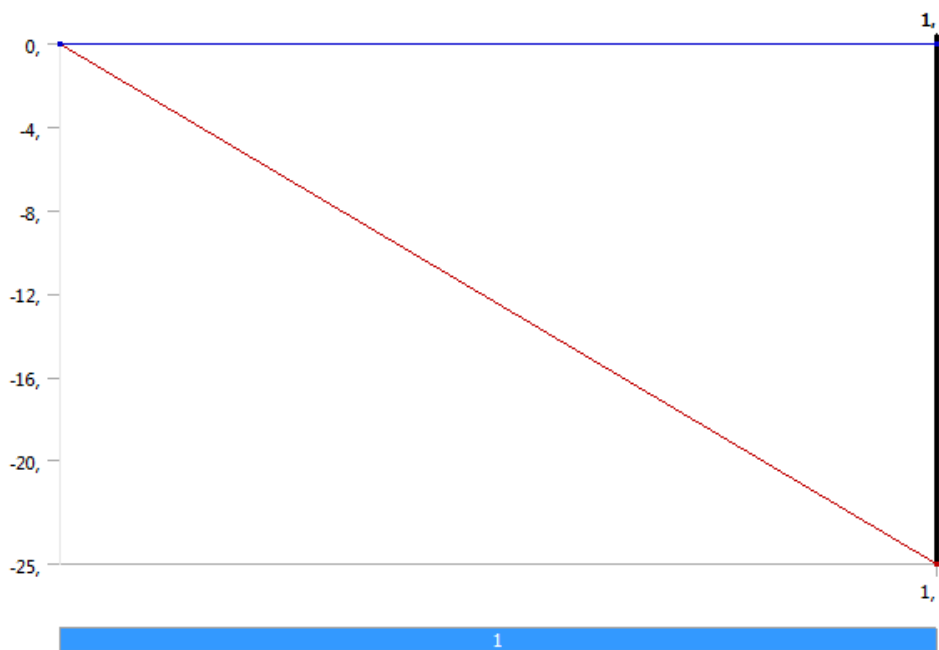


Figura 46. Representación gráfica Fuerza 5, modelo 1.

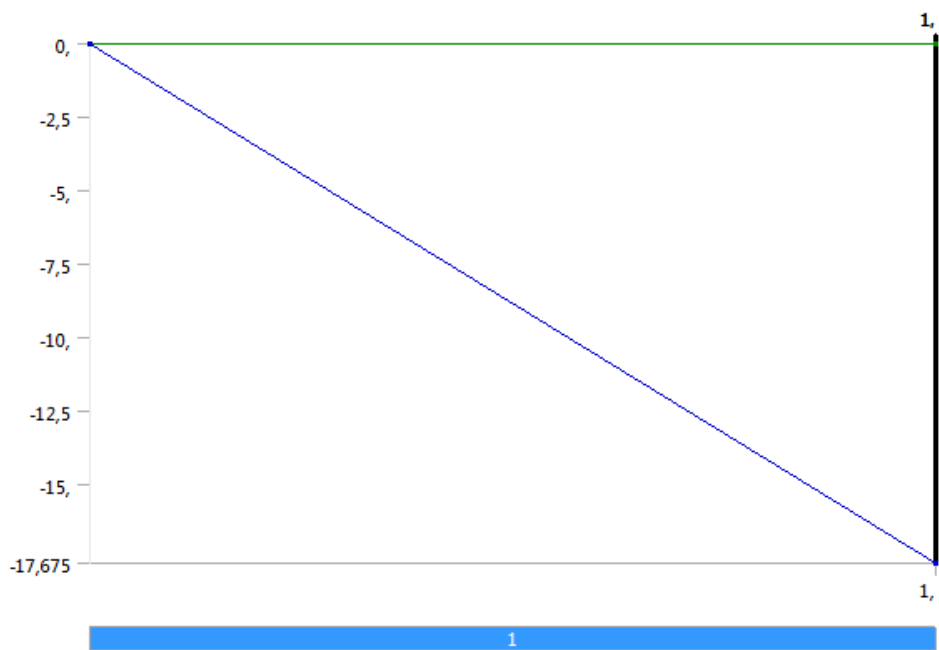


Figura 47. Representación gráfica Fuerza 6, modelo 1.

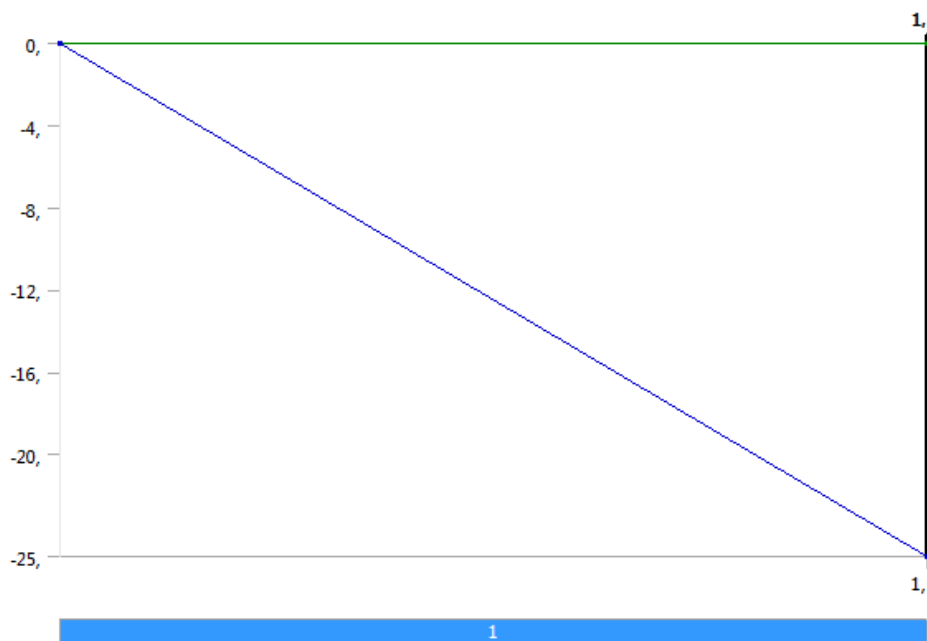


Figura 48. Representación gráfica Fuerza 7, modelo 1.

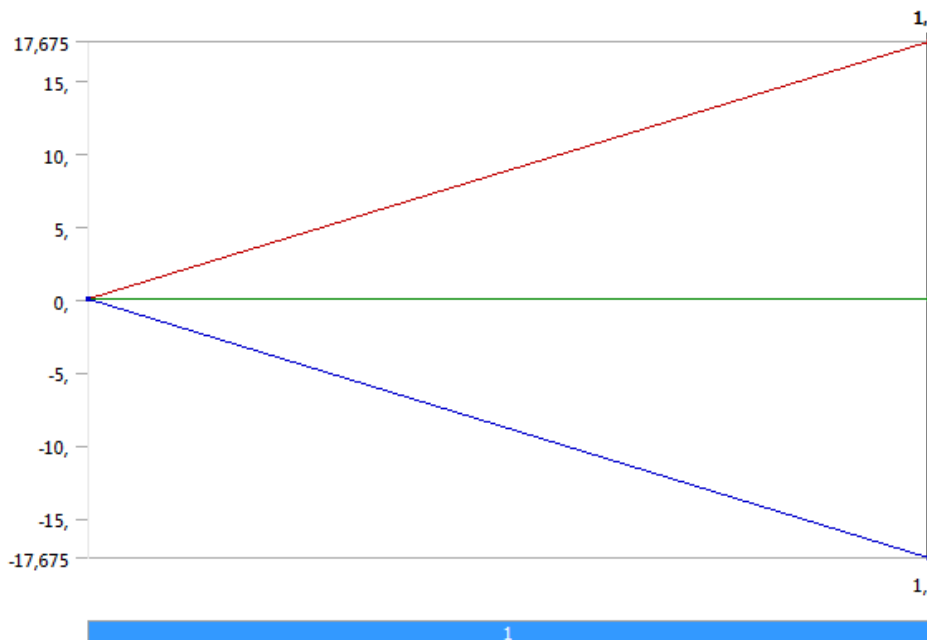


Figura 49. Representación gráfica Fuerza 8, modelo 1.

Condiciones (Simulación 2):

En la figura 50 se muestra la dirección de aplicación de la carga en la simulación de apriete (momento) por el modelo de elementos finitos. Aunque en la imagen parece que el momento está aplicado fuera del eje del tornillo, eso no es así, ya que se aplica en la cara superior completa, es decir, sí que está centrado.

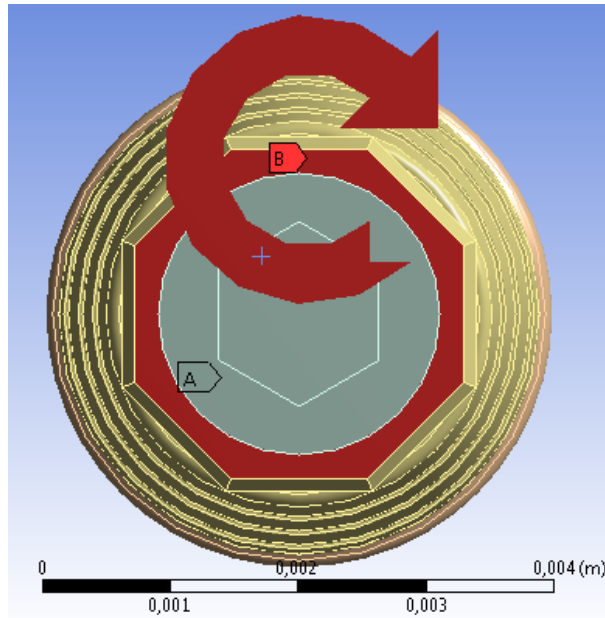


Figura 50. Aplicación de las cargas en la simulación de apriete 1 (momentos).

Tabla 22. Análisis

Definición	
Físicamente	Structural
Tipo de análisis	Static Structural
Solver	Mechanical APDL
Opciones	
Temperatura Ambiente	22 °C

Tabla 23. Configuraciones para el análisis

Estado	Completamente definido
Controles de paso	
Número de pasos	1
Tiempo final	1 s
Tiempo por paso	Controlado por el programa

Tabla 24. Cargas (Soporte, 1, 2, 3 y 4, Modelo1).

Nombre del Objeto	<i>Soporte fijo</i>	<i>Momento</i>
Estado	Completamente definido	
Geometría	6 caras	1 Cara
Definición		
Tipo	Soporte fijo	Fuerza
Definido por		Componentes
Sistema de coordenadas		Global
Componente X		0, N·m (rampa)
Componente Y		-0,3 N·m (rampa)
Componente Z		0, N·m (rampa)

La figura 51 es la representación gráfica del modelo 2 en función del momento y de los ejes de aplicación (X, Y, Z) según las condiciones establecidas en las correspondientes tablas.

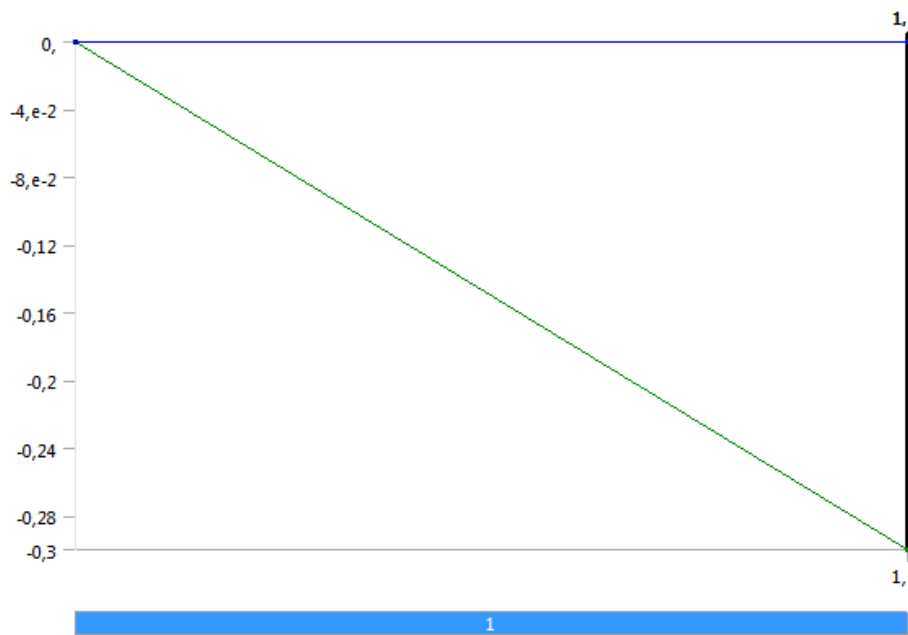


Figura 51. Momento, modelo 2.

Solicitaciones en el tornillo.

A continuación se estudiará mediante elementos finitos el comportamiento del tornillo híbrido. Los estudios realizados consisten en la aplicación de una fuerza de 250 gr en dirección paralela a la superficie del cortex (Perpendicular al eje del implante). Tras los primeros ensayos, se observa la influencia de la dirección de aplicación de la fuerza, pues la rosca de los implantes provoca que su comportamiento no sea perfectamente simétrico. Debido a este efecto, se realizan los ensayos aplicando la fuerza de 250 gr en dos direcciones perpendiculares y paralelas a la superficie exterior, como se observa en el esquema general de aplicación de fuerzas de la figura 52.

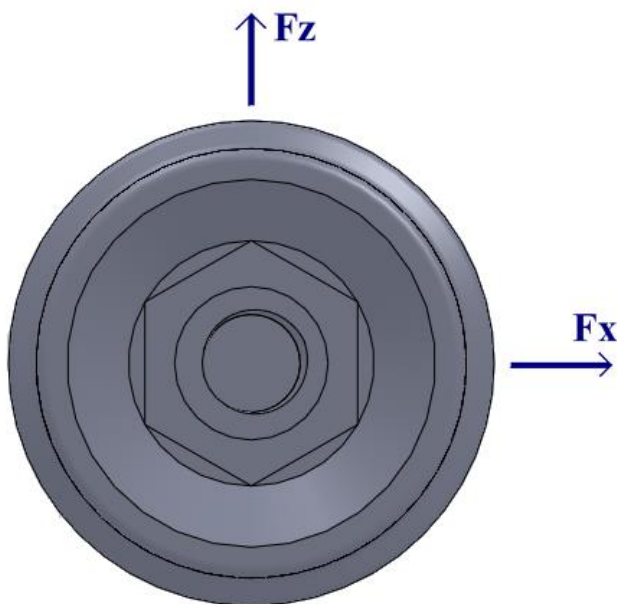


Figura 52. Esquema general de aplicación de fuerzas

Además, también se realizan pruebas de aplicación de una fuerza de 250 gr en dirección paralela al eje del implante (en ambas direcciones).

A través de este estudio se pretende validar el tornillo híbrido diseñado y demostrar que es capaz de soportar las sollicitaciones a las que puede ser sometido.

Otro de los parámetros a estudiar es la influencia del espesor de la capa cortical, por lo que se realizarán simulaciones con 5 espesores distintos de cortex, que van de 0,5 mm a 2.5 mm (de 0,5 mm en 0,5 mm).

La simulación mediante elementos finitos, se basa en una discretización del modelo de CAD 3d, y el posterior cálculo estructural sobre esta discretización (malla). En un mismo micro-implante, se ha conseguido que todas las simulaciones para los distintos espesores de cortex tengan la misma malla. Para ello se ha modelado el cortex y la parte superior del trabecular en distintas capas de espesor 0,5 mm, y se ha supuesto un empotramiento entre capas como se puede observar en la figura 53. De esta manera, el modelo geométrico para los distintos espesores de cortex es idéntico, variando únicamente las propiedades mecánicas del material de cada capa según corresponda para cada espesor de cortex.

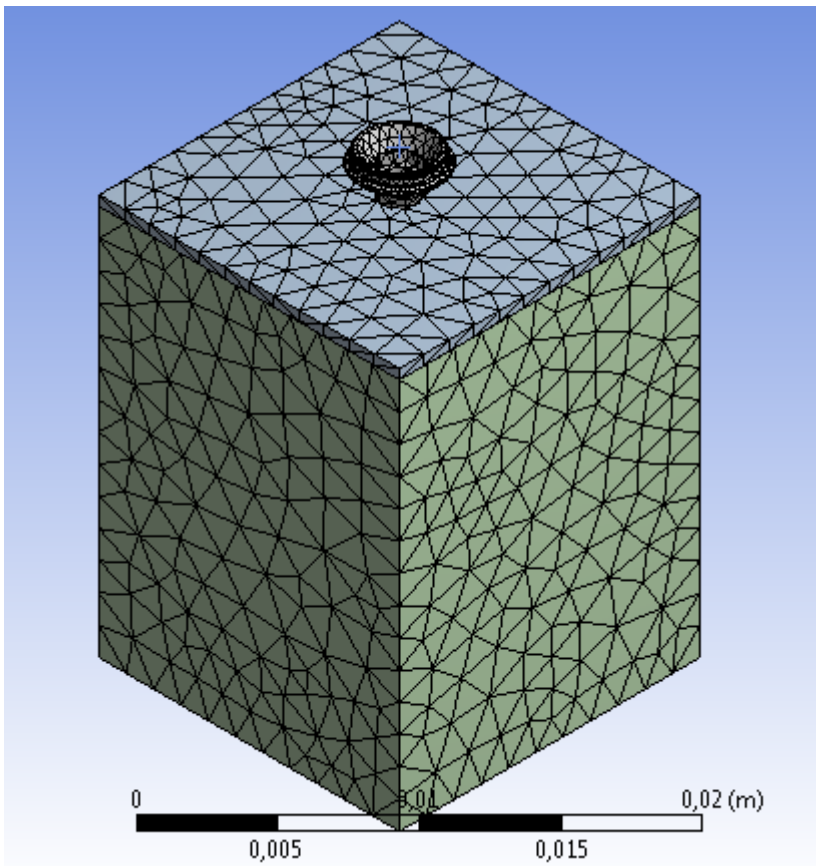


Figura 53. Estructura de malla en capas.

La aplicación de la fuerza en cada implante se realiza en la cara superior de cada implante, tal y como se aprecia en las figuras correspondientes a cada ensayo, que se mostrarán más adelante. El conjunto se fija considerando totalmente inmóviles las caras laterales del conjunto, así como la cara inferior del mismo, en la figura 54 se adjunta una imagen del posicionamiento del tornillo híbrido.

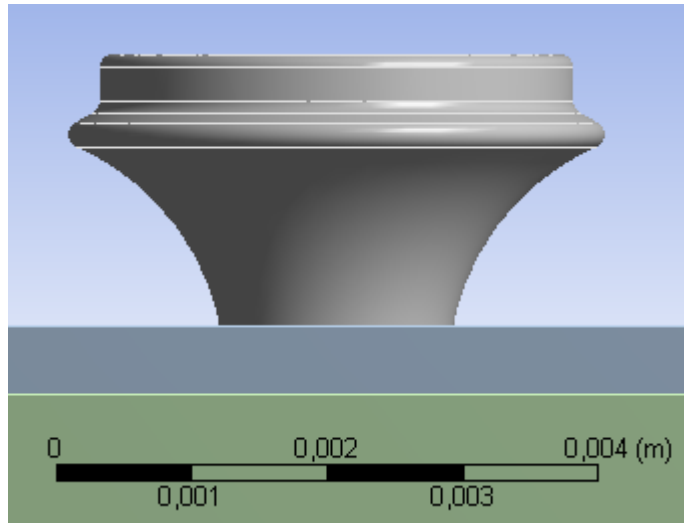


Figura 54. Posicionamiento del tornillo híbrido.

En todas las simulaciones se han utilizado las mismas unidades y los mismos materiales con las mismas propiedades.

A continuación se pueden observar unas tablas resumen con las unidades y las propiedades de los materiales.

Unidades:

Tabla 25. Unidades.

Sistema de Unidades	Sistema métrico (m, kg, N, s, V, A)
Ángulo	Grados
Velocidad angular	rad/s
Temperatura	Celsius

Materiales:Aleación de Titanio:**Tabla 26. Constantes asociadas a la aleación de Titanio.**

Densidad	4620 kg m ⁻³
Coefficiente de expansión termal	9.4e-006 C-1
Calor específico	522 J kg-1 C-1
Conductividad térmica	21.9 W m-1 C-1
Resistividad	1.7e-006 ohm m

Tabla 27. Resistencia de la aleación de Titanio.

Resistencia última a compresión	0 Pa
Resistencia plástica última a compresión	9.3e+008 Pa
Tensión de plastificación	9.3e+008 Pa
Tensión última	1.07e+009 Pa

Tabla 28. Temperatura de referencia de la aleación de Titanio.

Temperatura de referencia	22 °C
---------------------------	-------

Tabla 29. Elasticidad (aleación de Titanio).

Módulo de Young	1.14e+011 Pa
Coefficiente de Poisson	0.3
Módulo de compresibilidad	9.5e+010 Pa
Módulo a cortadura	4.3846e+010 Pa

Tabla 30. Permeabilidad relativa (aleación de Titanio).

Permeabilidad relativa	10000
------------------------	-------

Cortical:

Tabla 31. Constantes asociadas al material de la zona Cortical.

Densidad	2000 kg m-3
Coefficiente de expansión termal	0 C-1
Calor específico	0 J kg-1 C-1
Conductividad térmica	0 W m-1 C-1
Resistividad	0 ohm m

Tabla 32. Elasticidad (Cortical).

Módulo de Young	1.4e+010 Pa
Coefficiente de Poisson	0.3
Módulo de compresibilidad	1.1667e+010 Pa
Módulo a cortadura	5.3846e+009 Pa

Tabla 33. Permeabilidad relativa (Cortical).

Permeabilidad relativa	0
------------------------	---

Trabecular:

Tabla 34. Constantes asociadas al material de la zona Trabecular

Densidad	2000 kg m-3
Coefficiente de expansión termal	0 C-1
Calor específico	0 J kg-1 C-1
Conductividad térmica	0 W m-1 C-1
Resistividad	0 ohm m

Tabla 35. Elasticidad (Trabecular).

Módulo de Young	5e+007 Pa
Coefficiente de Poisson	0.3
Módulo de compresibilidad	4.1667e+007 Pa
Módulo a cortadura	1.9231e+007 Pa

Tabla 36. Permeabilidad relativa (Trabecular).

Permeabilidad relativa	0
------------------------	---

Resultados.

En este apartado se presentan unos resúmenes de los resultados obtenidos en las simulaciones. Se reflejará el estado tensional y de desplazamientos del implante, el cortex y el trabecular, en la dirección de la carga aplicada. Como estado tensional, se tomará la tensión equivalente de Von-Mises para todas las simulaciones.

En total se han realizado 20 simulaciones (1 implante, con 5 espesores de cortex, y 3 direcciones de aplicación de la fuerza, una de ellas en ambos sentidos).

Apriete del tornillo:**Apriete (Fuerzas):**

La primera simulación que se llevó a cabo fue la del apriete del tornillo introduciendo el momento de apriete mediante fuerzas en la cabeza.

A continuación se pueden observar los resultados obtenidos en la figura 55: A Deformación total, B Deformación elástica equivalente y C Tensión equivalente.

La deformación total máxima (entre $1,5022\text{e-}5$ y $1,69\text{e-}5$) por apriete de fuerzas en la cabeza, se produce en la misma cabeza del tornillo híbrido de forma homogénea (imagen A).

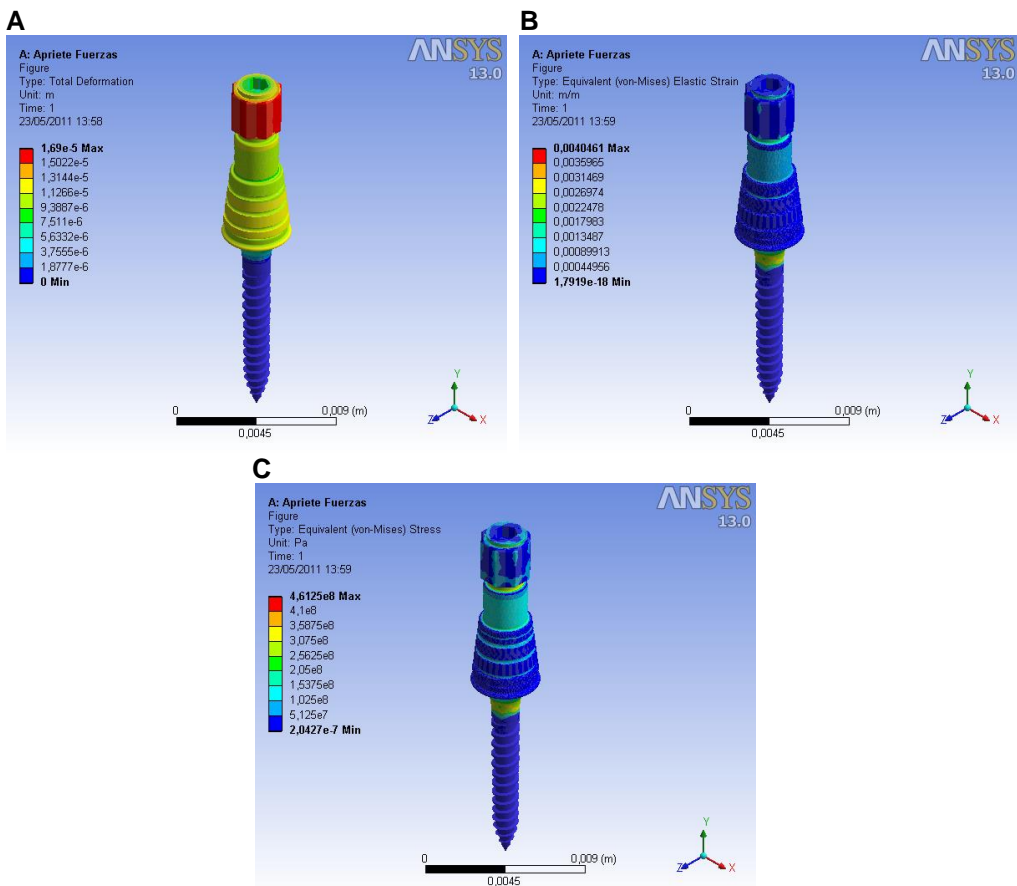


Figura 55. Deformación total, deformación elástica equivalente y tensión equivalente (simulación de apriete fuerzas).

En la figura 56 se detallan las deformaciones totales y tensiones equivalentes (broca – cabeza – tornillo) por apriete de fuerzas: A Deformación total (Broca), B Tensión equivalente (Broca), C Deformación total (Cabeza), D Tensión equivalente (Cabeza), E Deformación total (Tornillo) y F Tensión equivalente (Tornillo).

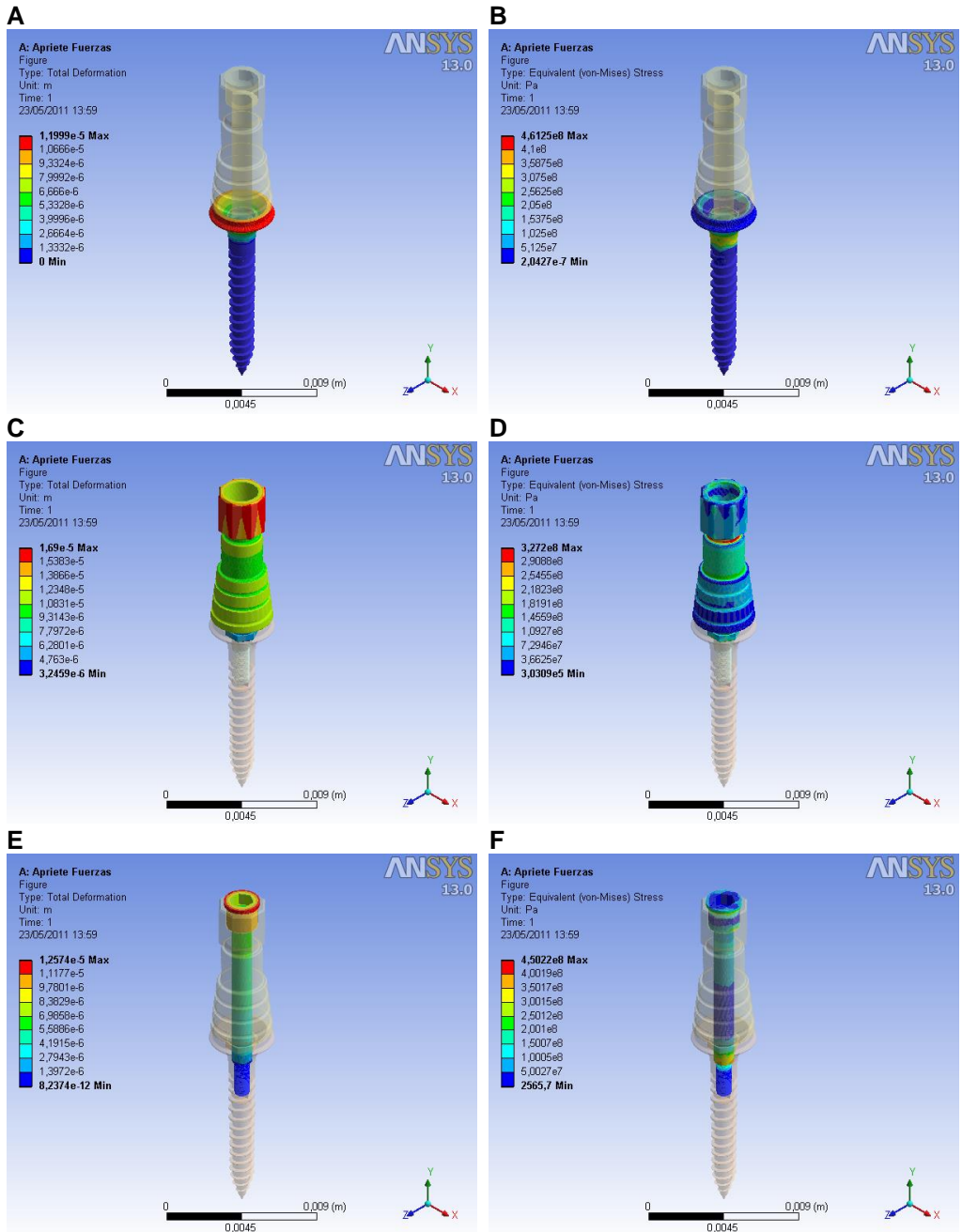


Figura 56. Deformaciones totales y tensiones equivalentes (apriete fuerzas).

Se observa que las tensiones alcanzadas en todos los puntos del tornillo no son lo suficientemente altas como para que este rompa.

Apriete (Momentos):

La segunda simulación fue la del apriete del tornillo introduciendo el momento de apriete mediante un momento en la cabeza.

A continuación se pueden observar los resultados obtenidos en la figura 57: A Deformación total, B Deformación elástica equivalente y C Tensión equivalente.

La deformación total máxima (entre $1,7023e-5$ y $1,915e-5$) por apriete de momentos en la cabeza, se produce en la misma cabeza del tornillo híbrido (imagen A), si bien no se distribuye de forma homogénea a lo largo de su superficie.

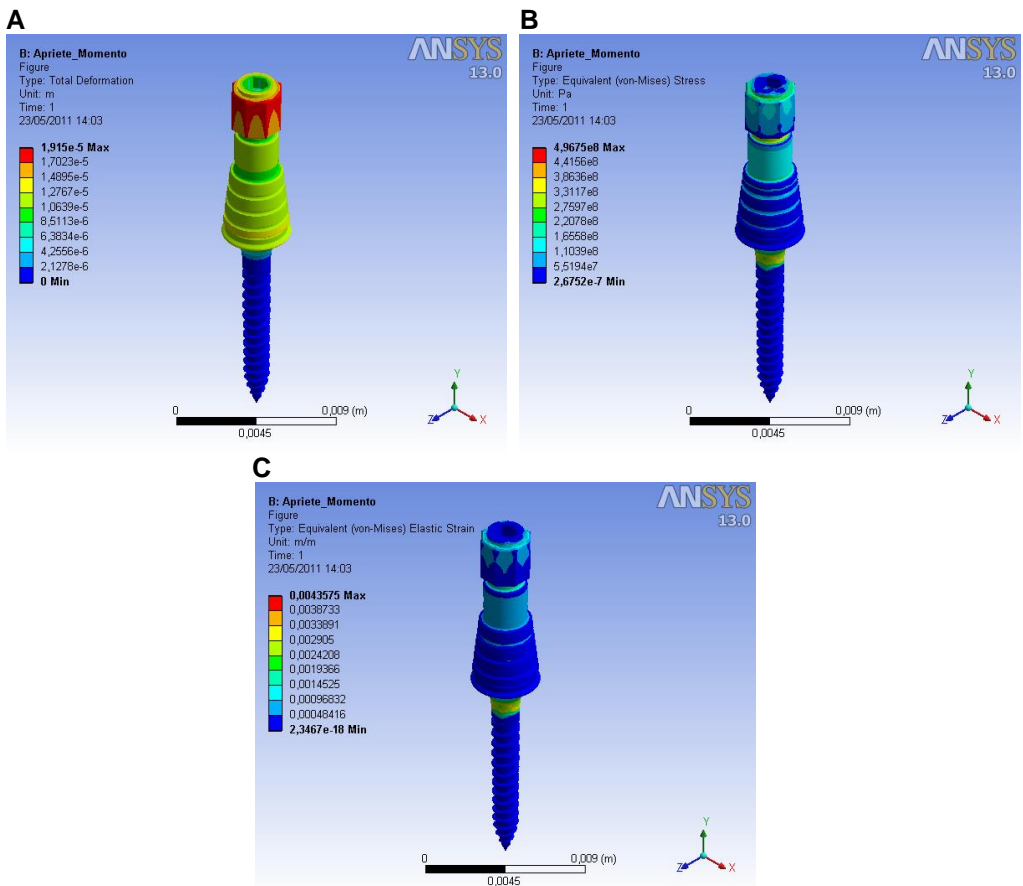


Figura 57. Deformación total, deformación elástica equivalente y tensión equivalente (simulación apriete momentos).

En la figura 58 se detallan las deformaciones totales y tensiones equivalentes (apriete de momentos: A Deformación total (Broca), B Tensión equivalente (Broca), C Deformación total (Cabeza), D Tensión equivalente (Cabeza), E Deformación total (Tornillo) y F Tensión equivalente (Tornillo).

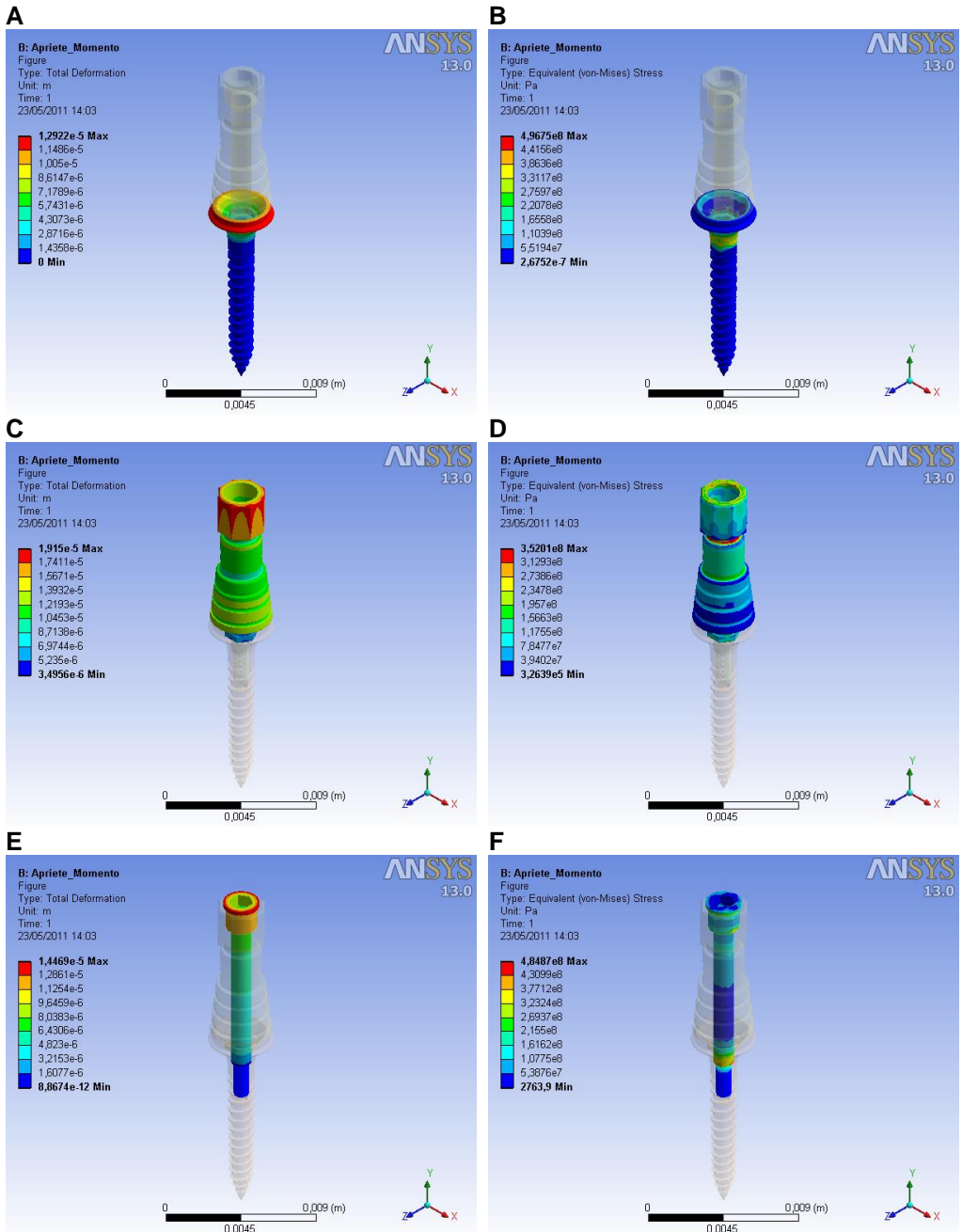


Figura 58. Deformaciones totales y tensiones equivalentes (apriete momentos).

Solicitaciones en el tornillo:

A continuación se presentan los resultados obtenidos para las diferentes solicitaciones, y diferentes espesores de la capa cortical.

Solicitación de 250gr. en la dirección del eje X (Cortical de 0,5 mm):

A continuación se pueden observar los resultados obtenidos en la figura 59: A Deformación total, B Deformación elástica equivalente y C Tensión equivalente.

La deformación total máxima (entre $2,4219\text{e-}6$ y $2,7247\text{e-}6$) se produce en la misma cabeza del tornillo híbrido como se puede observar en la imagen A. En la misma imagen se detectan deformaciones totales mínimas en la capa cortical que disminuyen a medida que nos alejamos del tornillo.

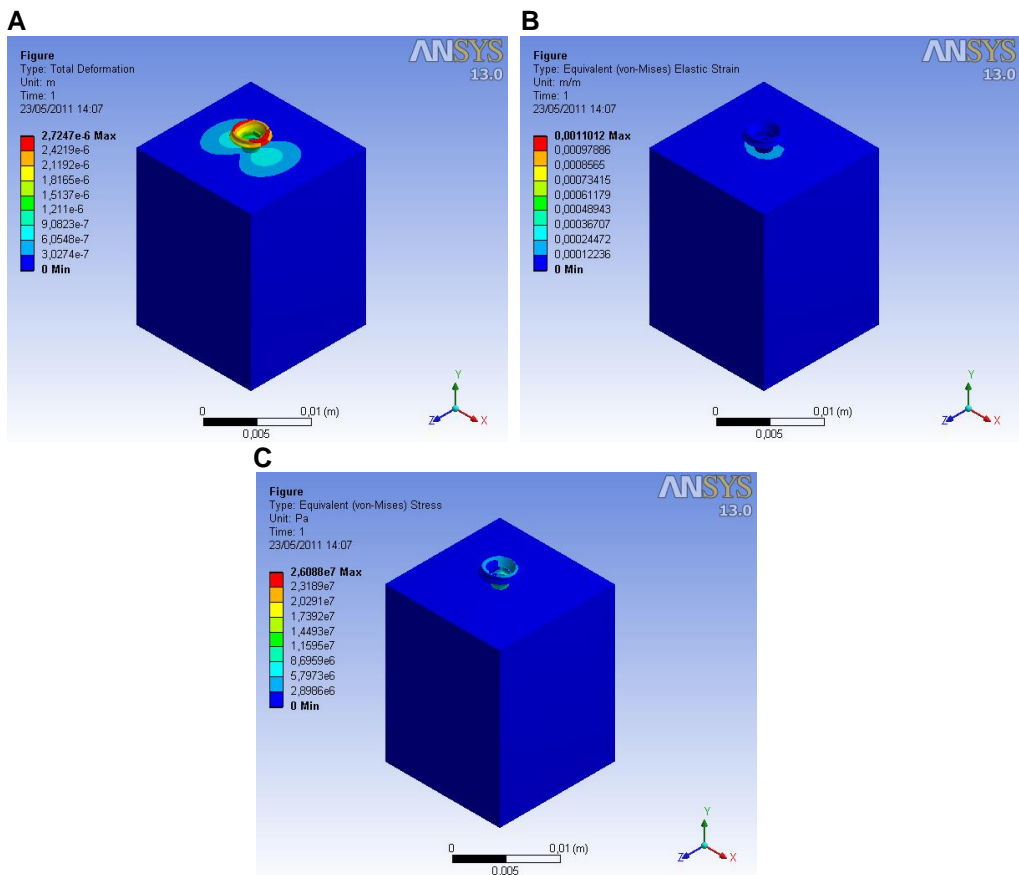


Figura 59. Deformación total, deformación elástica equivalente y tensión equivalente (250gr. en la dirección del eje X, espesor cortical de 0,5 mm).

No se adjuntan las imágenes de las simulaciones en la dirección del eje X, cortical de 1, 1,5, 2 y 2,5 mm. El comportamiento es similar para todos los espesores.

En la Figura 60 se detallan las deformaciones totales y tensiones equivalentes (broca – cortical) por apriete de momentos: A Deformación total (Broca), B Tensión equivalente (Broca), C Deformación total (Cortical) y D Tensión equivalente (Cortical).

Como se aprecia en la imagen C, la deformación total decrece en el cortical cuando nos alejamos del tornillo. Esta misma situación se repite en el trabecular.

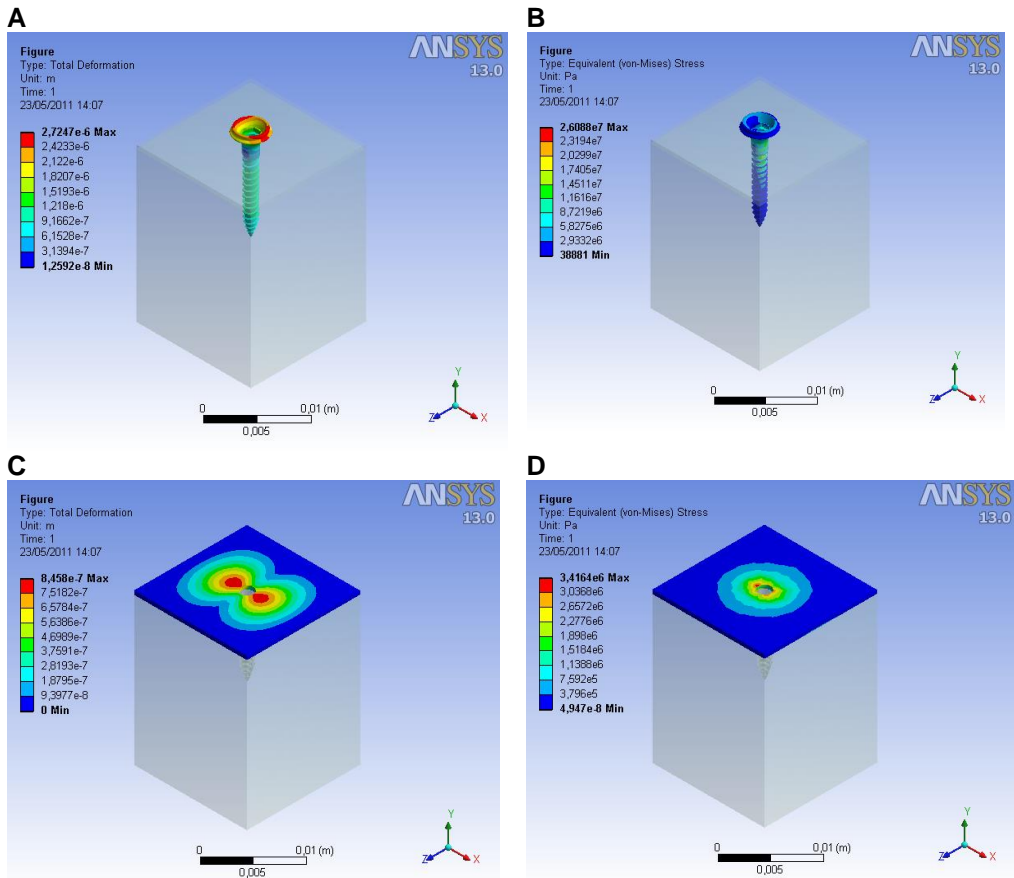


Figura 60. Deformaciones totales y tensiones equivalentes (250gr. en la dirección del eje X, espesor cortical de 0,5 mm).

Solicitación de 250gr. en la dirección del eje Z (Cortical de 0,5 mm):

A continuación se pueden observar los resultados obtenidos en la figura 61: A Deformación total, B Deformación elástica equivalente y C Tensión equivalente.

La deformación total máxima, al igual que en las simulaciones anteriores, se produce en la misma cabeza del tornillo híbrido como se puede observar en la imagen A.

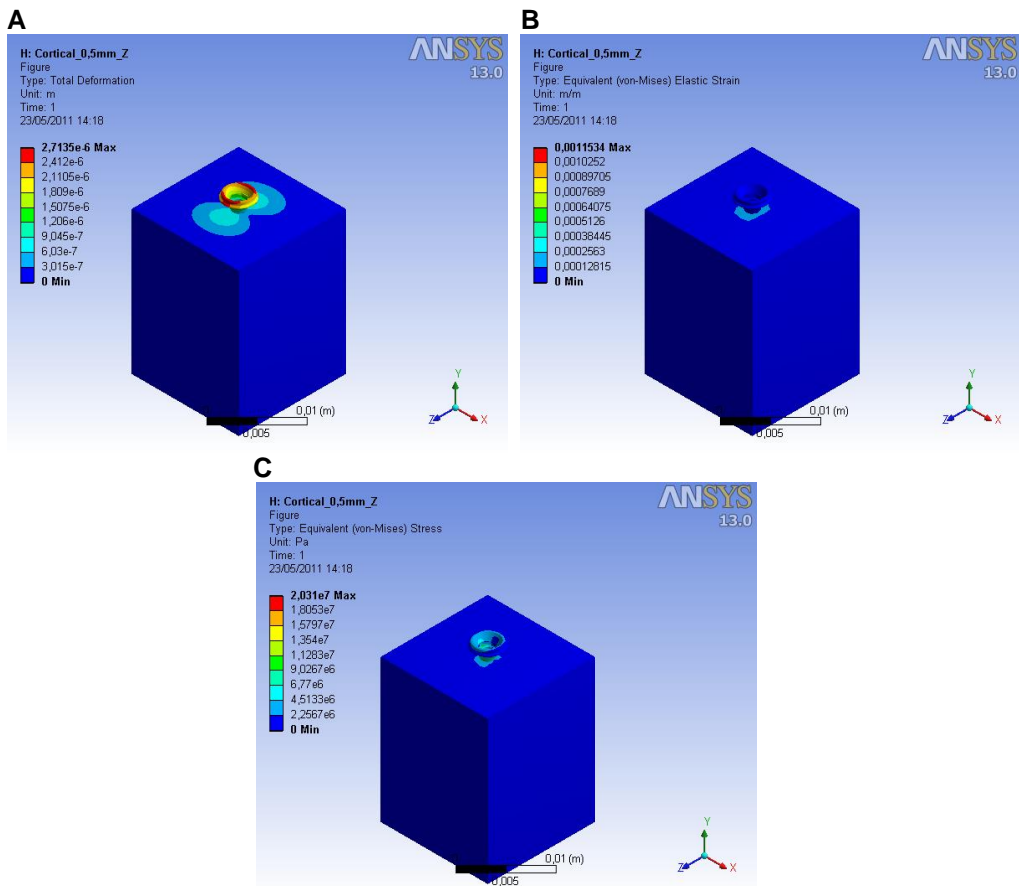


Figura 61. Deformación total, deformación elástica equivalente y tensión equivalente (250gr. en la dirección del eje Z, espesor cortical de 0,5 mm).

No se adjuntan las imágenes de las simulaciones en la dirección del eje Z, espesor de la capa cortical de 1, 1,5, 2 y 2,5 mm. El comportamiento es similar para todos los espesores.

En la figura 62 se detallan las deformaciones totales y tensiones equivalentes (broca – cortical): A Deformación total (Broca), B Tensión equivalente (Broca), C Deformación total (Cortical) y D Tensión equivalente (Cortical).

Los valores son aproximados a los obtenidos en la dirección del eje X. No se aprecian diferencias importantes.

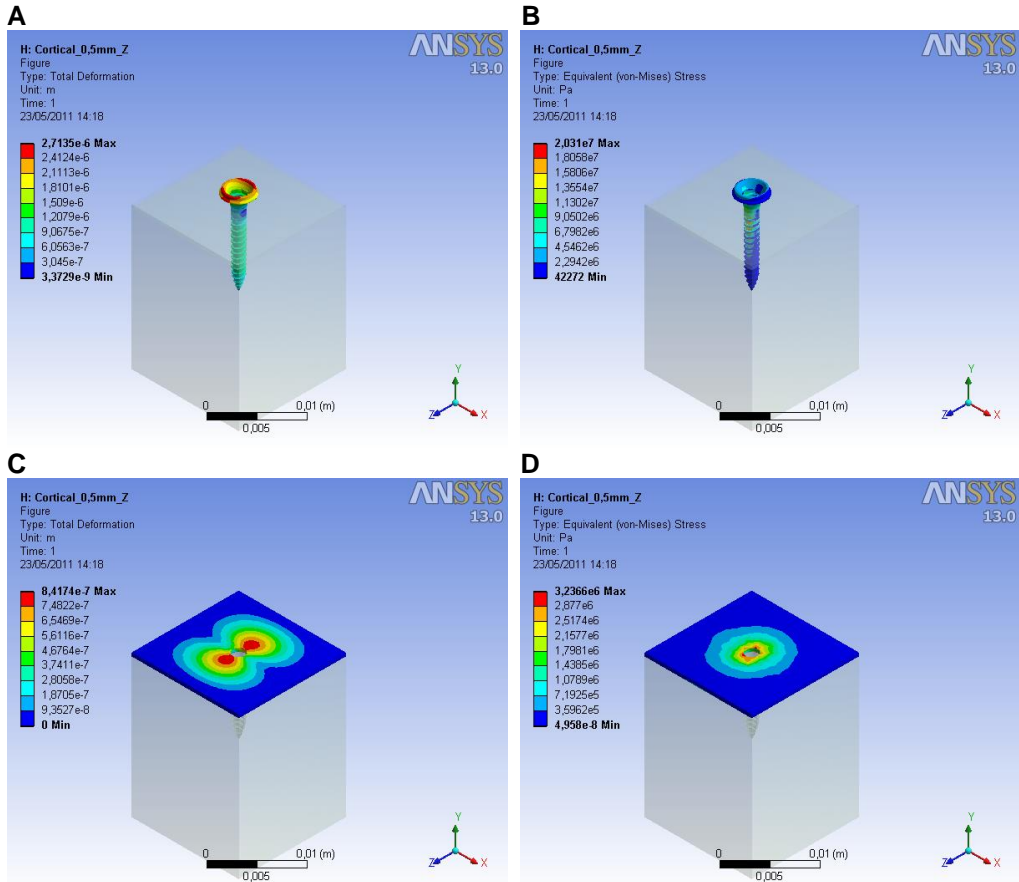


Figura 62. Deformaciones totales y tensiones equivalentes (250gr. en la dirección del eje Z, espesor cortical de 0,5 mm).

Solicitación de 250gr. en la dirección del eje Y (sentido positivo) (Cortical de 0,5 mm):

A continuación se pueden observar los resultados obtenidos en la figura 63: A Deformación total, B Deformación elástica equivalente y C Tensión equivalente.

La deformación total máxima afecta de forma homogénea a toda la cabeza del tornillo y aumenta con respecto a la dirección de los ejes X y Z como se puede observar en la imagen A. La deformación elástica equivalente es nula en todo el conjunto como se observa en la imagen B.

La tensión equivalente, imagen C, también aumenta respecto a los ejes X y Z, extendiéndose de forma homogénea a la capa cortical.

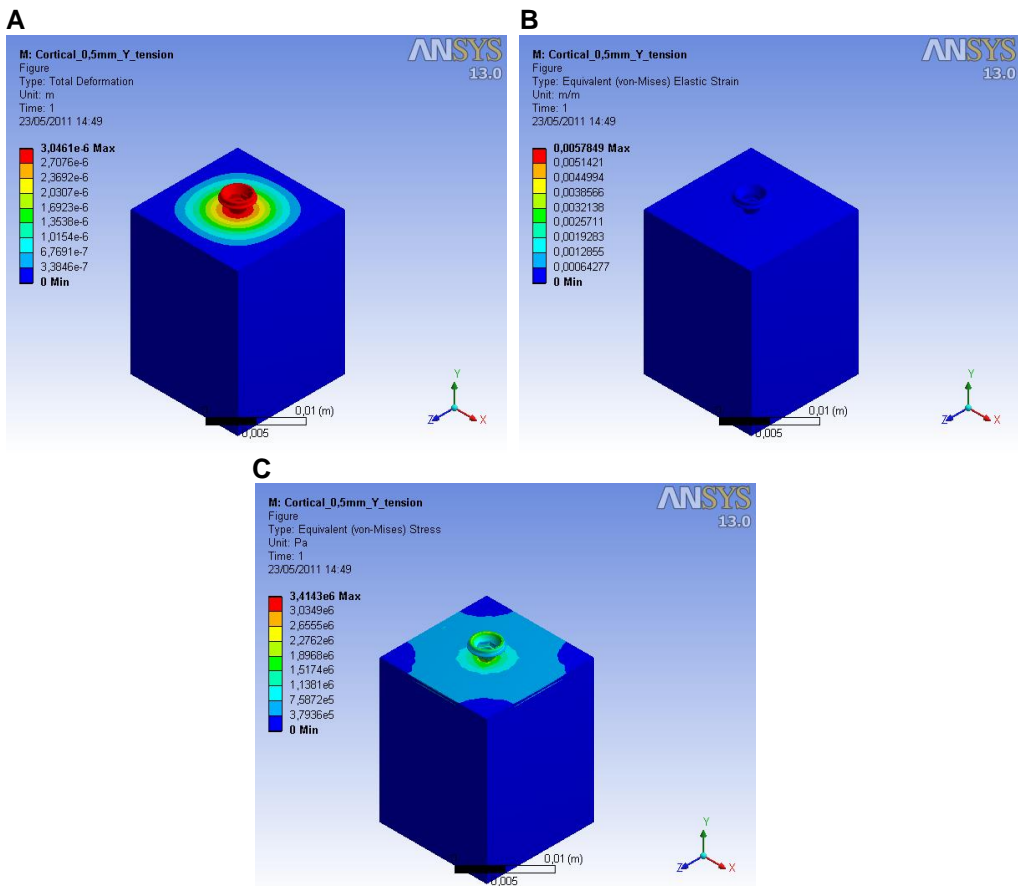


Figura 63. Deformación total, deformación elástica equivalente y tensión equivalente (250gr. en la dirección del eje Y, sentido positivo, espesor cortical de 0,5 mm).

En la figura 64 se detallan las deformaciones totales y tensiones equivalentes (broca – cortical - trabecular): A Deformación total (Broca), B Tensión equivalente (Broca), C Deformación total (Cortical), D Tensión equivalente (Cortical), E Deformación total (Trabecular) y F Tensión equivalente (Trabecular).

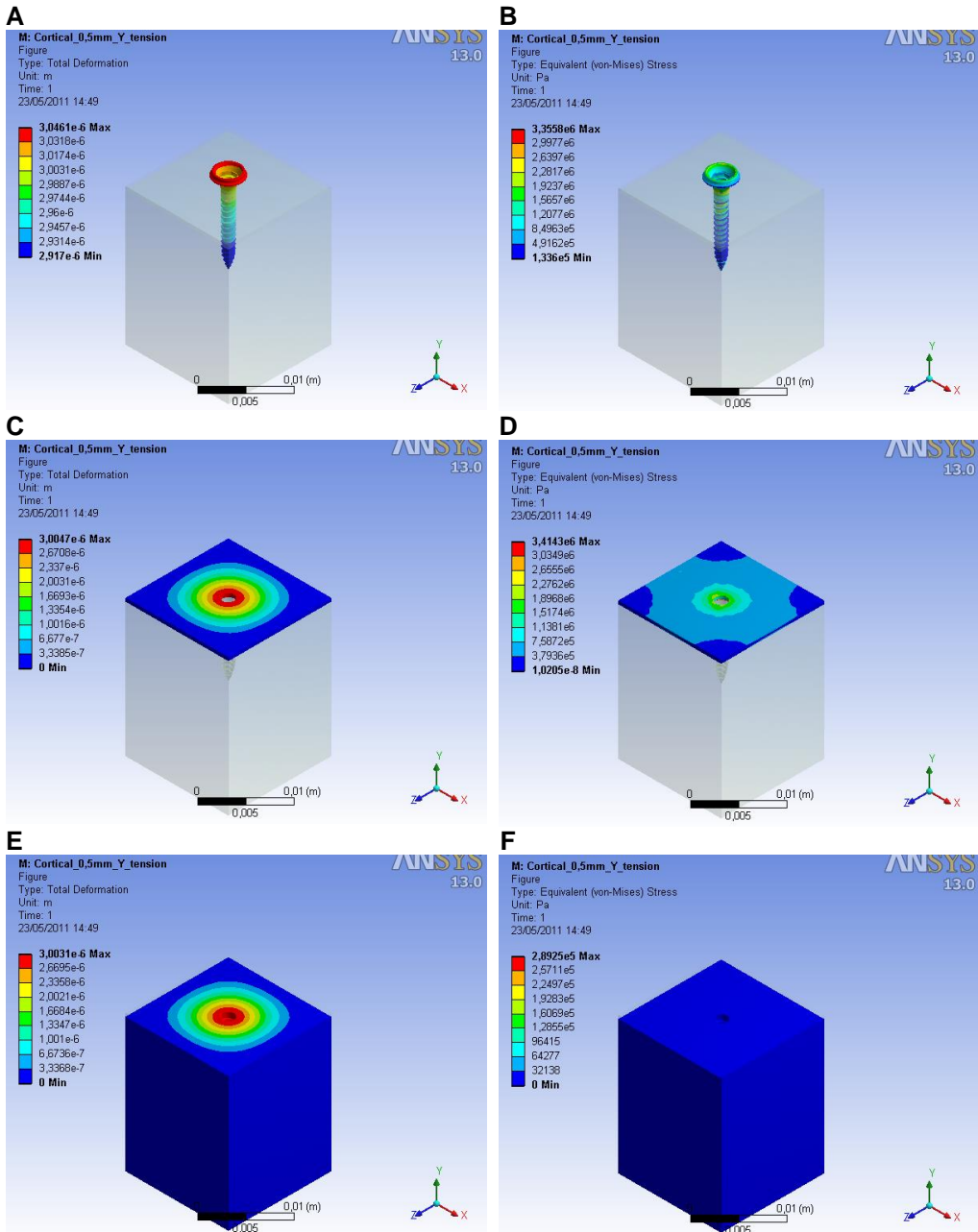


Figura 64. Deformaciones totales y tensiones equivalentes (250gr. en la dirección del eje Y, sentido positivo, espesor cortical de 0,5 mm).

Con respecto a la dirección del eje X y Z, se observan dos diferencias principales: el notable incremento de la deformación total en la capa trabecular, imagen E, y la extensión de la tensión equivalente en la capa cortical, imagen D.

Solicitud de 250gr. en la dirección del eje Y (sentido negativo) (Cortical de 0,5 mm):

A continuación se pueden observar los resultados obtenidos en la figura 65: A Deformación total, B Deformación elástica equivalente y C Tensión equivalente. Los resultados son similares a los obtenidos en las simulaciones en el sentido positivo de la dirección del eje Y.

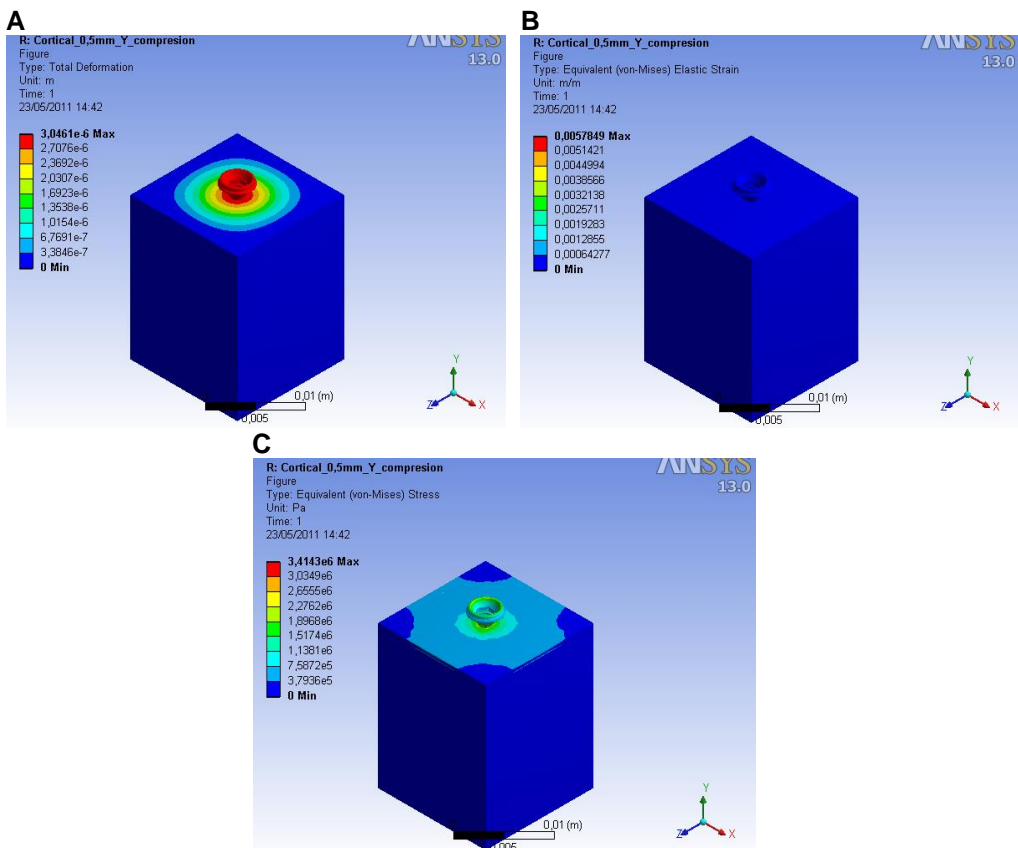


Figura 65. Deformación total, deformación elástica equivalente y tensión equivalente (250gr. en la dirección del eje Y, sentido negativo, espesor cortical de 0,5 mm).

No se adjuntan las imágenes de las simulaciones en la dirección del eje Y, sentido negativo, espesor de la capa cortical de 1, 1,5, 2 y 2,5 mm. El comportamiento es similar para todos los espesores.

En la figura 66 se detallan las deformaciones totales y tensiones equivalentes (broca – cortical - trabecular): A Deformación total (Broca), B Tensión equivalente (Broca), C Deformación total (Cortical), D Tensión equivalente (Cortical), E Deformación total (Trabecular) y F Tensión equivalente (Trabecular).

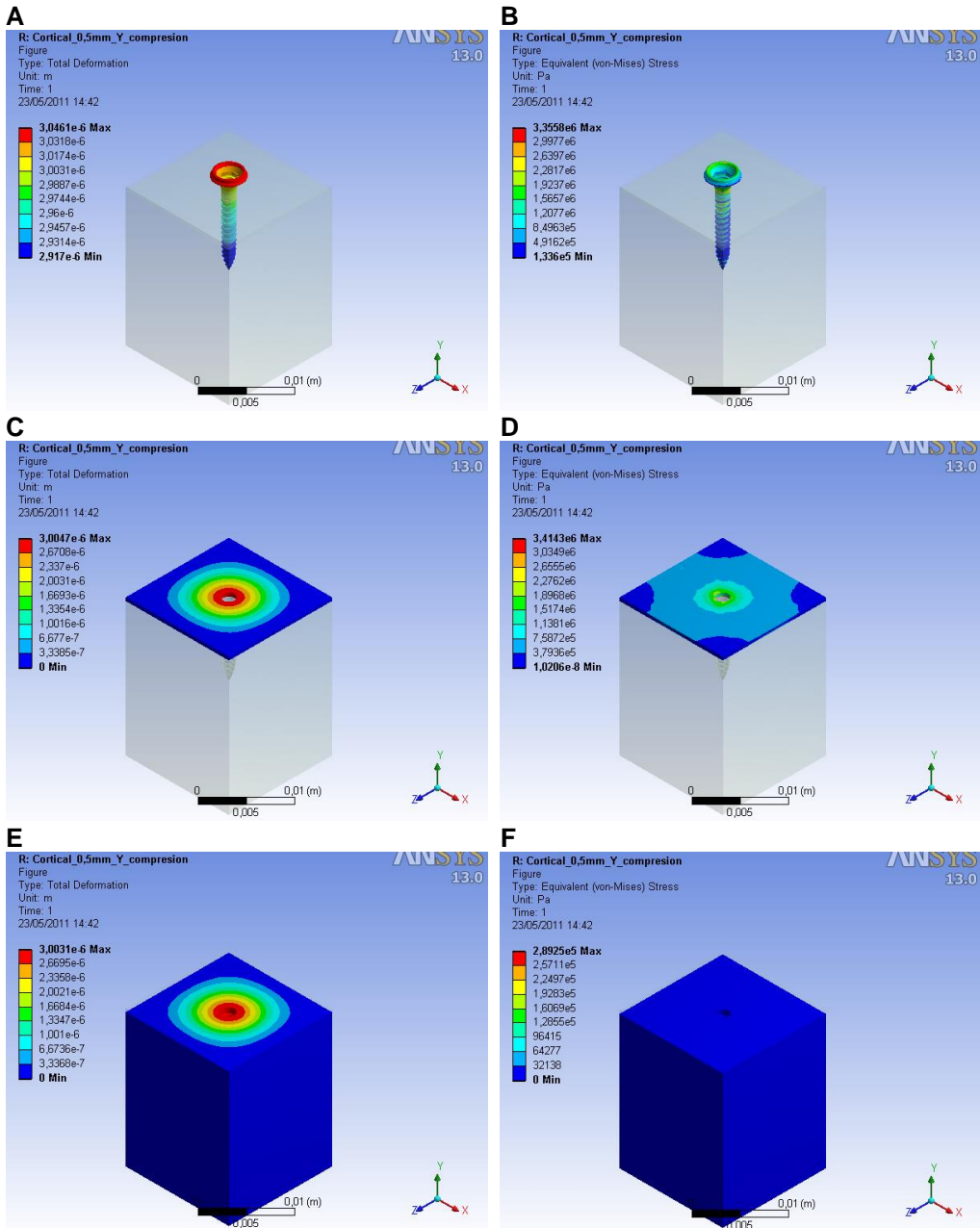


Figura 66. Deformaciones totales y tensiones equivalentes (250gr. en la dirección del eje Y, sentido negativo, espesor cortical de 0,5 mm).

Solicitud de 250gr. en la dirección del eje Y (sentido positivo) (Cortical de 1,0 mm):

A continuación se pueden observar los resultados obtenidos en la figura 67: A Deformación total, B Deformación elástica equivalente y C Tensión equivalente.

Los resultados obtenidos en cuanto a la deformación total y deformación elástica equivalente, imágenes A y B respectivamente, son similares que para el espesor de la capa cortical de 0,5 mm.

La tensión equivalente, imagen C, no se extiende de forma homogénea a la capa cortical, pero si en la mayor parte de su superficie.

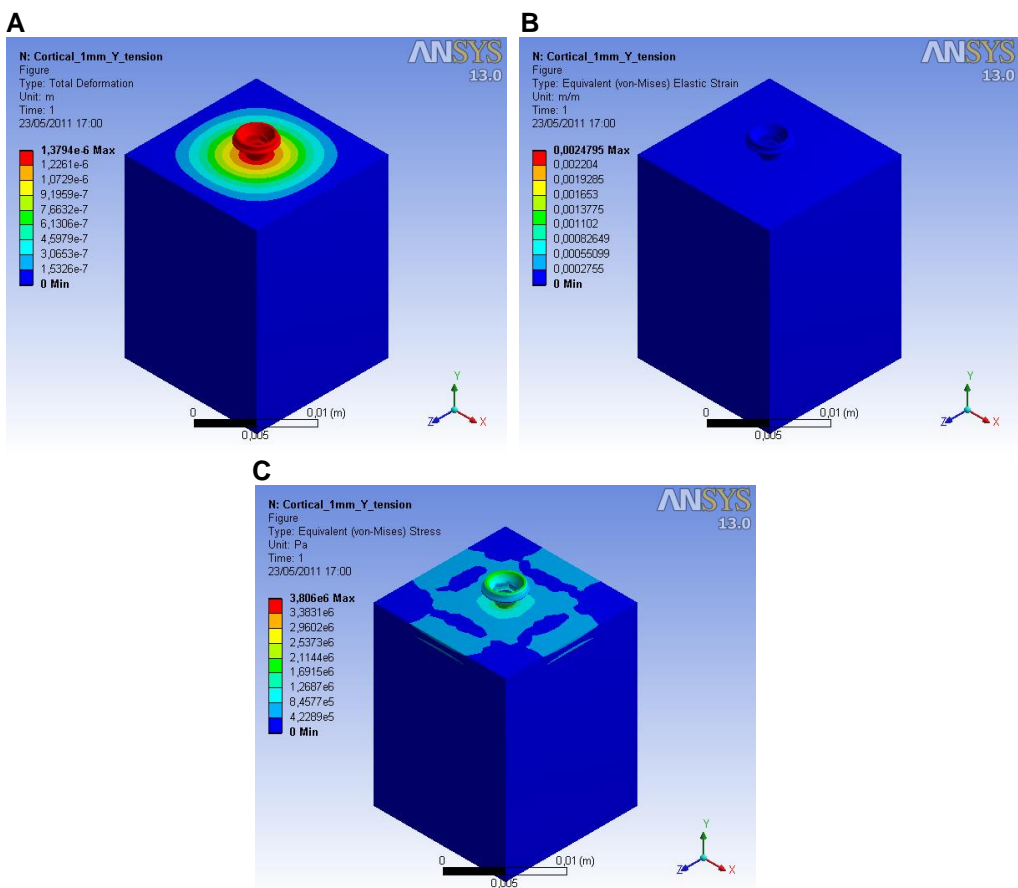


Figura 67. Deformación total, deformación elástica equivalente y tensión equivalente (250gr. en la dirección del eje Y, sentido positivo, espesor cortical de 1 mm).

En la figura 68 se detallan las deformaciones totales y tensiones equivalentes (broca – cortical - trabecular): A Deformación total (Broca), B Tensión equivalente (Broca), C Deformación total (Cortical), D Tensión equivalente (Cortical), E Deformación total (Trabecular) y F Tensión equivalente (Trabecular).

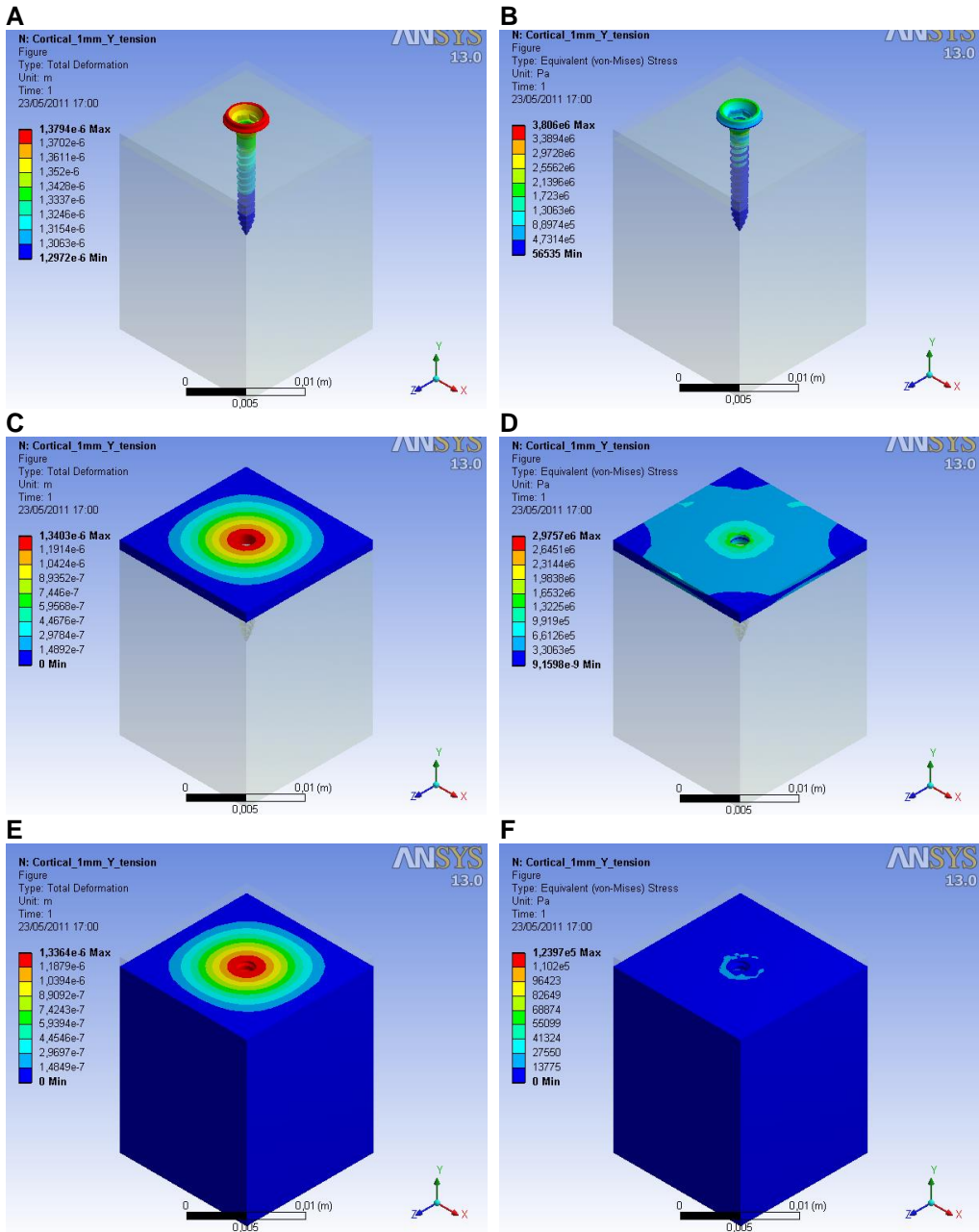


Figura 68. Deformaciones totales y tensiones equivalentes (250gr. en la dirección del eje Y, sentido positivo, espesor cortical de 1 mm).

En la figura anterior se observa: deformación total en la cabeza de la broca máxima de $1,3794 \times 10^{-6}$, imagen A, deformación total en cortical máxima muy próxima a la broca de $1,3403 \times 10^{-6}$, imagen C, y deformación total en trabecular máxima muy próxima a la broca de $1,3364 \times 10^{-6}$, imagen E.

Solicitación de 250gr. en la dirección del eje Y (sentido positivo) (Cortical de 1,5 mm):

A continuación se pueden observar los resultados obtenidos en la figura 69: A Deformación total, B Deformación elástica equivalente y C Tensión equivalente.

La tensión equivalente, imagen C, prácticamente desaparece de la zona cortical, concentrándose alrededor del tornillo y en puntos concretos más extremos.

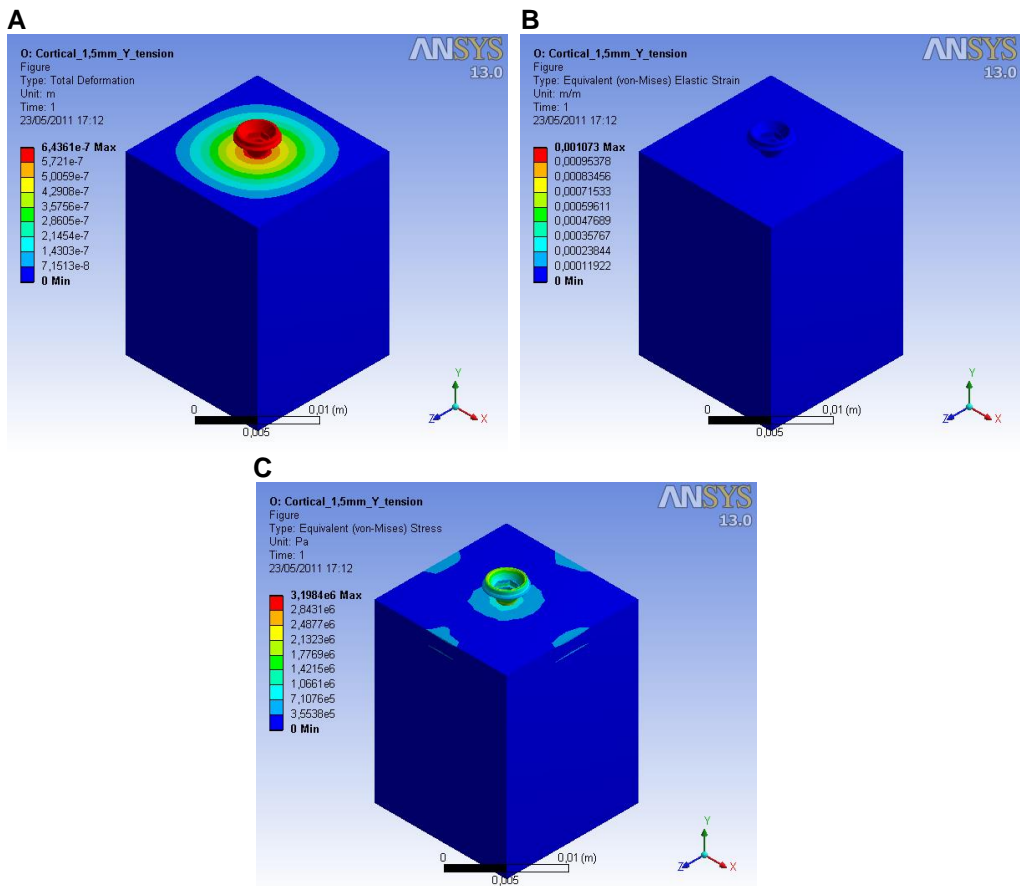


Figura 69. Deformación total, deformación elástica equivalente y tensión equivalente (250gr. en la dirección del eje Y, sentido positivo, espesor cortical de 1,5 mm).

En la figura 70 se detallan las deformaciones totales y tensiones equivalentes (broca – cortical - trabecular): A Deformación total (Broca), B Tensión equivalente (Broca), C Deformación total (Cortical), D Tensión equivalente (Cortical), E Deformación total (Trabecular) y F Tensión equivalente (Trabecular).

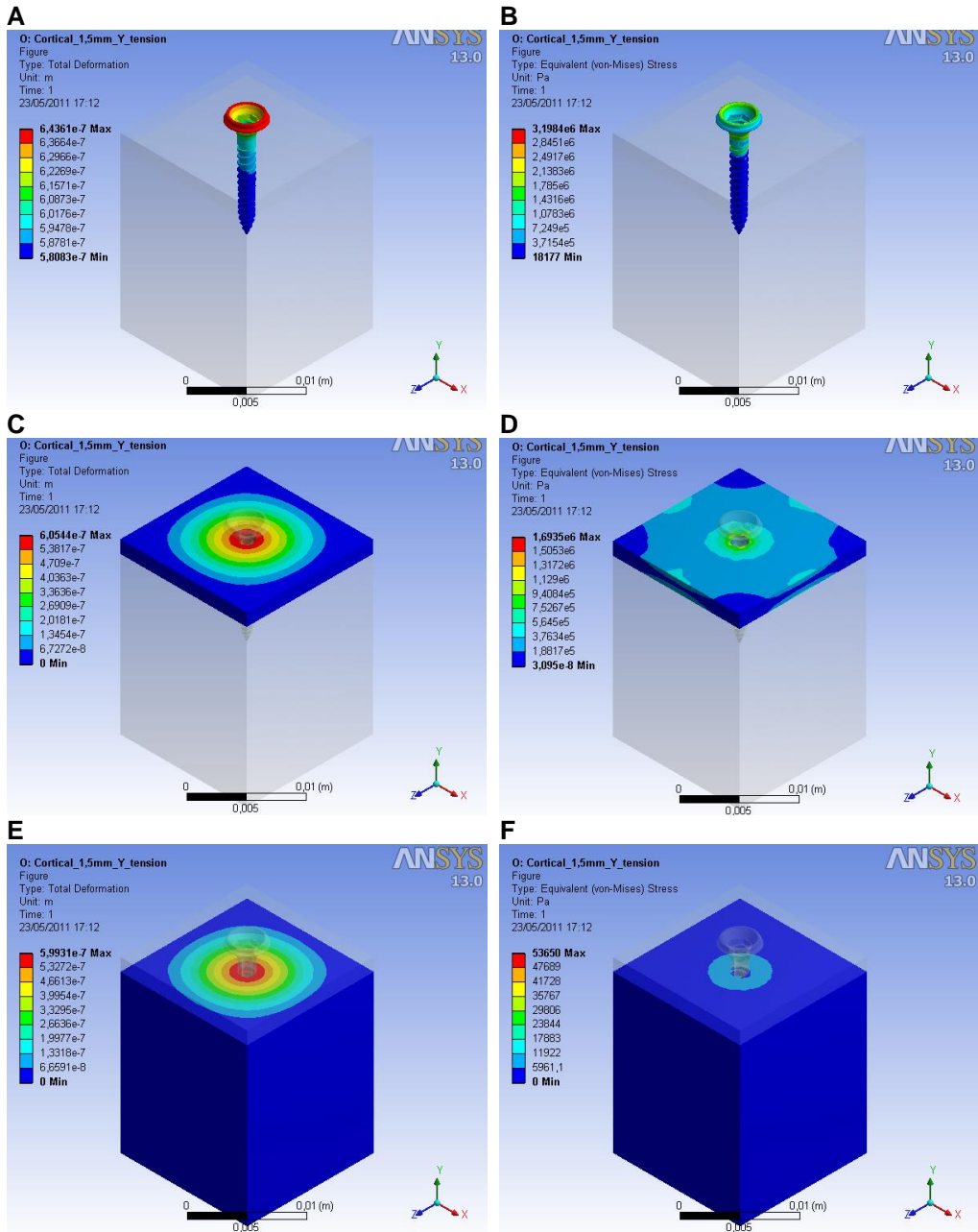


Figura 70. Deformaciones totales y tensiones equivalentes (250gr. en la dirección del eje Y, sentido positivo, espesor cortical de 1,5 mm).

En la figura anterior se observa: deformación total en la cabeza de la broca máxima de $6,4361 \times 10^{-7}$, imagen A, deformación total en cortical máxima muy próxima a la broca de $6,0544 \times 10^{-7}$, imagen C, y deformación total en trabecular máxima muy próxima a la broca de $5,9931 \times 10^{-7}$, imagen E.

Solicitud de 250gr. en la dirección del eje Y (sentido positivo) (Cortical de 2,0 mm):

A continuación se pueden observar los resultados obtenidos en la figura 71: A Deformación total, B Deformación elástica equivalente y C Tensión equivalente.

La tensión equivalente, imagen C, prácticamente desaparece de la zona cortical, concentrándose solamente alrededor del tornillo.

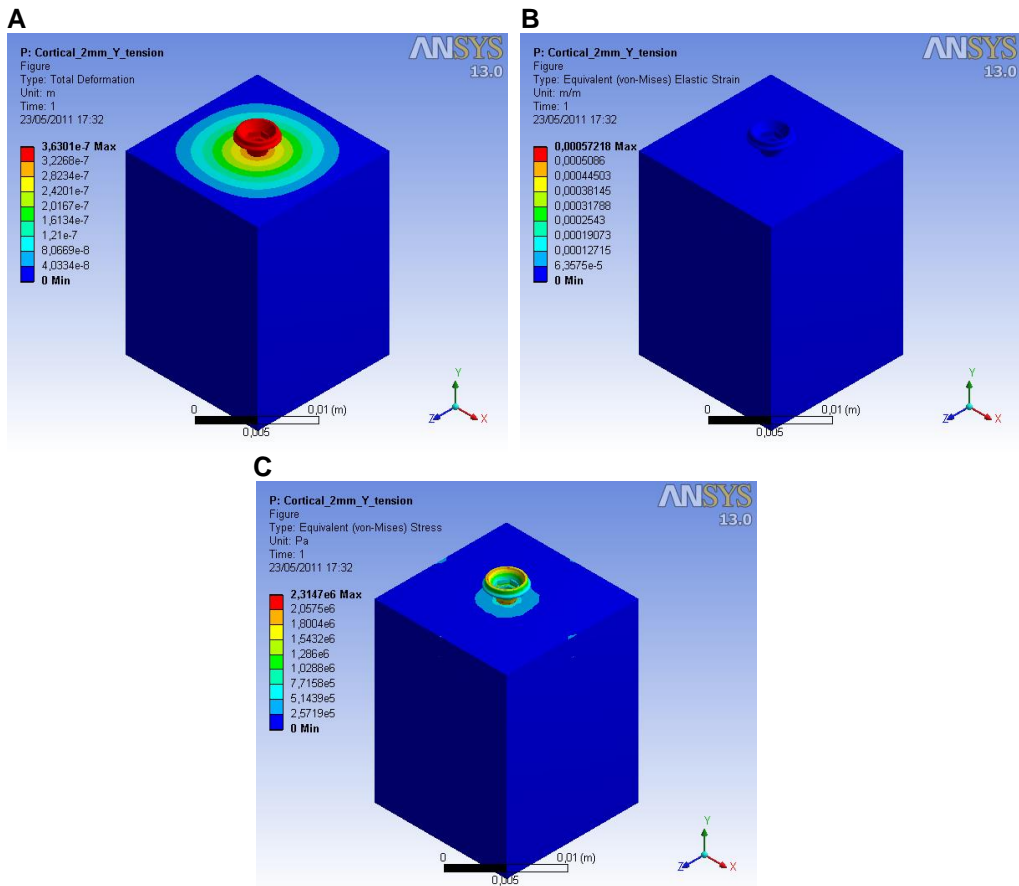


Figura 71. Deformación total, deformación elástica equivalente y tensión equivalente (250gr. en la dirección del eje Y, sentido positivo, espesor cortical de 2 mm).

En la figura 72 se detallan las deformaciones totales y tensiones equivalentes (broca – cortical - trabecular): A Deformación total (Broca), B Tensión equivalente (Broca), C Deformación total (Cortical), D Tensión equivalente (Cortical), E Deformación total (Trabecular) y F Tensión equivalente (Trabecular).

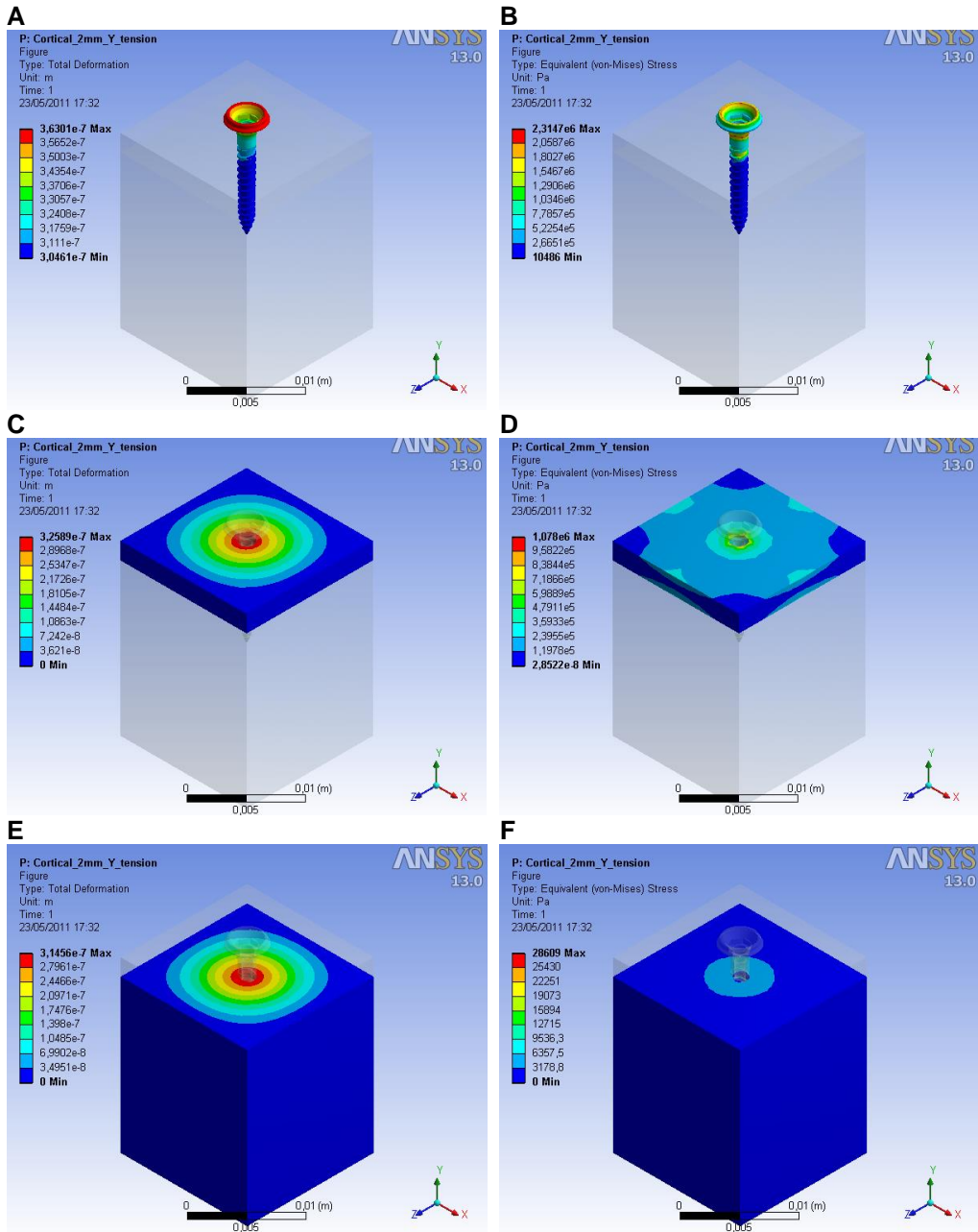


Figura 72. Deformaciones totales y tensiones equivalentes (250gr. en la dirección del eje Y, sentido positivo, espesor cortical de 2 mm).

Solicitud de 250gr. en la dirección del eje Y (sentido positivo) (Cortical de 2,5 mm):

A continuación se pueden observar los resultados obtenidos en la figura 73: A Deformación total, B Deformación elástica equivalente y C Tensión equivalente.

Los resultados son muy similares a los obtenidos cuando el espesor de la capa cortical era de 2 mm.

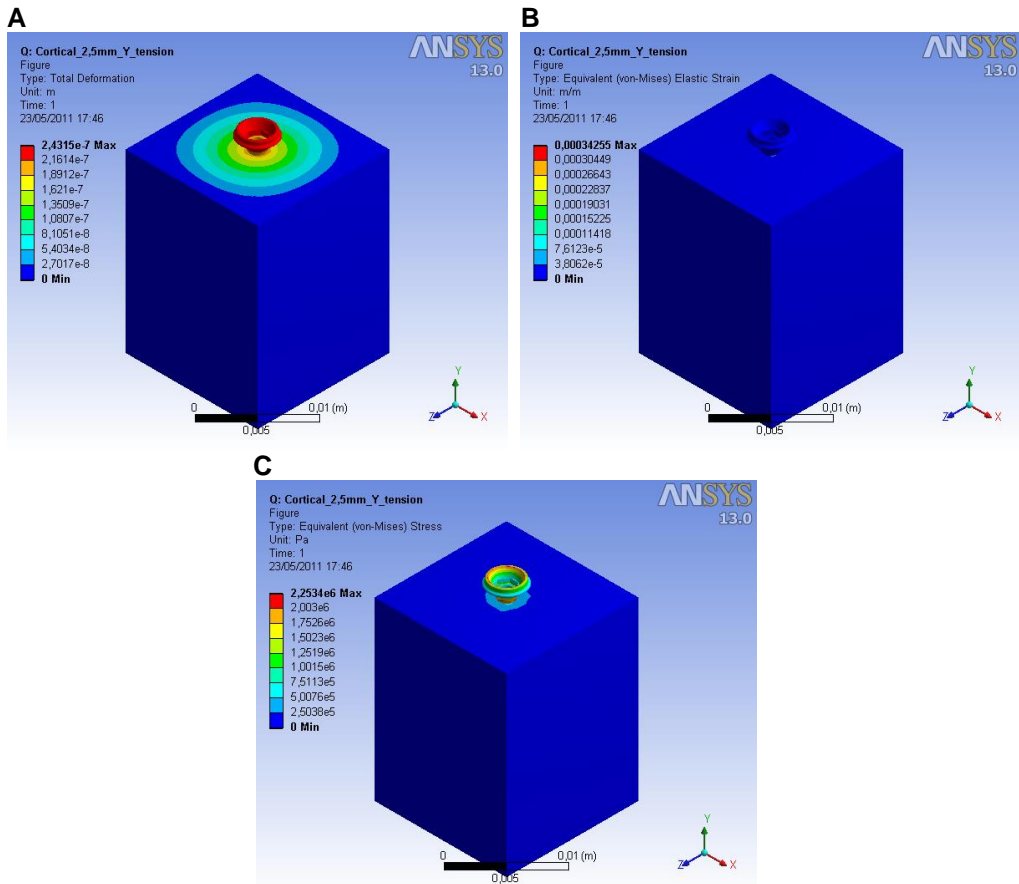


Figura 73. Deformación total, deformación elástica equivalente y tensión equivalente (250gr. en la dirección del eje Y, sentido positivo, espesor cortical de 2,5 mm).

En la figura 74 se detallan las deformaciones totales y tensiones equivalentes (broca – cortical - trabecular): A Deformación total (Broca), B Tensión equivalente (Broca), C Deformación total (Cortical), D Tensión equivalente (Cortical), E Deformación total (Trabecular) y F Tensión equivalente (Trabecular).

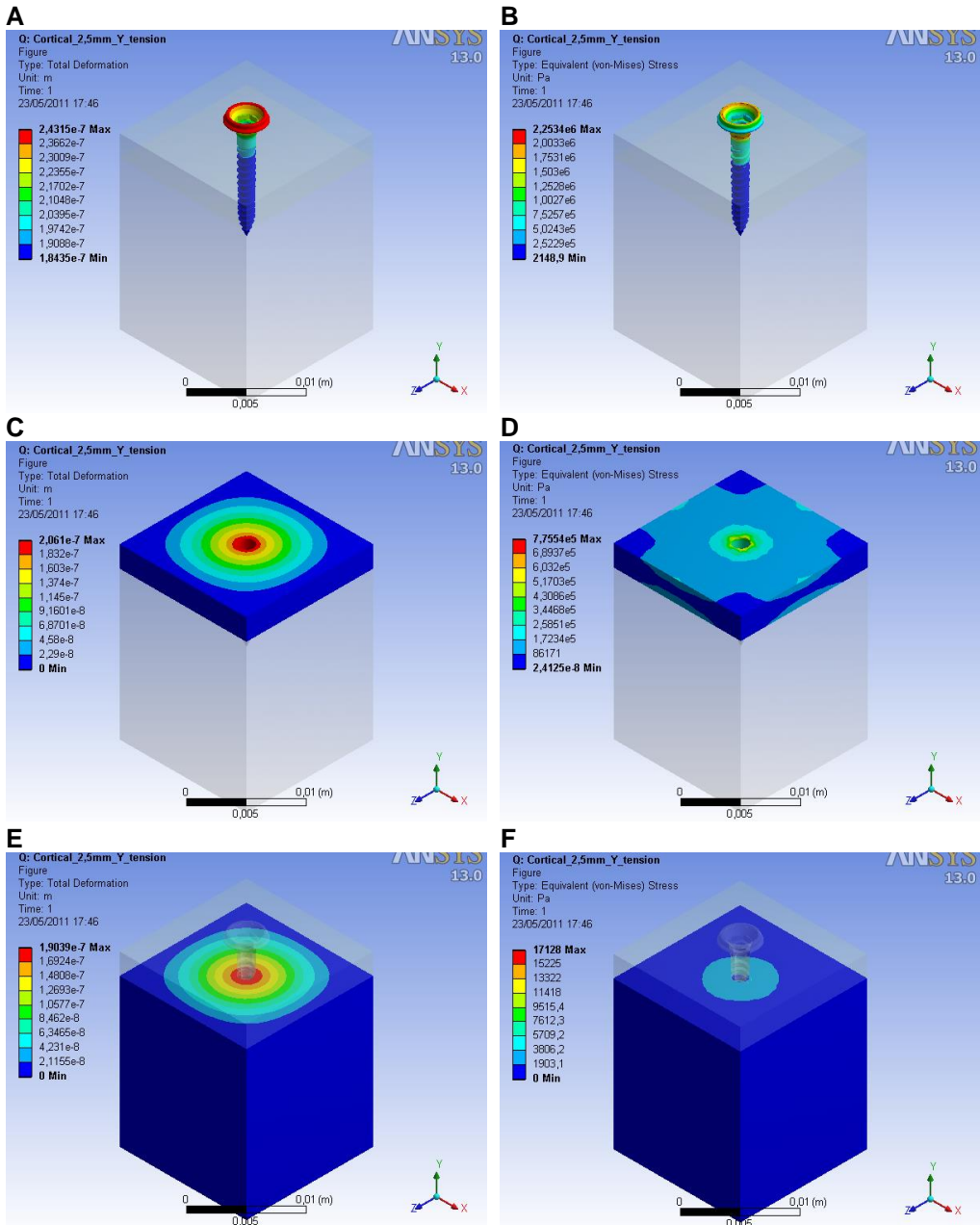


Figura 74. Deformaciones totales y tensiones equivalentes (250gr. en la dirección del eje Y, sentido positivo, espesor cortical de 2,5 mm).

En la figura anterior se observa: deformación total en la cabeza de la broca máxima de $2,4315 \times 10^{-7}$, imagen A, deformación total en cortical máxima muy próxima a la broca de $2,061 \times 10^{-7}$, imagen C, y deformación total en trabecular máxima muy próxima a la broca de $1,9039 \times 10^{-7}$, imagen E. La tendencia general es que se produce una disminución de la deformación máxima al aumentar el espesor de la capa cortical.

En lo que respecta al tornillo híbrido, los resultados son satisfactorios, ya que no se alcanza la tensión de rotura en ninguno de los casos.

En cuanto a la tensión en la zona cortical y la zona trabecular los resultados también son adecuados.

En las tablas y los gráficos siguientes se va presentar la evolución de la tensión máxima en la zona cortical dependiendo de su espesor.

Tabla 37. Tensión máxima fuerza en el sentido del eje X positivo.

Espesor de la zona cortical (mm)	Tensión máxima (Mpa)
0,5	3,42
1	3,44
1,5	3,26
2	2,98
2,5	2,95

Tabla 38. Tensión máxima fuerza en el sentido del eje Z positivo.

Espesor de la zona cortical (mm)	Tensión máxima (Mpa)
0,5	3,24
1	3,49
1,5	3,17
2	2,81
2,5	2,57

Tabla 39. Tensión máxima fuerza en el sentido del eje Y positivo.

Espesor de la zona cortical (mm)	Tensión máxima (Mpa)
0,5	3,41
1	2,98
1,5	1,69
2	1,08
2,5	0,776

Tabla 40. Tensión máxima fuerza en el sentido del eje Y negativo.

Espesor de la zona cortical (mm)	Tensión máxima (Mpa)
0,5	3,41
1	2,98
1,5	1,69
2	1,08
2,5	0,776

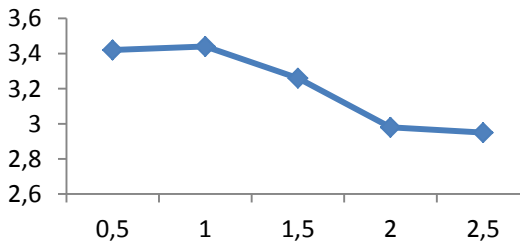


Figura 75. Fuerza en X.

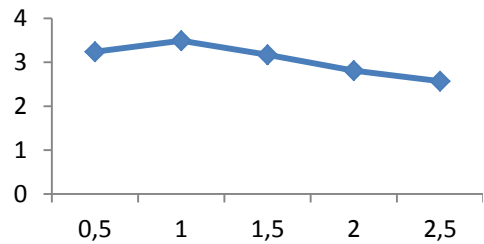


Figura 76. Fuerza en Z.

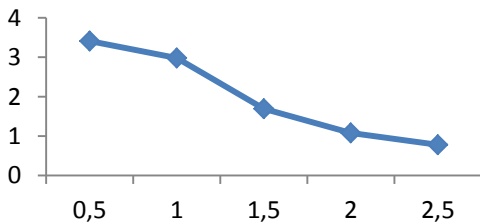


Figura 77. Fuerza en Y (positivo).

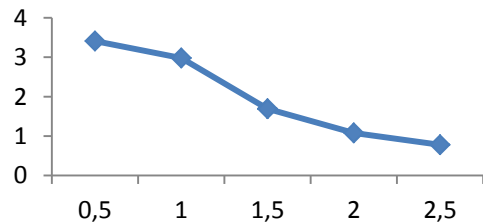


Figura 78. Fuerza en Y (negativo).

Los cuatro gráficos anteriores representan en el eje X el espesor de la zona cortical en milímetros, mientras que en el eje Y representan la tensión máxima en la misma zona en MPa. Como ya se comentó en párrafos anteriores la tensión máxima en la zona cortical no alcanza valores que puedan dar problemas.

Llama la atención el hecho de que aunque la tensión suele disminuir según aumenta el espesor de la zona cortical, cuando el espesor de esta zona pasa de 0,5 mm a 1,0 mm y la fuerza se aplica en los ejes X y Z la tensión máxima aumenta. Esto se debe a la disposición de la rosca, pero no supone ningún problema, porque la tensión máxima alcanzada es de 3,49 MPa, muy por debajo de la tensión que puede soportar la zona cortical sin romperse.

Conclusiones del estudio de elementos finitos.

Los resultados obtenidos a partir del estudio de elementos finitos son un éxito, y de estos se puede concluir que este diseño puede pasar a la fase de prototipado.

5.5. Optimización y realización del producto.

Se han realizado los siguientes cambios como consecuencia de la validación clínica en dos pacientes: En la pieza broca agujero se aumenta un poco el 1 mm aproximado de ancho de la rosca para dar más resistencia al tornillo híbrido, hasta la cuarta vuelta de la hélice y luego como esta. En la figura 79 se ha realizado un pequeño croquis para señalar en azul el cambio:

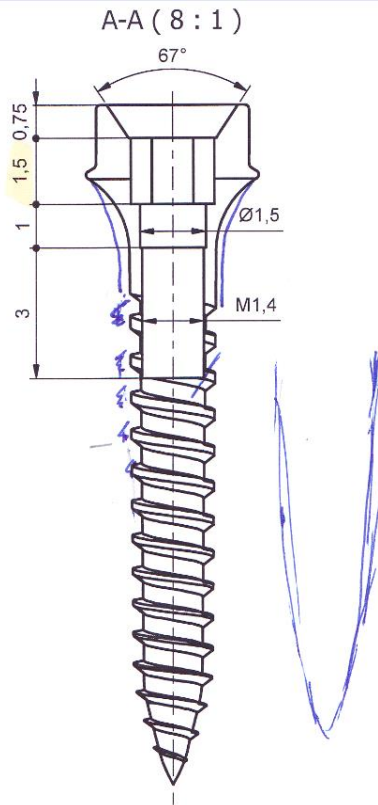


Figura 79. Modificaciones de los planos iniciales del tornillo híbrido.

Se adjuntan los planos definitivos resultado de las modificaciones comentadas.

Broca agujero:

En la figura 80 se adjunta una fotografía de la pieza fabricada definitiva de la pieza broca agujero.



Figura 80. Fotografía de la pieza fabricada definitiva broca agujero.

Características broca agujero:

- Material: Titanio grado 5 (calidad médica).
- Partir de varilla de $\varnothing 10$ mm.
- Realizar descuellos en el final de rosca.
- Redondeos no acotados de $\varnothing 0,1$ mm.
- Resto de cotas según fichero CAD.
- Tolerancia según ISO 2768-1 f.
- Acabado superficial fino, sin rebabas.

La figura 81 son los planos definitivos de la pieza broca agujero.

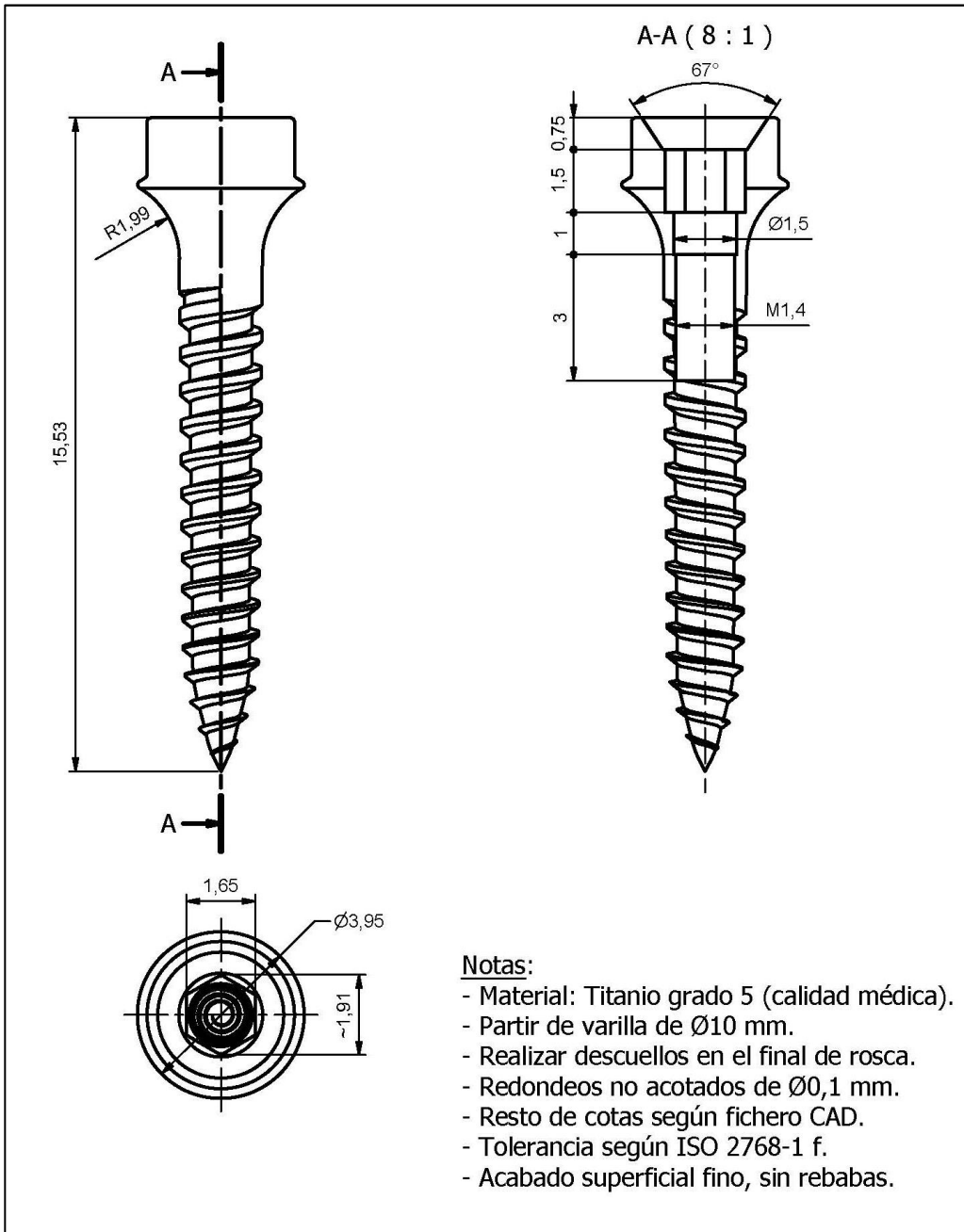


Figura 81. Plano definitivo broca agujero.

Tornillo broca:

En la figura 82 se adjunta una fotografía de la pieza fabricada definitiva de la pieza tornillo broca.



Figura 82. *Fotografía de la pieza fabricada definitiva tornillo broca.*

Características tornillo broca:

- Material: Titanio grado 5 (calidad médica).
- Partir de varilla de $\varnothing 10$ mm.
- Realizar descuellos en el final de rosca.
- Redondeos no acotados de $\varnothing 0,1$ mm.
- Resto de cotas según fichero CAD.
- Tolerancia según ISO 2768-1 f.
- Acabado superficial fino, sin rebabas.

La figura 83 son los planos definitivos de la pieza tornillo broca.

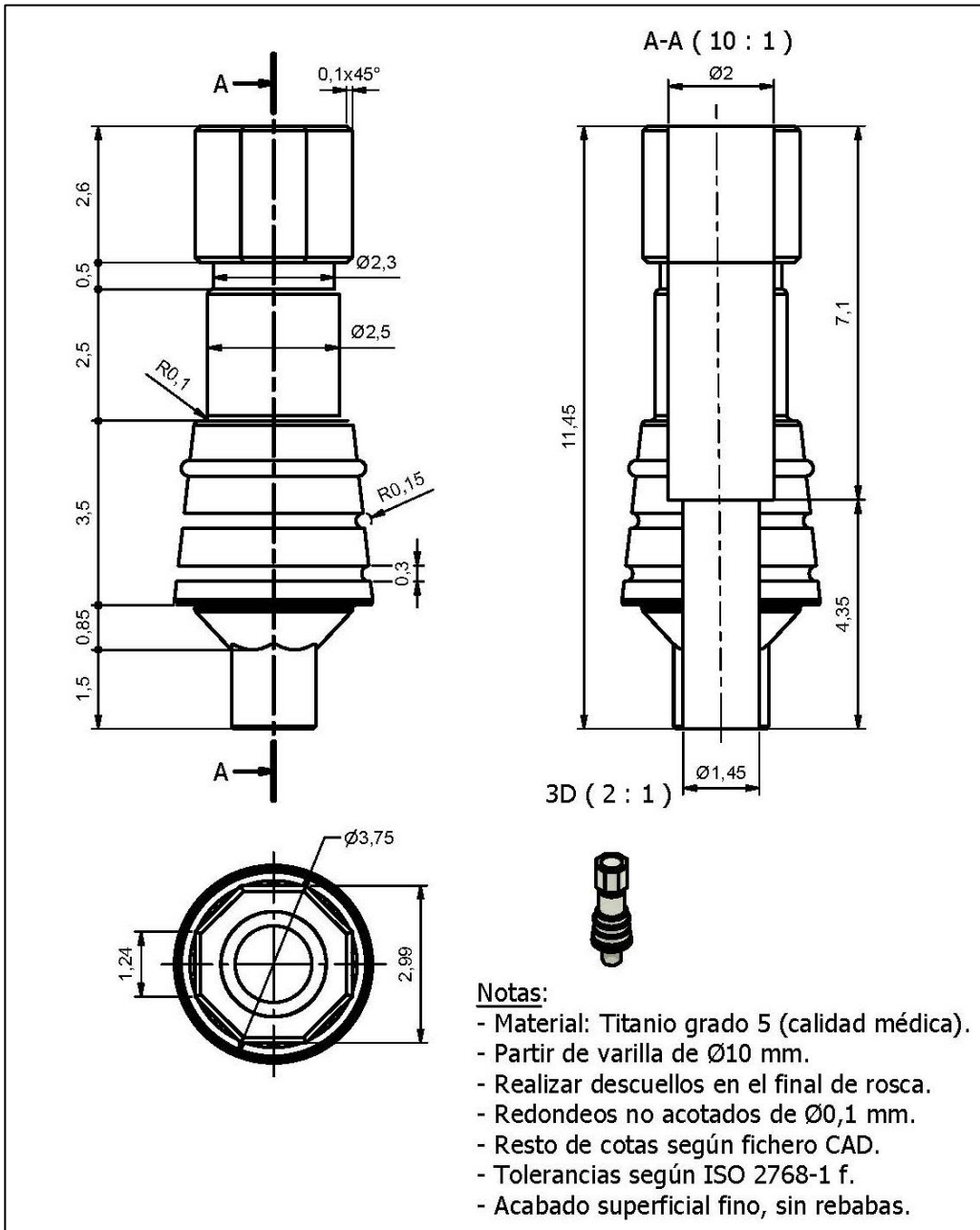


Figura 83. Plano definitivo tornillo broca.

Tornillo pequeño:

En la figura 84 se adjunta una fotografía de la pieza fabricada definitiva de la pieza tornillo pequeño.



Figura 84. Pieza fabricada tornillo pequeño.

Características tornillo pequeño:

- Material: Titanio grado 5 (calidad médica).
- Partir de varilla de $\varnothing 10$ mm.
- Redondeos no acotados de $\varnothing 0,1$ mm.
- Resto de cotas según fichero CAD.
- Tolerancia según ISO 2768-1 f.
- Acabado superficial fino, sin rebabas.

La figura 85 son los planos definitivos de la pieza tornillo pequeño.

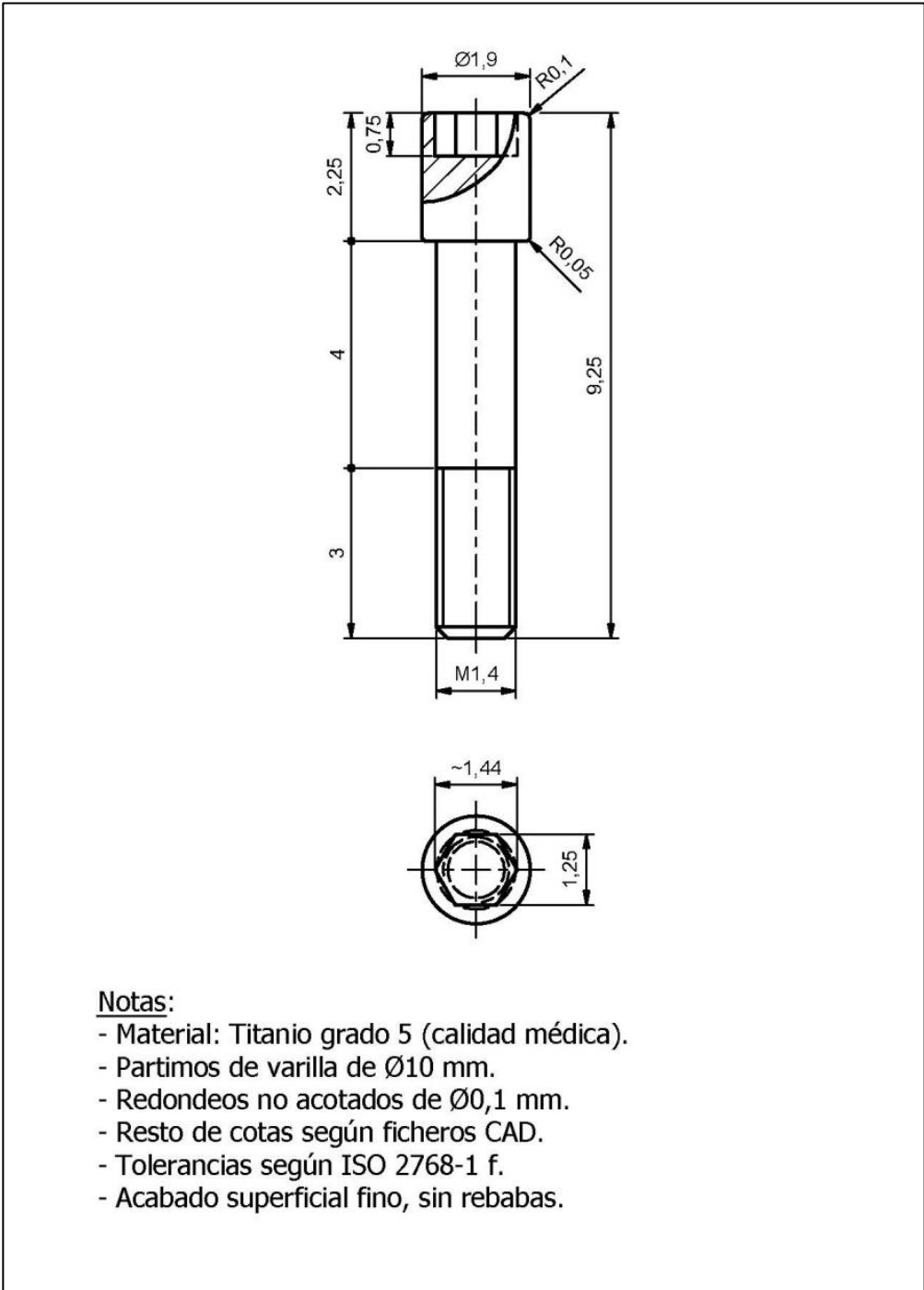


Figura 85. Plano definitivo tornillo pequeño.

Se han fabricado cinco microtornillos según condiciones de fabricación comentadas con el equipo de mecanizado KERN Evo.

Se adjunta como anexo el folleto de las características de la KERN Evo, figura 86, el husillo utilizado es de hasta 50.000 rpm y se dispone de 4/5 eje. De hecho el mecanizado de las piezas se realizó en el 4/5 eje para poder llegar a todos los recovecos de las piezas.

Características de la máquina específicas: Se trata de un Centro de mecanizado que proporciona una rápida aceleración y la velocidad de avance.

El KERN Evo está especialmente diseñado para aplicaciones que requieren las siguientes características:

- Máxima precisión en la pieza de trabajo (desviación de posición $P_a \pm 0.5$ micras, de conformidad con la norma VDI / DGQ 3441).
- Excelente calidad superficial $R_a < 0,1$ micras.
- Fresado de materiales mecanizables y críticamente acero endurecido.
- Alta productividad.
- Las altas tasas de aceleración.
- Las altas tasas de alimentación.
- Carga automática de la pieza de trabajo para la producción de lotes (Disponible para 3 y 5 ejes de mecanizado).

High productivity with
ultra precision machining
 $\pm 0.5 \mu\text{m}$



Micro- und Feinwerktechnik

KERN Evo

Ultra Precision
CNC Machining Centre



Figura 86. Kern Evo Ultra Precisión CNC Machinig Centre.

6. DISCUSION.

Antes de nada, se destaca que la Prevalencia de problemas bucodentales en población adulta, es un indicador del Sistema Nacional de Salud.

La norma UNE 66.175:2003 guía para la implantación de sistemas de indicadores, define un indicador como el dato o conjunto de datos que ayudan a medir objetivamente la evolución de un proceso o de una actividad.

Los Indicadores Clave del Sistema Nacional de Salud son un conjunto priorizado de información que abarca los aspectos considerados más relevantes de la salud y del sistema sanitario español. La selección de indicadores se ha realizado por consenso entre las administraciones representadas en el Consejo Interterritorial del SNS. Su desarrollo se ha realizado en colaboración con las Comunidades Autónomas a través de la Subcomisión de Sistemas de Información del Consejo Interterritorial del Sistema Nacional de Salud.

Los 110 indicadores principales seleccionados en el momento actual, algunos de los cuales se encuentran en fase de elaboración, se confeccionan conforme a la metodología exigida en las fichas técnicas. Dado que, por una parte, un buen número de ellos se despliegan en subindicadores más específicos (causas de mortalidad, de morbilidad, tipos de vacunas, de intervenciones, etc.) y, por otra, que todos ellos se desagregan por ámbito territorial, sexo y, en algunos casos, edad, junto con su disponibilidad en series temporales que abarcan, en ocasiones, hasta 20 años, la base de datos da detalle, en realidad, sobre más de 140.000 mediciones.

Entre los indicadores sobre el Estado de Salud (indicadores de morbilidad), figura 87, se define la Prevalencia de problemas bucodentales en población adulta, a los que hace referencia esta Tesis.

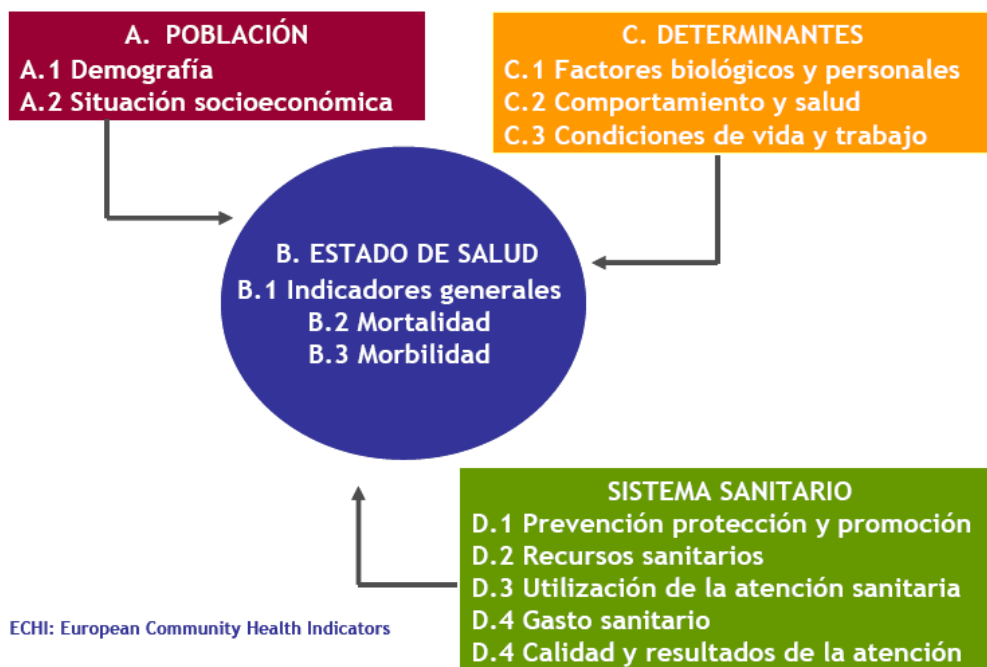


Figura 87. Agrupación de indicadores de salud según Comisión Europea.

Elaboración propia a partir del documento “Indicadores clave del sistema nacional de salud” versión 2010 del Ministerio de Sanidad y Política Social.

Las necesidades encontradas dentro de la situación actual de la agenesia dentaria en España, es que se evidencia un vacío marcas comerciales en el rango de edad seleccionado hay un mercado virgen aún por explorar.

Según la legislación aplicable no se puede utilizar un implante en edad de crecimiento, es decir hasta los 18 años.

El producto resultante de la ejecución de la Tesis está orientado a cubrir una amplia cuota de mercado en el intervalo de edad señalado, en una sociedad que demanda una Ortodoncia cada vez más precoz.

Se detecta una necesidad clínica bien definida en pacientes de 12-18 años. Con la utilización del nuevo microtornillo, se mejora el factor estético debido a la sustitución de los brackets. Las exigencias estéticas de la sociedad son cada vez mayores. Se trata de un producto novedoso e innovador que se puede explotar comercialmente de forma sencilla debido a las razones expuestas con anterioridad.

El nuevo producto cubre las necesidades de este tipo de paciente joven que la Ortodoncia no aconseja hasta los 18 años de edad.

El paciente joven con la agenesia de un incisivo permanente y con una maloclusión asociada debe ser tratado con un plan de tratamiento integral en el que la estética y la salud dental a largo plazo tengan una prioridad.

En todo caso, cualquiera que sea el tratamiento elegido parece ser razonable dado que la apariencia facial y la estética dental pueden ser aceptables con cualquiera y la elección del cierre de espacios o abrir los espacios debe ser hecho teniendo en cuenta otras consideraciones:

1. Necesidad de extracciones.
2. Relación oclusal posterior.
3. Posición del canino en el momento del diagnóstico.
4. Forma y color de los caninos.
5. Potencial para referir y coordinar tratamiento protésico con terapia ortodóntica.

La ausencia de incisivos laterales crea un imbalance de la longitud de arco Superior e Inferior en la dentición permanente después de completar la erupción de la dentición permanente se puede eliminar este imbalance a través de un plan de tratamiento que incluye las siguientes alternativas:

- Mantenimiento o recuperación del incisivo ausente seguido de restauración protésica 10-11-12 o implantes.
- Cerrar espacio y establecer relación posterior clase II.
- Extracción de incisivos laterales o premolares inferiores y establecer relación clase I posterior.

La selección correcta del modo de tratamiento debe tomar en consideración: el perfil del paciente, la cantidad y dirección del crecimiento, la presencia o ausencia de síntomas de maloclusiones severas, color y posición del canino, largo del labio, relación de los tamaños dentales. En estudios a largo plazo se muestra que el reemplazo protésico es la alternativa de tratamiento menos deseable que el cierre de espacios ortodónticos tanto estético como periodontalmente:

- Desventajas del cierre de espacios:
- Desviación de la inclinación normal de los planos.
- Crecimiento incompleto del hueso.
- Imbalance de las fuerzas musculares por el cambio de las superficies oclusales de contacto.
- El desperfecto producido en la línea facial y en la apariencia desagradable que resulta la presencia de un diente en un sitio donde el tamaño y la forma no coordinan con los contactos proximales.

Actualmente, los microtornillos se han convertido en la primera opción de tratamiento para el reemplazo de incisivos laterales ausentes congénitamente. El incisivo central y el canino a menudo erupcionan en muy malas posiciones adyacentes al espacio edéntulo, y por lo cual el tratamiento ortodóntico preprotésico es requerido frecuentemente.

La desrotación del incisivo central y el canino, el cierre de espacio y corrección de las raíces cercanas pueden requerir de crear un espacio adecuado en donde se coloca el implante y se consiga una restauración estética.

6.1. Validación clínica del tornillo.

La validación clínica del tornillo híbrido se ha llevado a cabo en dos pacientes de 17 años con agenesia dentaria en dentición mixta.

Los resultados desde el punto de vista estructural han sido poco satisfactorios debido a que el tamaño de la cabeza era demasiado pequeño y no enganchaba bien en el hueso.

Se procede a modificar los parámetros en el proceso de fabricación para la realización del nuevo tornillo híbrido: En la pieza broca agujero se aumenta un poco el 1 mm aproximado de ancho de la rosca (mayor anchura) para dar más resistencia al tornillo, hasta la cuarta vuelta de la hélice y luego como esta. El cambio se puede comprobar en las figuras 88 y 89:

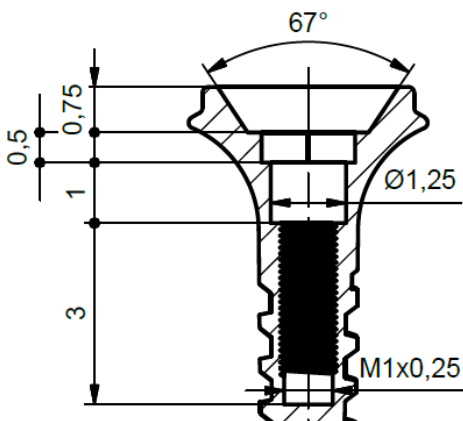


Figura 88. Longitud de base de 0,5 mm (prototipo inicial).

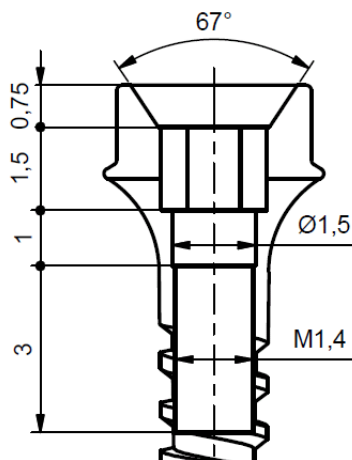


Figura 89. Longitud de base de 1,5 mm (microimplante definitivo).

También se aprecia un cambio en la longitud de la base de 0,5 a 1,5 mm.

Los resultados en el tratamiento de los dos pacientes de 17 años con el nuevo tornillo han resultado satisfactorios desde el punto de vista clínico.

Se ha llevado a cabo un seguimiento semanal de los pacientes.

Los resultados obtenidos avalan que el tornillo híbrido fabricado es satisfactorio para el tratamiento de la agenesia dentaria.

En las siguientes páginas se describen los casos clínicos de validación en los dos pacientes comentados y varios ejemplos de tratamiento de la agenesia con microtornillos en diferentes pacientes.

6.2. Casos clínicos.

El caso clínico N° 1 describe el tratamiento del primer paciente de 17 años con el tornillo híbrido diseñado. Se adjuntan las radiografías y fotografías del seguimiento del tratamiento. El resultado es satisfactorio como se puede apreciar en la última figura de provisionales de resina pegados con Twister figura 92.

Caso clínico N° 1: Agenesias de laterales (Se distalan los caninos con el nuevo tornillo híbrido diseñado).

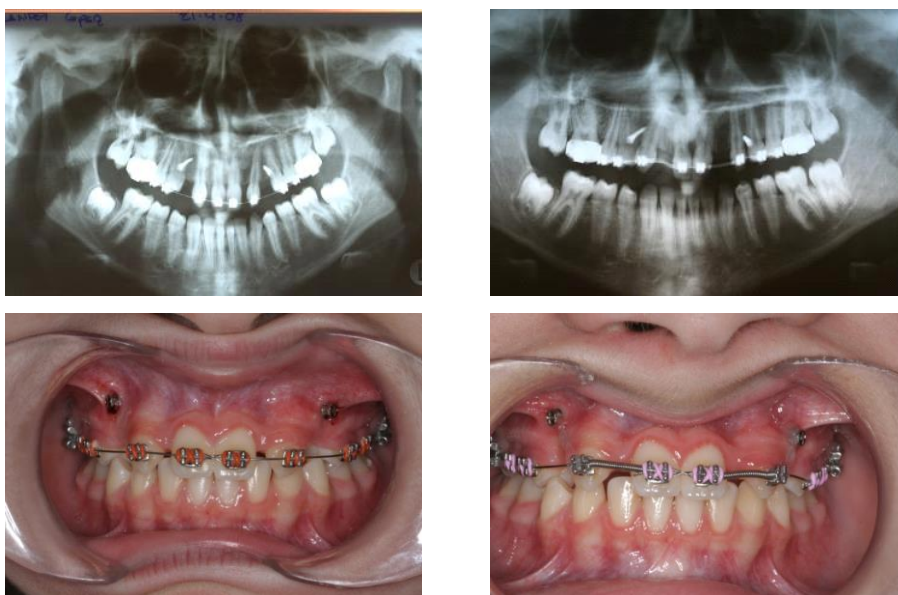


Figura 90. Agenesias de laterales (Se distalan los caninos con microtornillos).



Figura 91. Espacios para la colocación de implantes.



Figura 92. Provisionales de resina pegados con Twister.

El caso clínico N° 2 describe el tratamiento del segundo paciente de 17 años con el tornillo híbrido diseñado. En las radiografías y fotografías del seguimiento del tratamiento que se adjuntan se puede comprobar que el resultado es satisfactorio.

Caso clínico N° 2: Utilización del nuevo tornillo híbrido diseñado para el tratamiento de la agenesia.



Figura 93. Caso clínico N° 2.

El caso clínico Nº 3 describe el tratamiento de una agenesia unilateral con otro tipo de microimplantes. En estudios futuros se pretende realizar una comparación de las características proporcionadas entre el tornillo híbrido diseñado y otros microimplantes que se pueden adquirir en el mercado.

Caso clínico Nº 3 (Agenesia unilateral): Tratamiento de la agenesia con otros microimplantes.



Figura 94. *Vista preoperatoria del incisivo lateral temporal.*



Figura 95. *Radiografía periapical mostrando una altura ósea interproximal ideal.*



Figura 96. Restauración provisional para permitir el modelado.



Figura 97. Pilar de impresión individualizado para replicar contornos tisulares.



Figura 98. Modelo con el pilar individualizado para el diente 12.



Figura 99. Mantenimiento altura ósea interproximal en la evaluación radiográfica.

El caso clínico N° 4 describe el proceso completo de colocación de los microimplantes en el tratamiento en una agenesia de #12 y # 22, figura 100. En este caso no se está utilizando el nuevo tornillo híbrido diseñado.

Caso clínico N° 4 (Agenesia de #12 y # 22).

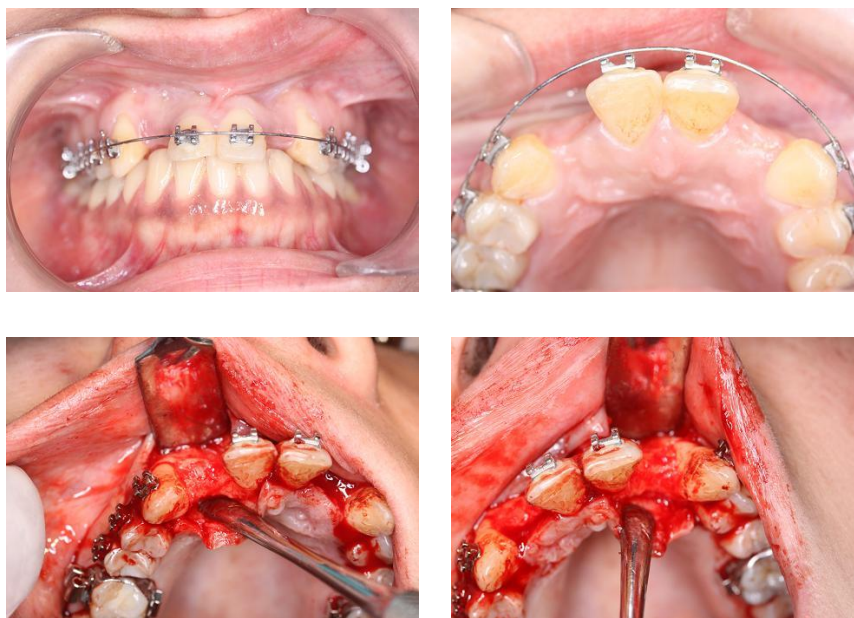


Figura 100. Agenesia de #12 y # 22.

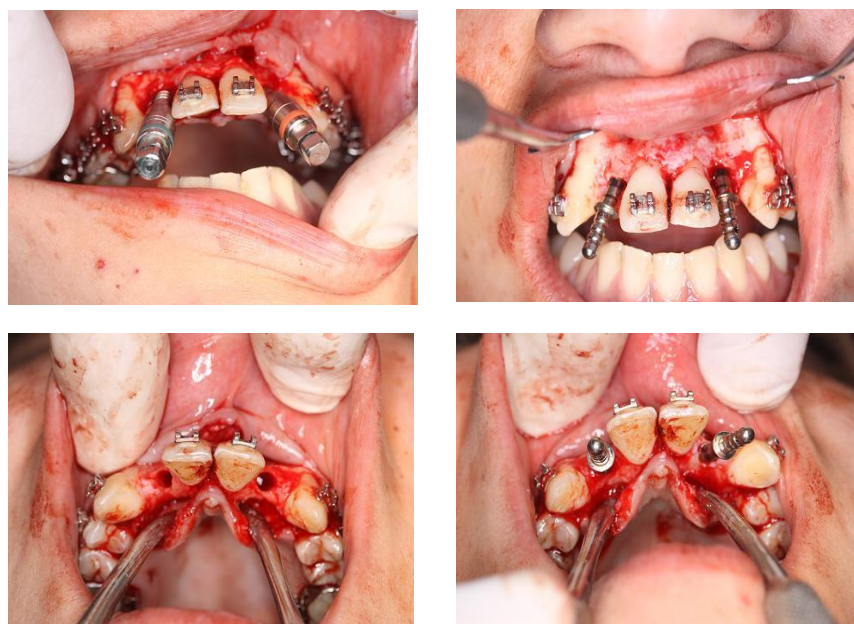


Figura 101. Expansores para la colocación de los implantes.



Figura 102. Colocación de los implantes.

Radiografías de los microimplantes adheridos en la boca del paciente:



Figura 103. Imágenes radiográficas de los implantes.



Figura 104. Provisionales para formar papilas.

Fotos caso clínico finalizado, figura 105: Utilización con éxito del tornillo híbrido diseñado en el tratamiento de la agenesia dentaria. En este caso se trata de fotografías del primer paciente de 17 años (Caso clínico N° 1).



Figura 105. Fotografías del caso clínico finalizado.

7. CONCLUSIONES.

Las principales conclusiones son:

1. Se ha realizado un estudio técnico de microimplantes en Ortodoncia, basado en:

- *Análisis químico cualitativo - cuantitativo por microsonda electrónica.*
- *Análisis de las propiedades mecánicas y cálculo de las tensiones y deformaciones a las que están sometidos los microimplantes por el método de los elementos finitos.*

Este estudio ha proporcionado una comparativa basada en datos reales para evaluar el comportamiento de los 3 tipos de microimplantes analizados.

2. Se ha desarrollado y validado un tornillo híbrido para el tratamiento de la agenesia dental.

Desde el punto de vista **diferenciador**, el tornillo híbrido presenta las siguientes ventajas:

- *100% de efectividad en el tratamiento de la agenesia.*
- *Disminuye la cantidad de pérdida ósea en el diente.*
- *Adaptación muy sencilla y cómoda a la dentadura.*
- *Rápida habituación.*
- *Ventajas desde el punto de vista estético en comparación con otros tratamientos utilizados. Solución de los problemas estéticos encontrados.*

3. Los resultados obtenidos en las propiedades mecánicas a partir del estudio de elementos finitos son un éxito, y de éstos se puede concluir que el diseño del tornillo híbrido es óptimo para pasar a la siguiente fase de prototipado y fabricación.

Desde el punto de vista del estudio realizado por el método de los elementos finitos, el tornillo híbrido:

- *Las tensiones equivalentes de Von Mises no alcanzan el límite admisible del material (límite elástico).*
- *Los elementos del tornillo híbrido son aptos desde el punto de vista resistente conforme a los requisitos de cargas estudiados.*

4. Evaluación clínica en pacientes: en los dos pacientes que se ha probado el tornillo híbrido los resultados son muy satisfactorios como se demuestra en los casos clínicos detallados en la Tesis.

5. Se está en fase de protección del tornillo híbrido mediante modelo de utilidad, por la Oficina Española de Patentes y Marcas según los requisitos de la Ley 11/86 de 20 de marzo, de patentes de invención y modelos de utilidad.

8. BIBLIOGRAFÍA.

- [1] **Williams P, Travess H, Sandy J.** The use of osseointegrated implants in orthodontic patients: I. Implants and their use in children. *Dent Update.* 31:287-290, 2004.
- [2] **Fudalej P, Kokich VG, Leroux B.** Determining the cessation of vertical growth of the craniofacial structures to facilitate placement of single-tooth implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 131(4 Suppl):S59-67, 2007.
- [3] **Moore RN, Moyer BA, DuBois LM.** Skeletal maturation and craniofacial growth. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 98:33–40, 1990.
- [4] **Mankani N, Chowdhary DR, Patil DB, E DN, Madalli DP.** Dental implants in children and adolescents: A literature review. *J Oral Implantol*, 2012.
- [5] **Cronin RJ, Oesterle LJ.** Implant use in growing patients. *Dent Clin North Am* 42: 1-35, 1998.
- [6] **Seçil Çehreli and Ayça Arman-Özçirpıcı.** Primary stability and histomorphometric bone-implant contact of self-drilling and self-tapping orthodontic microimplants. (*Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2012;141:187-95).
- [7] **Nivedita mankani, mdsdr ramesh chowdhary, mdsdr brajesh patil, ms (opthal)dr Nagaraj E, mdsdr poornima madalli, mds.** Dental implants in children and adolescents: A literature review. AAID-JOI-D-11-00186R1.
- [8] **Universidad de Oviedo.** Reglamento sobre la Propiedad Industrial de la Universidad de Oviedo aprobado por el Consejo de Gobierno de la Universidad de Oviedo en sesión de 3 de mayo de 2007 y entró en vigor al día siguiente de su publicación en el B.O.P.A. (num 123, 28-V-2007). Pág 5.
- [9] **Björk A.** Growth of the maxilla in three dimensions as revealed radiographically by the implant method. *Br J Orthod* 4:53-64, 1977.
- [10] **Voss R, Freng A.** Growth of dental arches after ablation of midpalatal suture: A study in the domestic cat. *J Maxillofac Surg* 10:259-263, 1982.
- [11] **Lavelle CL.** A study of dental arch and body growth. *Angle Orthod* 46:361-364, 1976.

- [12] **Knott V.** Longitudinal study of dental arch widths at four stages of dentition. *Angle Orthod* 42:387-394, 1972.
- [13] **Moorrees CFA, Gron AM, Le Bret LM, Yen PK, Frohlich FJ.** Growth studies of the dentition. *Am J Orthod* 55:600-616, 1969.
- [14] **Jones B, Meredith H.** Vertical change in osseous and odontic portions of the human face between the ages of 5 and 15 years. *Am J Orthod* 52:902-921, 1966.
- [15] **Moore RN.** Principles of dentofacial orthopedics. *Semin Orthod* 3:212–221, 1997.
- [16] **Fishman LS.** Radiographic evaluation of skeletal maturation. A clinically oriented method based on hand-wrist films. *Angle Orthod* 52:88–112, 1982.
- [17] **Fishman LS.** Maturational patterns and prediction during adolescence. *Angle Orthod* 57:178–193, 1987.
- [18] **Sato K, Mito T, Mitani H.** An accurate method of predicting mandibular growth potential based on bone maturity. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 120:286–293, 2001.
- [19] **Rose GJA.** Cross-sectional study of the relationship of facial areas with several body dimensions. *Angle Orthod* 30:6–13, 1960.
- [20] **Bambha JK, Van Natta MA.** Longitudinal study of facial growth in relation to skeletal maturation during adolescence. *Am J Orthod* 39:481–493, 1963.
- [21] **Bishara SE, Jamison JE, Peterson LC, DeKock WH.** Longitudinal changes in standing height and mandibular parameters between the ages of 8 and 17 years. *Am J Orthod* 80:115–135, 1981.
- [22] **Bergersen E.O.** The male adolescent facial growth spurt: its prediction and relation to skeletal maturation. *Angle Orthod* 42:319–338, 1972.
- [23] **Grave KC.** Timing of facial growth: a study of relations with stature and ossification in the hand around puberty. *Aust Orthod J* 3:117–122, 1973.
- [24] **Flores-Mir C, Nebbe B, Major PW.** Use of skeletal maturation based on hand-wrist radiographic analysis as a predictor of facial growth: a systematic review. *Angle Orthod*. 74:118-124, 2004.

- [25] **Greulich WW, Pyle SI.** Radiographic Atlas of Skeletal Development of Hand and Wrist. 2nd ed. Stanford, Calif: Stanford University Press, 1959.
- [26] **Tanner JM, Whitehouse RH, Cameron N, Marshall WA, Healy MJR, Goldstein H.** Assessment of Skeletal Maturity and Prediction of Adult Height (TW2 Method). 2nd ed. London: Academic Press, 1983.
- [27] **Demirjian A, Buschang PH, Tanguay R, Patterson DK.** Interrelationships among measures of somatic, skeletal, dental, and sexual maturity. *Am J Orthod* 88:433–438, 1985.
- [28] **So LL.** Skeletal maturation of the hand and wrist and its correlation with dental development. *Aust Orthod J* 15:1–9, 1997.
- [29] **Bowden BD.** Epiphysial changes in the hand/wrist area as indicators of adolescent stage. *Aust Orthod J* 4:87–104, 1976.
- [30] **Björk A.** Variations in the growth pattern of the human mandible: A longitudinal radiographic study by the implant method. *J Dent Res* 42:400-411, 1963.
- [31] **Shaw WC.** Problems of accuracy and reliability in cephalometric studies with implants in infants with cleft lip and palate. *Br J Orthod* 4:93-100, 1977.
- [32] **Ödman J Gröndahl K, Lekholm U, Thilander B.** The effect of osseointegrated implants on the dento-alveolar development. A clinical and radiographic study in growing pigs. *Eur J Orthod* 13:279-286, 1991.
- [33] **Thilander B Odman J Gröndahl K Lekholm U.** Aspects on osseointegrated implants inserted in growing jaws. A biometric and radiographic study in young pig. *Eur J Orthod* 14:99-109, 1992.
- [34] **Wigglesworth SW.** The orthodontic movement of a metal implant. *Br J Orthod* 4:205-207, 1977
- [35] **Oesterle LJ, Cronin RJ Jr, Ranly DM.** Maxillary implants and the growing patient. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 8:377-387, 1993
- [36] **Cronin RJ Jr, Oesterle LJ, Ranly DM.** Mandibular implants and the growing patient. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 9:55-62, 1994.
- [37] **Giannetti L, Murri Dello Diago A, Vecci F, Consolo U.** Mini-implants in growing patients: a case report. *Pediatr Dent.* 32:239-44, 2010.

- [38] **Mehrali MC, Baraoidan M, Cranin AN.** Use of endosseous implants in treatment of adolescent trauma patients. *N Y State Dental J* 60: 25-29, 1994.
- [39] **Escobar V, Epker BN.** Alveolar bone growth in response to endosteal implants in two patients with ectodermal dysplasia. *Int J Oral Maxillofac Surg* 27: 445-447, 1998.
- [40] **Ledermann PD, Hassel TM, Hefti AF.** Osseointegrated dental implants as alternative therapy to bridge construction or orthodontics in young patients: Seven years of clinical experience. *Pediatr Dent* 15: 327-332, 1993.
- [41] **Westwood RM, Duncan JM.** Implants in adolescents: a literature review and case reports. *Int J Oral Maxillofac Implants* 11: 750, 1996.
- [42] **Brahim JS.** Dental implants in children. *Oral maxillofacial surgery Clin N Am* 17: 375-381, 2005.
- [43] **OpHeji DG, Opdebeeck H, Van Steenberghe D and Quirinen M.** Age as compromising factor or implant insertion. *Periodontology* 33: 172-184, 2000.
- [44] **Rossi E, Andreasen JO.** Maxillary bone growth and implant positioning in a young patient: a case report. *Int J Periodont Rest Dentistry* 23: 113-119, 2003.
- [45] **Kramer FJ, Baethge C and Tschernitschek H.** Implants in children with ectodermal dysplasia: A case report and literature review. *Clin Oral Impl Res* 18: 140-146, 2007.
- [46] **Björk A.** Variations in the growth pattern of the human mandible: A longitudinal radiographic study by the implant method. *J Dent Res* 42:400-411, 1963
- [47] **Björk A.** Growth of the maxilla in three dimensions as revealed radiographically by the implant method. *Br J Orthod* 4:53-64, 1977
- [48] **Brugnolo E, Mazzocco C, Cordioli G, Majzoub Z.** Clinical and radiographic findings following placement of single tooth implants in young patients – case reports. *Int J Periodont Rest Dent* 16: 421-433, 1996.
- [49] **Smith RA, Vargervik K.** Placement of an endosseous implant in a growing child with ectodermal dysplasia. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 75: 669-673, 1993.

- [50] **Guckes AD, McCarthy GR and Brahim J.** Use of endosseous implants in a 3-yearold child with ectodermal dysplasia: case report and 5-year follow-up. *Pediatric dentistry* 19: 282-285, 1997.
- [51] **Kearns G, Sharma A, Perrott D, Schmidt B, Kaban L and Vargervik K.** Placement of endosseous implants in children and adolescents with hereditary ectodermal dysplasia. *Oral surg Oral path Oral med Oral radiol Endodontics* 88: 5-10, 1999.
- [52] **Oesterle LJ.** Implant considerations in the growing child. In: Higuchi KW, ed. *Orthodontic applications of osseointegrated implants*: 133-159. Chicago, USA: Quintessence publishing co, 2000.
- [53] **Guckes AD, Scurria MS, McCarthy GR, Brahim JS.** Prospective clinical trial of dental implants in persons with ectodermal dysplasia. *J Prosthetic Dentistry* 2002: 88: 21-25, 2002.
- [54] **Johnson EL, Roberts MW, Guckes AD, Bailey LJ, Phillips CL and Wrig JT.** Analysis of craniofacial development in children with hypohidrotic ectodermal dysplasia. *Am J Med Genet* 112: 327-334, 2002.
- [55] **Johnson EL, Roberts MW, Guckes AD, Bailey LJ, Phillips CL and Wrig JT.** Analysis of craniofacial development in children with hypohidrotic ectodermal dysplasia. *Am J Med Genet* 112: 327-334, 2002.
- [56] **Nunn JH, Carter NE, Gillgrass Tj, Hobson RS, Jepson NJ and Nohl FS.** The interdisciplinary management of hypodontia: background and role of pediatric dentistry. *Brit Dent J* 194: 245-251, 2003.
- [57] **Heij DG, Opdebeeck H, van Steenberghe D, Kokich VG, Belser U, Quirynen M.** Facial development, continuous tooth eruption, and mesial drift as compromising factors for implant placement. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 21:867-878, 2006.
- [58] **Chung S, McCullagh A, Irinakis T.** Immediate loading in the maxillary arch: evidence-based guidelines to improve success rates: a review. *J Oral Implantol.* 37:610-21, 2011.
- [59] **Sharma AB, Vargervik K.** Using implants for the growing child. *J Calif Dent Assoc.* 34:719-24, 2006.

- [60] **Cortizo, José Luis**; Metodología propuesta para la integración de las NNTT en el proceso de Diseño Mecánico, Tesis Doctoral, Departamento de Construcción e Ingeniería de Fabricación, Gijón - 2007. Pág. 79.
- [61] **Sierra Velasco, José Manuel**; Predicción del comportamiento en las etapas de Diseño de Transmisiones y Análisis de Fallo mediante Sistemas Expertos, Tesis Doctoral, Departamento de Construcción e Ingeniería de Fabricación, Gijón -1998.
- [62] **Instituto de Desarrollo Económico del Principado de Asturias**. El proyecto de diseño. Una metodología de trabajo. 1995. Pág. 2.
- [63] **Pahl, G.; Beitz, W.**; Engineering Design. Springer, Berlin -1991.
- [64] **Sanz, F. y Lafargue, J.**; Diseño Industrial desarrollo del producto; Editorial Thomson Paraninfo. 2002.
- [65] **Dym C.L. y Little P.**; El proceso de diseño en ingeniería. Cómo desarrollar soluciones efectivas; Ed. LIMUSA S.A. ; Méjico; -2002.
- [66] **Zwicky, F.**; Morphological creativity, Interscience, Nueva York, -1948.
- [67] **Zwicky, F.**; Discovery, invention, research through morphological approach; Mc Millan; -1969.
- [68] **Alba J.A.**; "Método de síntesis optima de mecanismos planos dotados de pares inferiores y superiores, con restricciones de posición y cinemáticas". Tesis doctoral, C.P. Universidad de Zaragoza.- 1994.
- [69] **Sánchez; F. T.**; "Contribución a la Síntesis Dimensional de Mecanismos Planos para Generación de Trayectoria" Tesis Doctoral, Universitat Jaume I, Castellón.- 2000.
- [70] **Erdman, Arthur G., Sandor, George N.**; Diseño de mecanismos, análisis y síntesis; 3º Ed; Prentice Hall; -1998.
- [71] **Simón, A., Bataller, A., Guerra, A. J., Ortiz, A. y Cabrera, J.A.**; Fundamentos de Teoría de Máquinas; Editorial Bellisco; Madrid; -2000.

- [72] **Brunet P.** Entrevista a Pere Brunet sobre la Realidad Virtual por Juan C. Dürsteler; <http://www.infovis.net/printMag.php?num=82&lang=1>.
- [73] **Cobo Plana JM, De Carlos Villafranca F, Álvarez Suárez A, Cortizo Rodríguez JL, Gotusso Ompré M.** Microimplantes en Ortodoncia: Estudio Técnico. ISBN: 978-84-8317-853-9. Textos Universitarios Ediuno, Oviedo, 2011.
- [74] **Francisco Javier Gil & Norberto Manzanares & Armando Badet & Conrado Aparicio & Maria-Pau Ginebra.** Biomimetic treatment on dental implants for short-term bone regeneration. Clin Oral Invest. DOI 10.1007/s00784-013-0953-z.
- [75] Dental and craniomaxillofacial implant surgery 2013 J Oral Maxillofac Surg -:1-11, 2013 J Oral Maxillofac Surg 70:e72-e106, 2012, Suppl 3.
- [76] **Caballero, I., Gurrola, B., Casasa, A.** Tratamiento de agenesia y malformación de incisivos laterales superiores. Revista Latinoamericana de Ortodoncia y Odontopediatria "Ortodoncia.ws edición electrónica agosto 2011.
- [77] **Cheng-Tsung Huang, Eddie Hsiang-Hua Lai, Hao-Hueng Chang, Bei-En Chang, Yaun-Hou Chen, Yi-Ping Wang, Yi-Jane Chen, Jenny Zwei-Chiang Chang, Chung-Chen Jane Yao.** Damage to the root after tooth movement towards a temporary anchorage device: An animal pilot study. Journal of Dental Sciences.
- [78] **Jian-Ping Geng, Keson B. C. Tan, and Gui-Rong Liu.** Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. The Journal of Prosthetic Dentistry, 6 (2001), 585-598.
- [79] **K. Miyajima, S. Saito and M. Sakai.** Finite Element Analysis and animal experiments of MiniScrew Implants. capítulo 4, 47-63.
- [80] **J. Cobo, A. Sicilia, J. Argüelles, D. Suárez, and M.I Vijande.** Initial stress induced in periodontal tissue with diverse degrees of bone loss by an orthodontic force: Tridimensional analysis by means of the finite element method. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, 5 (1993), 448-454.

- [81] **Liang et al.** Torque control of the maxillary incisors in lingual and labial orthodontics: A 3-dimensional finite element analysis. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 3 (2009), 316-322.
- [82] **W. Jiang, H. Bo, G. YongChun, and Ni LongXing.** Stress distribution in molars restored with inlays or onlays with or without endodontic treatment: A three-dimensional finite element analysis. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 1 (2010), 6-12.
- [83] **Jeon P, Turley P, Ting K.** Three-dimensional finite element analysis of stress in the periodontal ligament of the maxillary first molar with simulated bone loss. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* (2001), 119:498-504.
- [84] **Zienkiewicz O.C.** El método de los elementos finitos. Reverté, 1981. Pág. 50 – 109.
- [85] **Cano J., Campo J., Palacios B. et al.** Mecanobiología de los huesos maxilares: I. Conceptos generales. *Av Odontoestomatol*, Dic 2007, vol.23, no.6, Pág.347-358.
- [86] **Wonjae Yu, Hyo-Sang Park, Hee-Moon Kyung, and Oh-Won Kwon.** Dynamic simulation of the self-tapping insertion process of orthodontic microimplants into cortical bone with a 3-dimensional finite element method. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2012;142:834-41.
- [87] **Maria Elisa Rodrigues Coimbra, Norman Duque Penedo, Jayme Pereira de Gouvêa, Carlos Nelson Elias, Mônica Tirre de Souza Araújo, Paulo Guilherme Coelho.** Mechanical testing and finite element analysis of orthodontic teardrop loop. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, Volume 133, Issue 2, February 2008, Pág. 188.e9-188.e13.
- [88] **I. Alkan, A. Sertgoz and B. Ekici.** Influence of occlusal forces on stress distribution in preloaded dental implant screws. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 4 (2004), 319-325.
- [89] **Geron S, Romano R, Brosh T.** Vertical forces in labial and lingual orthodontics applied on maxillary incisors, a theoretical approach. *Angle Orthod.* (2004), 174:95-201.

- [90] **Cobo Plana J.M., De Carlos Villafranca F., Álvarez Suárez A., Cortizo Rodríguez J.L., Gotusso Ompré M.** Microimplantes en Ortodoncia. Estudio Técnico. ISBN 978-84-8317-853-9. Textos Universitarios Ediuno, Oviedo, 2011.
- [91] **Fengshan Chen; Kazuto Terada; Kooji Handa.** Anchorage Effect of Various Shape Palatal Osseointegrated Implants: A Finite Element Study. *Angle Orthod* 2005;75:378–385.
- [92] **Fengshan Chen; Kazuto Terada; Kooji Hanada; Isao Saito.** Anchorage Effects of a Palatal Osseointegrated Implant with Different Fixation: A Finite Element Study. *Angle Orthod* 2005;75:593–601.
- [93] **Lixing Zhao, Zhenrui Xu, Xing Wei, Zhihe Zhao, Zhi Yang, Linkun Zhang, Juan Li, and Tian Tang.** Effect of placement angle on the stability of loaded titanium microscrews: A microcomputed tomographic and biomechanical analysis. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. Vol 139, Issue 5, Pág. 628-635, 2011.
- [94] **Branemark PI, Adell R, Breine U, Hansson BO, Lindström J, Ohlsson A.** Intraosseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. *Scand J Plast Reconstr Surg*. 1969; 3:81–100.
- [95] **Deguchi T, Takano-Yamamoto T, Kanomi R, Hartsfield JK, Roberts WE, Garetto LP.** The use of small titanium screws for orthodontic anchorage. *J Dent Res*. 2003;82:377–381.
- [96] **Szmukler-Moncler S, Salama H, Reingewirtz Y, Dubruille JH.** Timing of loading and effect of micromotion on bone-dental implant interface: review of experimental literature. *J Biomed Mater Res*. 1998;43:192–203.
- [97] **Cheng SJ, Tseng IY, Lee JJ, Kok SH.** A prospective study of the risk factors associated with failure of mini-implants used for orthodontic anchorage. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2004;19:100–106.
- [98] **Huang LH, Shotwell JL, Wang HL.** Dental implants for orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2005;127:713–722.

- [99] **Ohmae M, Saito S, Morohashi T, Seki K, Qu H, Kanomi R, et al.** A clinical and histological evaluation of titanium mini-implants as anchors for orthodontic intrusion in the beagle dog. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2001;119:489–497.
- [100] **Wilmes B, Su YY, Drescher D.** Insertion angle impact on primary stability of orthodontic mini-implants. *Angle Orthod.* 2008;78:1065–1070.
- [101] **Branemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindström J, Hallén O, et al.** Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg.* 1977;16:1–132.
- [102] **Soncini M, Rodriguez y Baena R, Pietrabissa R, Quaglini V, Rizzo S, Zaffe D.** Experimental procedure for the evaluation of the mechanical properties of the bone surrounding dental implants. *Biomaterials.* 2002;23:9–17.
- [103] **Liou EJ, Pai BC, Lin JC.** Do miniscrews remain stationary under orthodontic forces?. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2004;126:42–47.
- [104] **Masoud Mozafari, Erfan Salahinejad, Vahid Shabafrooz, Mostafa Yazdimamaghani, Daryoosh Vashae, Lobat Tayebi.** Multilayer bioactive glass/zirconium titanate thin films in bone tissue engineering and regenerative dentistry. *International Journal of Nanomedicine* 2013;8 1665–1672
- [105] **Caballero, I., Gurrola, B., Casasa, A.** Tratamiento de agenesia y malformación de incisivos laterales superiores. *Revista Latinoamericana de Ortodoncia y Odontopediatria "Ortodoncia.ws edición electrónica agosto 2011.*
- [106] **Col S.S. Chopra, Surg Lt Cdr A. Chakranarayan.** Clinical evaluation of immediate loading of titanium orthodontic implants. *Medical Journal Armed forces India XXX.* <http://dx.doi.org/10.1016/j.mjafi.2012.06.020>.
- [107] **W. Proffit. Mechanical principles in orthodontic force control. In: W. Proffit and H.W. Fields, Editors, Contemporary orthodontics (2nd ed.), Mosby, Saint Louis (1993), pp. 289–315.**
- [108] **B.L. Gainsforth and L.B. Higley.** A study of orthodontic anchorage possibilities in basal bone, *Am J Orthod Oral Surg* 31 (1945), pp. 406–417.

- [109] **P.A. Shapiro and V.G. Kokich.** Uses of implants in orthodontics, *Dent Clin North Am* 32, pp. 539–550, 1988.
- [110] **S. Block and D.R. Hoffman.** A new device for absolute anchorage for orthodontics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 107, pp. 251–258, 1995.
- [111] **Young-Kyun Kim, Yoon-Ji Kim, Pil-Young Yun, and Jong-Wan Kim.** Effects of the Taper Shape, Dual-Thread, and Length on the Mechanical Properties of Mini-Implants. *The Angle Orthodontist* 79:5, 908-914, 2009.
- [112] **Benedict Wilmes and Dieter Drescher.** Impact of Insertion Depth and Predrilling Diameter on Primary Stability of Orthodontic Mini-implants. *The Angle Orthodontist* 79:4, 609-614, 2009.
- [113] **Wilmes, B., S. Ottenstreuer , Y-Y. Su, and D. Drescher.** Impact of implant design on primary stability of orthodontic mini-implants. *J Orofac Orthop.* 69:42–50, 2008.
- [114] **Poggio, P. M. , C. Incorvati , S. Velo , and A. Carano .** “Safe zones”: a guide for miniscrew positioning in the maxillary and mandibular arch. *Angle Orthod.* 76:191–197, 2006.
- [115] **.B. Brunski,** Biomaterials and biomechanics in dental implant design, *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* 3 (1988), pp. 85–97.
- [116] **H.S. Park,** Clinical study on success rate of microscrew implants for orthodontic anchorage, *Korean J Orthod* 33 (2003), pp. 151–156.
- [117] **Papadopoulos MA, Papageorgiou SN, Zogakis IP.** Clinical Effectiveness of Orthodontic Miniscrew Implants: a Meta-analysis. *J Dent Res.* 2011 Aug;90(8):969-76.
- [118] **Ikeda H, Rossouw PE, Campbell PM, Kontogiorgos E, Buschang PH.** Three-dimensional analysis of peri-bone-implant contact of rough-surface miniscrew implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2011 Feb;139(2):e153-63.

- [119] **Florvaag B, Kneuert P, Lazar F, Koebke J, Zöller JE, Braumann B, Mischkowski RA.** Biomechanical properties of orthodontic miniscrews. An in-vitro study. *J Orofac Orthop.* 2010 Jan;71(1):53-67.
- [120] **Antoszewska J, Papadopoulos MA, Park HS, Ludwig B.** Five-year experience with orthodontic miniscrew implants: a retrospective investigation of factors influencing success rates. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2009 Aug;136(2):158.
- [121] **Costa A, Maric M, Danesino P.** Comparison between two orthodontic skeletal anchorage devices: osseointegrated implants and miniscrews - Medical-Legal Considerations. *Prog Orthod.* 2006;7(1):24-31.
- [122] **Constantin A. Landes & Bettina Glasl & Stefan Kopp & Robert Sader & Björn Ludwig.** Microanchor mediated upper molar intrusion in deep posterior bite after long-term edentulousness for prosthetic reconstruction with dental implants. *Oral Maxillofac Surgery.*
- [123] **Jose Vitor Quinelli Mazaro, Eduardo Piza Pellizzer, Fellippo Ramos Verri,, Rosse Mary Falcon-Antenucci, Adriana Cristina Zavanelli.** Technique for Indexing an Immediate Loading Implant Position for a Provisional Restoration. DOI: 10.1563/AAID-JOI-D-09-00115.1
- [124] **Yun-Seob Shin; Hyo-Won Ahn; Young-Guk Park; Seong-Hun Kim; Kyu-Rhim Chung; Il-Sik Cho; Gerald Nelson.** Effects of predrilling on the osseointegration potential of mini-implants. *Angle Orthodontist*, Vol 82, No 6, 2012.