

**ANÁLISIS BIOMECÁNICO DE PILARES ANGULADOS EN CORONAS
INDIVIDUALES IMPLANTOSOPORTADAS: UNA REVISIÓN SISTEMÁTICA.**

AUTORES

**LIZETH VIVIANA CALA SALAZAR
WENDY PAOLA FREYLE FUENTES
SANTIAGO ORTIZ ROJAS**

**INSTITUCIÓN UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA UNICOC
ÁREA DE EDUCACIÓN AVANZADA Y CONTINUADA
POSTGRADO EN PROSTODONCIA
BOGOTÁ 10 DE MAYO DE 2023.**

**ANÁLISIS BIOMECÁNICO DE PILARES ANGULADOS EN CORONAS
INDIVIDUALES IMPLANTOSOPORTADAS: UNA REVISIÓN SISTEMÁTICA.**

AUTORES

LIZETH VIVIANA CALA SALAZAR
WENDY PAOLA FREYLE FUENTES
SANTIAGO ORTIZ ROJAS

ASESOR CIENTIFICO:

Dra. Eliana de Pilar Ibarra Soler
Odontóloga, Especialista en Prostodoncia
UNICOC

ASESOR METODOLÓGICO:

Dra. Sonia Rubiela Unriza Puin
Odontóloga, magister en ciencias odontológicas
Universidad el bosque y javeriana.

**INSTITUCIÓN UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA UNICOC
ÁREA DE EDUCACIÓN AVANZADA Y CONTINUADA
POSTGRADO EN PROSTODONCIA
BOGOTÁ, 10 DE MAYO DE 2023**

DEDICATORIA

Este trabajo de investigación está dedicado a nuestros padres por ser apoyo principal en nuestra carrera profesional ya que cada día nos motivan a ser mejores profesionales, a nuestras asesoras y doctores que nos ayudaron, apoyaron y trabajaron como guía e inspiración en el área investigativa para hacer posible esta publicación.

AGRADECIMIENTOS

Agradecemos a nuestras asesoras, científica la Doctora Eliana de Pilar Ibarra Soler, a la asesora metodológica Doctora Sonia Rubiela Unriza Puin, por ofrecernos su apoyo incondicional, aporte de tiempo y conocimiento en esta investigación, también agradecemos a la Institución Universitaria Colegios de Colombia por brindarnos la oportunidad de desarrollar este trabajo investigativo.

TABLA DE CONTENIDO

1. INTRODUCCION.....	4
1.1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....	5
1.2 JUSTIFICACION.....	10
Pregunta de investigación.....	11
1.3 PROPOSITO.....	11
1.4 MARCO TEORICO.....	12
2. ASPECTOS METODOLOGICOS.....	31
2.1 Tipo de estudio.....	31
2.2 Objeto de estudio.....	31
2.3 Población estudio.....	31
2.4 Muestra.....	31
2.5 Criterios de selección.....	32
2.5.1 Criterios de inclusión	32
2.5.2 Criterios de exclusión.....	32
2.6 Procedimiento.....	33
2.7 Aspectos éticos.....	33
2.8 Estrategia de búsqueda.....	33
3. RESULTADOS.....	35
4. DISCUSION.....	57
5. CONCLUSIONES.....	61
6. LIMITACIONES Y RECOMENDACIONES.....	62
7. REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS.....	63

INTRODUCCIÓN

Los implantes dentales a lo largo de los años han sido altamente empleados por los odontólogos y cirujanos orales a fin de remplazar dientes perdidos devolviendo así la estética y función. Desde tiempos antiguos, la implantología ha sido ampliamente aplicada y con el pasar de los años los implantes dentales se han ido perfeccionando de manera considerable gracias a las diferentes investigaciones científicas y las necesidades vistas durante la práctica clínica (1).

Los implantes dentales de titanio osteointegrados fueron desarrollados a principios de la década de 1960 por Branemark cuando descubrió que el hueso podía crecer en la proximidad del titanio (Ti) en un informe sobre 1.600 implantes individuales publicado en 1977 (1), y desde entonces se han empleado considerablemente, evidenciando diferentes limitaciones clínicas para la colocación ideal o axial como es el caso de rehabilitar zonas edéntulas en sector anterior y posterior con inadecuada altura de la cresta ósea, situaciones como la neumatización del seno maxilar o la posibilidad de desencadenar complicaciones por afectación a estructuras anatómicas importantes por lo cual surge la necesidad de rehabilitar implantes colocados de forma no axial, angulada o estratégicamente posicionados a través de soluciones protésicas que corrijan dicha posición y a su vez permita una rehabilitación protésica correcta y un comportamiento biológico adecuado de todo el componente (2).

Desde los años 90's los sistemas de implantes y pilares protésicos buscaban la solución a las complicaciones estéticas y funcionales en rehabilitación protésica implanto soportada para lo que surgió el cambio de sitio de acceso del tornillo pasante o modificando el diseño de los pilares buscando diferentes mecanismo de retención de tal forma que los pilares protésicos angulados hoy en día permiten corregir la no axialidad de los implantes y a su vez contribuye como alternativa restaurativa para evitar realizar procedimientos más invasivos, riesgosos y de alto costo permitiendo la posición angulada de los implantes y conectando con la rehabilitación protésica además como lo señala la literatura los pilares angulados

pueden reducir y proporcionar una mejor distribución de tensión en el hueso circundante y un mejor comportamiento en rehabilitación tanto en sectores anteriores como posterior no obstante, cabe resaltar que el comportamiento biomecánico se altera cuando se aumenta los ángulos del pilar ya que esto genera mayor tensión en el hueso periimplantario y a su vez incrementa el micro movimiento bajo carga funcional (3) (4) (5).

En ese sentido, conocer el comportamiento biomecánico de las soluciones protésicas en pilares angulados de implantes es de vital importancia, ya que una adecuada elección de la angulación del pilar que corrige la no axialidad del implante conllevara al clínico a elegir la mejor opción restaurativa con relación a la interacción del componente biológico y protésico para corona única en el sector anterior y posterior a fin de evitar complicaciones y realizar tratamientos predecibles en el tiempo.

1.1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Con la evolución de la odontología moderna se introdujeron los implantes dentales y desde su aparición, han sido ampliamente utilizados para restaurar zonas edéntulas totales, parciales o piezas únicas (6) La terapia implantológica ocupa un lugar indispensable en la aplicación clínica al ser considerados como una alternativa restaurativa que preserva los tejidos proporcionando una adecuada función, estética y estabilidad de tratamientos restaurativos a lo largo del tiempo (7).

Cuando existen zonas edéntulas para rehabilitar en zona anterior y posteriores con acentuadas reabsorciones alveolares, resultantes de extracciones dentales traumáticas o características clínicas como neumatización del seno maxilar, pérdida ósea, calidad inadecuada de hueso alveolar, defectos óseos con cercanía de estructuras anatómicas importantes (8) se considera un desafío la colocación y rehabilitación de los implantes ya que su ubicación puede no ser la ideal, y estos cambios pueden culminar en una complicación estética y funcional; por ende, se recurre a el uso de alternativas protésicas para corregir las discrepancias de posición entre el eje quirúrgico y protésico, sobre todo en esos casos en donde es necesario realizar tratamientos adicionales como regeneraciones óseas o distalizaciones de estructuras nerviosas a las cuales el paciente no se quiere someter y cuyas alternativas de tratamiento empleando pilares angulados permiten minimizar las complicaciones tanto estéticas, mecánicas, biológicas devolviendo la adecuada función, armonía y optimizando la calidad de vida (2) (9)

Las alternativas protésicas implanto soportadas se han convertido en objeto de investigación científica y han configurado los principios de las aplicaciones clínicas actuales. Múltiples estudios han evidenciado que, dependiendo del grado de angulación del pilar protésico para corregir la posición del implante, se genera mayor carga a nivel óseo y de la interfaz protésica, ya que no existe paralelismo en la transferencia de cargas, y se generan fuerzas oblicuas aún mayores durante el proceso de la masticación y/o movimientos excursivos razón por la cual su comportamiento biomecánico varia (5).

El estudio de las propiedades biomecánicas generadas en los sistemas de implantes y distribución de tensiones bajo carga aplicada desempeña un papel clave en el éxito de una restauración implanto soportada, ya que es esencial para predecir el daño estructural y respuestas biológicas implicadas. En este proceso existen múltiples variables tales como la posición, número de implantes, longitud del implante y calidad ósea que van a modular la respuesta en distribución de tensiones alrededor del implante, interfaz protésica y a su vez modularan la respuesta ósea ante el estrés mecánico (10).

Vilela y colaboradores observaron en el año 2021 mediante un análisis de elementos finitos (FEA) que una angulación de pilar de 15° a 25° produce complicaciones a nivel biológico generando tensión en el hueso cortical crestal en un 12% y 18% y a nivel mecánico aumenta el micro movimiento en un 30% (11). Según "Murat Cehreli en su libro "Biomechanics of dental implants" publicado en el año 2012 también describe que a mayor grado de angulación se puede producir aflojamiento de los tornillos del pilar entre 7% y 39% (12). Además, se puede generar la formación de microespacios en la interfase implante-pilar, lo que permite una fuga bacteriana con los consiguientes efectos en la osteointegración y fallas en el resultado protésico (13).

Por otro lado, diferentes estudios del comportamiento biomecánico de coronas únicas sobre soluciones protésicas para corregir angulación de implantes refieren que no existen diferencias significativas de distribución de tensión usando pilares angulados al compararlo con pilares rectos como lo data Xavier E. Saab y colaboradores en su estudio de elementos finitos ejecutado en el año 2007 (14), sin embargo es considerado un tema de debate ya que otros autores como Chun-Li Lin y colaboradores en su estudio donde de igual forma aplicaron el análisis de elementos finitos en el año 2008 y mencionan la influencia de la angulación del pilar y su comportamiento sobre el implante posicionado de forma no axial señalando que se incurre en un aumento de la tensión de hasta 5 veces ante cargas laterales y/o

oblicuas; no obstante, aun cuando se genera mayor tensión se considera dentro del límite fisiológico del hueso y tiene un efecto y resultado clínico favorable (15).

En la actualidad existen diferentes soluciones protésicas elaborados en una amplia gama de materiales y con diferentes grados de angulación para corregir la no axialidad de los implantes y proporcionar una corona única exitosa en el sector anterior y posterior (16) siendo consideradas como soluciones que favorecen la distribución de fuerzas y tensiones (5) sin embargo, su comportamiento biomecánico sigue siendo un tema de debate y desconocimiento por parte del clínico (17) razón por la cual es fundamental analizar el comportamiento biomecánico de pilares angulados en coronas individuales implantosportadas mediante una revisión sistemática.

1.2 JUSTIFICACION

El conocimiento del comportamiento biomecánico de las soluciones protésicas y la interacción entre el implante, restauración y tejido óseo es fundamental para predecir el éxito de los tratamientos. La biomecánica es considerada según el glosario de términos prostodonticos como el estudio de la biología desde el punto de vista funcional y la aplicación de leyes mecánicas a estructuras vivas específicamente a los sistemas locomotores del cuerpo (18) razón por la cual, el equilibrio biomecánico debe ser bien estudiado y aplicado a fin de evitar sobrecargas, alteraciones biológicas y complicaciones protésicas para las cuales se pueden considerar modificaciones como lo son la angulación de pilares para corregir la no axialidad de la posición del implante siendo estos, tratamientos clínicos que llevaran un pronóstico a largo plazo más predecibles y que satisfaga las necesidades funcionales y estéticas de los pacientes (15).

El sector anterior representa el mayor desafío clínico en rehabilitación por la exigencia estética además de que la calidad ósea es inferior en comparación con la mandíbula, no obstante el sector posterior de igual forma presentan complicaciones debido al comportamiento bajo carga por lo tanto es importante investigar cuales son los efectos biológicos y protésicos implicados durante la aplicación de carga sobre corona e implante como resultado de los movimientos de flexión llevados a cabo en esta región anterior y posterior considerando que se generan tensiones fuera del eje axial o carga oblicua por lo que es de vital importancia analizar las fuerzas oclusales aplicadas en la interfaz pilar- implante, pilar-corona y el análisis de todo el componente (1).

Por lo tanto, la presente investigación se enfocará en el análisis del comportamiento biomecánico de pilares angulados en coronas individuales implantosoportadas ya que es un tema muy debatido y de gran interés clínico considerando que una alteración ante cargas en el complejo hueso-implante-prótesis puede generar diferentes complicaciones y conllevar al daño de algún componente protésico.

PREGUNTA DE LA INVESTIGACIÓN.

¿Cuál es el comportamiento biomecánico de los pilares angulados para coronas individuales implantoportadas?

1.3 PROPÓSITO

Teniendo en cuenta los escenarios clínicos en donde se deben utilizar soluciones protésicas para dar paralelismo a los implantes colocados de manera angulada, esta

revisión sistemática pretende brindar al clínico un análisis de la biomecánica al emplear pilares angulados que corrigen la no axialidad de los implantes en corona única, el cual señalará características biomecánicas indispensables a tener en consideración como alternativa para elegir la angulación adecuada del pilar protésico y garantizar una distribución de carga eficiente a fin de ejecutar tratamientos viables y predecibles en el tiempo y contribuir en la toma de decisiones.

1.4 MARCO TEORICO

Desde tiempos antiguos la implantología ha sido aplicada con el fin de reemplazar piezas dentales perdidas, su inicio se dio en el año 300 A.C en donde se realizaba implantación de piedras y metales preciosos en los dientes, en los 700 A.C según

la arqueología los Etruscos fueron los primeros en hacer uso de materiales para implantes tales como el marfil y concha de mar, para la edad media utilizaron la técnica de reimplante intencional en el alveolo por medio de la cual fijaban un diente con hilo de oro; la odontología restauradora actual comienza en el año 1728 con Pierre Fauchard, en donde en la edad moderna se colocaron implantes metálicos intraalveolares y fue para la edad contemporánea donde se definió el concepto de implante dental por primera vez (3).

Con los años se ha evidenciado el desarrollo de nuevos implantes con diferentes diseños, materiales e indicaciones para su utilización, y es a partir del concepto del descubrimiento de Branemark en donde refiere para la década de 1960 que el hueso podía crecer en la proximidad al titanio dando origen al concepto de osteointegración, concepto expuesto en un informe sobre 1.600 implantes individuales publicado en el año 1977 (1).

Diversos estudios se centran en la interfaz implante-hueso y como estos rempazan dientes perdidos, sin embargo existen necesidades protésicas que deben ser ampliamente consideradas para lograr una terapia implanto lógica exitosa en donde se genere una integración biológica y retención mecánica de los implantes en el hueso razón por la que se debe evaluar la zona a recibir la terapia implantológica ya que existen diferentes limitaciones como las estructuras anatómicas que en muchas oportunidades imposibilitan la correcta implantación como lo es el caso de la neumatización del seno maxilar, posición de nervio mandibular, ubicaciones de los senos nasales y maxilares y altura y anchura reducida de la cresta alveolar residual; características clínicas que requerirán de procedimientos adicionales como regeneraciones, reposicionar estructuras anatómicas y que a su vez generan mayor incomodidad y costos en los pacientes (8).

La colocación de implantes angulados se puede proyectar para evitar estructuras anatómicas importantes, defectos óseos o anatomía de los maxilares evitando procedimientos invasivos, complejos y costosos (4) para lo cual, a la hora de ser rehabilitado, el pilar protésico angulado permita la corrección de posición intencional

del implante por lo que es fundamental conocer el comportamiento con la rehabilitación protésica y el mecanismo de unión con el implante angulado (5).

IMPLANTE DENTAL

Un implante es un dispositivo médico que se inserta en el hueso mandibular o maxilar para reemplazar la raíz de un diente perdido, por lo general estos implantes estaban hechos en Ti grado 4 (material implantable quirúrgico potencialmente biocompatible) el cual era comercialmente puro ya que era un metal más fuerte que los otros grados y más resistente a la corrosión. Sin embargo, también se utiliza un biomaterial compuesto usualmente por titanio 90%, aluminio 6%, vanadio 4% (Ti6AL4V) siendo este, más resistente y fuerte a la fatiga en comparación con el titanio puro. Los diferentes tipos de implantes dentales están diseñados para lograr una estabilidad mecánica primaria y la interacción entre el hueso y el implante por medio de la osteointegración a lo largo del tiempo (19).

CONEXIÓN PROTÉSICA

Se considera conexión protésica a la unión entre el implante y el pilar unidos por un tornillo pasantes y cuya función es proporcionar un medio para aplicar torsión durante el atornillamiento del cuerpo del implante en el hueso y proporcionar una conexión de segunda etapa para el pilar a forma de anclaje (20).

Existen dos formas de conector, uno externo y uno interno que generalmente tienen forma de hexágono. (20)

Conexión Externa: También llamadas estándar en honor a su creador “Branemark”. Desde el comienzo de la utilización de la técnica de osteointegración hasta la actualidad, son los más utilizados. La estructura de la plataforma hexaédrica no permite la rotación de la plataforma y tiene una altura de 0.7mm por lo que solo es posible ajustar la plataforma del implante en el momento de la cirugía (20)

Entre sus mayores inconvenientes están el aflojamiento del tornillo del pilar, permitiendo una mayor libertad de rotación y por ende mayor micro movimientos ya que el tornillo del pilar es el único responsable en mantener el pilar ante cargas funcionales y por ende el área de asentamiento entre el implante y pilar es el centro de rotación externo quien presente menor resistencia ante cargas laterales conduciendo a la reabsorción ósea (17) (20) (21)

Conexión Interna: Nacen de la necesidad de solventar todos estos inconvenientes del hexágono externo ya que basan su diseño en la repartición de fuerzas en donde la pared lateral del pilar facilita la disipación de cargas laterales y el tornillo del pilar lo protege de tensiones excesivas evidenciando menores complicaciones con relación al aflojamiento y fractura del tornillo ya que se reduce el brazo de palanca y cambia el punto de fulcro prótesis-implante a la región media del implante promoviendo una tensión de manera homogénea alrededor del mismo además de presentar una mayor estabilidad antirrotación, favoreciendo de igual forma el fracaso protésico (17) (20) (21).

Se considera según estudios que las conexiones internas reducen la tensión a 69.4% menos en el hueso trabecular en comparación con las conexiones externas (20)

Cono Morse: Es una modificación de la conexión interna en donde se genera una conexión de bloqueo que se da cuando dos partes cónicas metálicas tienen paredes a 5 grados de inclinación forman un efecto de cuña el cual favorece la resistencia, reduce el microespacio y los micro movimientos (20)

Es la unión entre un implante y un pilar largo, cónico, atornillado que se adapta a la parte interna del implante proporcionando resistencia ante cargas laterales en donde el bloqueo geométrico y la fricción cónica son los principios básicos de protección ante cargas excesivas mejorando la distribución de tensión en el hueso circundante y por ende menor reabsorción ósea. Diferentes autores han referido que el sistema cono morse es más estable que el hexágono externo (20) (21)

IMPLANTE ANGULADO

En el año 2001, el Dr. Aparicio define como implante angulado la inclinación de este con un valor entre 15° a 45° con respecto al plano oclusal del paciente. La angulación de los implantes puede ser vestíbulo – palatina/lingual, palato/linguo - vestibular, meso distal o disto mesial. este tipo de angulaciones se pueden dar por técnicas quirúrgicas previamente establecidas o con el fin de evitar estructuras anatómicas importantes (22).

Técnica All On Four: Técnica descrita por el doctor Paulo Malo que consiste en un tratamiento que para pacientes candidatos a prótesis total en el cual su objetivo es reemplazar todos los dientes perdidos con el menor número de implantes posible, en donde se colocan 2 implantes rectos en la parte anterior y 2 implantes en la parte posterior con una inclinación de hasta 45 grados, esta técnica permite una carga inmediata y se realiza bajo sedación consciente (23).

Técnica All On Six: Alternativa para pacientes con edentulismo total con pérdida ósea severa consiste en la colocación de 6 implantes con un tope de anclaje y a un determinado ángulo de inclinación, al igual que la técnica all and four permite realización de carga inmediata (23).

BIOMECÁNICA

Según el glosario de ingeniería mecánica, la biomecánica es una ciencia de la rama de la bioingeniería y de la ingeniería biomédica, encargada del estudio, análisis y descripción de las fuerzas en función que participan en la estructura biológica y los efectos producidos en el cuerpo (20) (24).

La finalidad del estudio de la mecánica sobre las estructuras biológicas es prevenir su inadecuada aplicación y así mismo proveer protección de las estructuras de soporte (20) (24).

TEJIDO ÓSEO

Es una estructura compuesta por:

- Fase inorgánica: Compuesta por de sales minerales y una matriz orgánica de colágeno y sustancia fundamental, se encuentra encargada de proveer la flexibilidad y elasticidad representada en un 30 % de fibras colágenas y células óseas (25).
- Fase inorgánica: Proporciona rigidez y dureza, siendo este el 60% de la composición del tejido óseo, compuesto de hidroxapatita (calcio y fosforo, magnesio, sodio, potasio y cloro)(25).
- Agua: El remanente 10% (25).

CLASIFICACION DEL TEJIDO OSEO

- Tipo I: La mayoría del hueso es compacto y homogéneo (25).
- Tipo II: Una gruesa capa de hueso compacto rodea un núcleo de hueso esponjoso y con trabécula densa (25).
- Tipo III: El hueso cortical periférico se encuentra como una fina capa, rodeando a un hueso medular de buena densidad y trabeculado (favorable resistencia) (25).
- Tipo IV: El hueso cortical es muy delgado y rodea un núcleo de baja densidad ósea trabecular (hueso esponjoso de mala calidad y poco denso (25).

BIOMECAÁNICA EN DIENTES

Los dientes debido a las características de su anatomía se pueden adaptar a diferentes tipos de cargas oclusales tolerando fuerzas de mordida de hasta 400N.

En dientes anteriores, donde se generan cargas axiales y oblicuas se puede producir cierto grado de movilidad fisiológica, con movimientos en rangos horizontales de aproximadamente 200 μm , estos desplazamientos los permite el ligamento periodontal el cual va a actuar como un sistema de amortiguación ante cargas oclusales severas. Cuando se generan fuerzas oclusales traumáticas, el ligamento periodontal al tener un comportamiento y propiedades viscoelásticas de tejido conectivo reacciona en cadena, produciendo en primer lugar fluido o sangre la cual tras una serie de cargas, de no ser tratado generan un desplegamiento de las fibras del ligamento periodontal por consiguiente movilidad y ensanchamiento, esta fuerza se trasmite al hueso generando una deformación elástica del alveolo hasta su límite de tolerancia fisiológica y como resultado transmisión al hueso basal pérdida ósea y pérdida de la sustancia fundamental o sustancia P (26). Cuando se somete una rehabilitación fija a este tipo de fuerzas oclusales y tensiones repetidas durante largos periodos de tiempo, los fallos técnicos más comunes se producen por fracturas debido a fatiga, esta complicación puede ser minimizada cambiando la dirección de la aplicación de esfuerzo, tensión y compresión, creando contactos oclusales estables (26) (27).

BIOMECÁNICA EN IMPLANTES

El implante dental es un elemento rígido dentro de una estructura ósea, en donde no existe ligamento periodontal y hay una ausencia casi total de disipación de energías. Cuando se producen cargas axiales u oblicuas, la respuesta va a depender de la duración, magnitud y dirección de la fuerza aplicada en el caso de un implante atornillado; la aplicación de una carga axial en el muñón emergente determina la aparición de un campo de fuerza en el interior del hueso y del cuerpo del implante y en zonas sometidas a una concentración de cargas deformantes más intensas se generará mayor concentración de estrés a nivel de la porción media y apical del implante, lo cual puede dar origen a complicaciones mecánicas en la interfaz protésica (26).

Como consecuencia de la fuerza aplicada hacia el implante, la concentración de cargas se generará en la cresta ósea e interface entre el pilar protésico y el implante creando micro movimiento (27).

Los fallos mecánicos y biológicos están relacionados con la concentración de tensiones, y al darse de manera prolongada libera energía acumulada progresivamente, pero cuando se da un exceso de energía puede generar reabsorción ósea, o fractura de los componentes del implante por lo tanto se recomienda en implantes dentales mantener contactos oclusales ligeros ya que la absorción de energía es menor y a mayor absorción de energía, mayor riesgo de fracaso del implante o sus consecuentes complicaciones (27) (28)

CARGAS APLICADAS SOBRE LOS IMPLANTES

Algunos de los factores que influyen en las restauraciones implanto soportadas, varían de acuerdo a la situación clínica o caso particular, entre estas variables se debe tener en cuenta el tipo de oclusión, si existe o no presencia de parafunción y otros factores relacionados particularmente con la restauración como la posición dentro de la arcada, condición, material, antagonista y altura cuspidéa (29).

La oclusión es la relación de contacto entre dientes antagonistas en función y parafunción por lo cual las fuerzas que son aplicadas hacia los implantes están dictadas por la relación de contacto interoclusal, dirección, magnitud, frecuencia y duración (30). Por lo anterior es importante entender que la reducción de la tensión es fundamental, sobre todo en casos de hueso esponjoso o menos denso ya que presenta menor resistencia a la fractura.

Los implantes por ser de titanio son más rígidos que el hueso, no obstante, al estar osteointegrados no tienen micromovimientos a comparación de dientes naturales en donde si se presentan a partir del ligamento periodontal por lo cual los implantes

dentales presentan una distribución de fuerzas diferentes a los dientes con un grado de deflexión medido en micras (27) (30).

FUERZAS APLICADAS SOBRE LOS IMPLANTES

TIPOS DE FUERZAS:

FUERZA OCLUSAL

La oclusión al ser la relación de contacto interoclusal durante el cierre mandibular es el primer factor determinante a la hora de evaluar la dirección de la carga. La posición de los contactos oclusales influye directamente sobre la prótesis, los componentes del implante y su respuesta ante la fuerza (30).

En este aspecto influyen variables:

Área de impacto

Es una línea de fuerza perpendicular a la zona de impacto entre un contacto cúspide-fosa que produce una fuerza vertical, mientras que un contacto cúspide-inclinación produce fuerzas laterales (27)

Distribución de fuerza

El grado de distribución de la fuerza en los implantes depende de la elasticidad relativa de los tornillos y del ajuste de la interfaz de todos los componentes del sistema (27)

Deflexión

Deformación en el momento de dividir la aplicación de una fuerza o desviación de la dirección de una corriente o un fluido (18).

Estas variables están determinadas por el tipo de palanca aplicada:

Palancas

Dispositivo capaz de generar una fuerza y que varía según su posición. En ella actúan simultáneamente tres fuerzas: Potencia (P), Resistencia (R), y Fuerza de apoyo (24)

Tipos de palanca:

Palanca Clase I: El fulcro esta entre la potencia y la resistencia logrando que la potencia aplicada sea mucho menor que la resistencia (24).

Palanca Clase II: La resistencia se encuentra entre la potencia y el fulcro por lo que la potencia siempre será menor que la resistencia (24).

Palanca Clase III: La potencia esta entre el punto de apoyo y la resistencia por lo tanto la fuerza aplicada será mayor (24).

El brazo de palanca en esta situación es la distancia desde el contacto de oclusión hasta la unión entre el pilar protésico y el implante, cuanto más largo sea este brazo de palanca mayor será el momento de flexión y el estrés (24).

TIPOS DE FUERZAS EN OCLUSIÓN

Fuerza axial: Es una fuerza que actúa directamente sobre el eje longitudinal del diente o implante, estas fuerzas pueden ser compresivas o tensiles dependiendo del sentido en el que se aplique (5)

Fuerzas Compresivas: Fuerza que tiende a comprimir un cuerpo y tienden a cortarlo (5).

Fuerzas Tensiles: Deformación lineal que genera deformación con respecto al elemento original (5) (30).

Fuerza oblicua: Se dan cuando los implantes no están posicionados de manera vertical y la carga se da de manera lateral, son consideradas las fuerzas que crean mayor tensión a comparación de las cargas axiales o verticales. Se considera como variable análisis que la elección del cambio de material no altera la distribución de tensiones en el implante y el hueso circundante (5).

ESFUERZOS

Es la forma en la que una fuerza es distribuida alrededor de una superficie, se puede desarrollar de manera interna en los componentes de un implante dental y tejidos circundantes, y su efecto determina la longevidad del tratamiento; la magnitud del esfuerzo depende de dos factores: magnitud de la fuerza, la cual puede ser modificada a través de tratamientos con contactos estables, evitando cantiléver y controlando la altura de las coronas y área de soporte en el que la fuerza es disipada y se puede controlar y optimizar aumentando el número de implantes, mejorando el diseño protésico y seleccionando una geometría de implante que disipe y maximice el área funcional (31).

TENSIÓN

Fuerza interna inducida por elemento externo que resiste el alargamiento de un material frente a una dirección paralelas, es un cambio de longitud sobre su longitud original (30) considerada como una de las señales mecánicas que estimula la remodelación del hueso que rodea el implante (26).

DEFORMACIÓN

Cambio de la forma original de un objeto (18).

ELASTICIDAD

Cualidad de un objeto, estructura o material de volver a su forma original luego de ser sometido a una fuerza externa (18)

Límite elástico: Mayor tensión a la que un material puede ser sometido y aun así ser capaz de volver a sus dimensiones originales cuando se liberan dichas fuerzas (18)

Módulo de elasticidad: Rigidez y flexibilidad de un material dentro de un rango elástico (18) o como la rigidez o resistencia a la deformidad elástica (30).

RELACION ENTRE TENSIÓN-DEFORMACIÓN

Uno de los factores a tener en consideración en la actividad ósea es la deformación ya que al aplicar una carga a un implante dental se produce tensión la cual está directamente relacionada con la deformación e influye en el implante y en los tejidos circundantes considerando así, el proceso de remodelado óseo. Es importante tener en cuenta que existen factores que influyen sobre los materiales como lo son la tensión, elongación, deformación, rigidez, capacidad de resistencia y módulo de elasticidad no obstante, es fundamental que el hueso tenga la capacidad de soportar una magnitud de esfuerzo aumentado ya que entre más cercanos o parecidos sean los módulos de elasticidad del hueso y del implante habrá menor movimiento relativo en la interface siendo así que a menor magnitud de esfuerzos se evitan complicaciones como el aumento de la tensión generada hacia la cortical la cual es 5 veces menos rígida que el titanio (31).

CARGAS POR IMPACTO

Es una fuerza generada como reacción a una colisión en un mismo espacio de tiempo. Los implantes dentales se encuentran sometidos a cargas oclusales y a partir de esta se puede presentar deformación ya sea en la restauración protésica, en el implante o en el hueso circundante considerando así que la rigidez de los componentes disipa las fuerzas generadas frente a cargas por impacto (31).

PROTESIS SOPORTADA POR IMPLANTES

Según el glosario de términos prostodonticos se define como “una prótesis dental, tal como coronas individuales, dentaduras completas fijas, dentaduras parciales fijas, sobre dentaduras completas removibles, sobre dentaduras parciales removibles, así como prótesis maxilofaciales, que son soportadas y retenidas en parte o en su totalidad por implantes dentales” (18) (32).

BIOMECANICA DE LAS SOLUCIONES PROTESICAS.

PILAR PROTÉSICO

Un pilar protésico es un elemento que permite la fijar o colocar una restauración a un implante ya sea a través de un tornillo o mecanismo de retención adicional, existen varias alternativas de pilares de corrección de angulación o pilar de titanio dinámico que se puede apretar de una forma no axial gracias al uso de un destornillador Hexalobular compatible con la cabeza del tornillo lo que le permite adaptarse a un atornillamiento no axial (7).

Los pilares angulados favorecen la restauración de implantes colocados ya sea con una desviación buco-lingual o mesio-distal. La angulación que puede corregir el pilar prefabricado de un rango entre 0°- 25° lo cual puede generar un mejor paralelismo con respecto a los dientes adyacentes (7) (13).

Durante la aplicación clínica de los pilares angulados es fundamental evaluar varios aspectos como por ejemplo el aumento de la tensión en los implantes dependiendo el tipo de prótesis (prótesis parcial fija, individual, removible o total) y el hueso adyacente resultante del uso del pilar angulado (7).

TIPOS DE PILARES SEGUN EL MATERIAL

TITANIO: Una de las desventajas es que no cumple con las expectativas protésicas cuando se utilizan en zona anterior (5) (33).

ZIRCONIO: Es considerado el tipo de pilar con mayores propiedades estéticas ya que inducen menor decoloración de la mucosa alrededor del implante y menos acumulación de bacterias si es comparado con los pilares de titanio, cumpliendo con las expectativas restaurativas en la zona anterior y presentan mayor resistencia a la fractura. Por otro lado, se ha informado según la investigación de Ismail Hakki Korkmaz y colaboradores en el año 2022 que los pilares de zirconio tienen mayor capacidad de carga que otros materiales cerámicos y son más fiables siendo considerados como una solución protésica que reduce ligeramente la cantidad de tensión transferida al hueso (5) (33).

ZIRCONIO REFORZADO CON TITANIO: Surge a partir de la necesidad estética y evitar el desgaste entre la interfaz pilar implante debido a que la combinación de estos proporciona una mayor resistencia a la fractura en comparación con implantes de zirconio puro; son una adecuada alternativa en implantes unitarios en la región anterior, además de poseer las ventajas de los pilares de titanio tienen a favor la característica de evitar la acumulación de partículas de titanio erosionadas en el tejido, al presentar la conexión de los pilares de zirconio con implantes de titanio. Sin embargo, el éxito del diseño de este tipo de pilar depende de la precisión de la conexión entre las piezas de titanio y cerámica. (33)

TIPOS DE PILARES ANGULADOS

TIBASE: Conector entre implante dental y restauración final, su uso está indicado cuando se requiere perfil de emergencia más alto, estética y cuando se necesite que la restauración final este cerca del nivel del implante (5)

PERSONALIZADOS O GENERADOS POR COMPUTADOR: Son pilares confeccionados por tecnología CAD/ CAM a cualquier angulación, altura, terminación, altura marginal, conformando el perfil de emergencia natural del diente y satisfaciendo las necesidades dependiendo la particularidad clínica y son compatibles con cualquier marca de implante dental (5) (33).

PREFABRICADOS: Corresponde a pilares protésicos realizados directamente por la casa comercial fabricante del implante ofreciendo un catálogo con múltiples alternativas de componentes protésicos, al fabricarse junto con los implantes poseen características de ajuste, pasividad y adaptación marginal mayor (5) (33).

PILARES FABRICADOS POR LABORATORIO: Son pilares colados o sobre colados a partir de un cilindro plástico (5) (33)

BIOMECÁNICA DE LOS IMPLANTES ANGULADOS

Los pilares angulados son una opción restauradora de conexión entre el implante y la restauración protésica adecuada cuando los implantes no se posición de forma axial ideal (14).

Los pilares de corrección de angulación han sido de gran validez y aceptación para la selección clínica en casos de desafíos estéticos y funcionales, su función es rectificar la falta de paralelismo y así mismo facilitar la realización de la rehabilitación protésica; sin embargo el uso de pilares angulados en múltiples estudios como el de John Cavallaro Jr y colaboradores en el año 2011 señalan un aumento de tensión en los componentes del implante y alrededor del hueso circundante, esto se debe a que, al no existir un paralelismo entre sus elementos se genera deflexión en la transmisión de las cargas produciendo a su vez fuerzas oblicuas que pueden ser

contraproducentes; la fuerza axial es favorable y distribuye el estrés a lo largo del implante, mientras que el momento de flexión es inducido por fuerzas transversales y ejerce vectores de fuerza tanto en el implante como en el hueso generando sobrecarga, y pérdida ósea marginal alrededor del implante (34).

Para evaluar la viabilidad del uso de pilares angulados, el clínico debe valorar varias opciones entre estas se debe considerar la fuerza axial y el momento de flexión, teniendo en cuenta el diseño protésico, relación con el antagonista, ubicación y longitud del implante (22).

Las principales cargas que actúan sobre los dientes y por consiguiente sobre los implantes, se generan durante la masticación, la mayoría de esas fuerzas tienen una dirección perpendicular al plano oclusal en la región posterior, su duración es corta y solo actúan durante breves períodos al día. La musculatura peribucal y la lengua ejercen una fuerza horizontal más constante pero menos intensa sobre los dientes y sobre los implantes. El efecto que puedan tener estas cargas sobre la restauración dependerá de la calidad de la osteointegración y de las consideraciones biomecánicas analizadas de acuerdo a cada caso en particular ya que cuando se aplica una fuerza con dirección transversal con relación al eje axial del implante, se producirá un momento de flexión o de desviación de la carga solo en las porciones terminales del implante, lo que crea un aumento de tensiones (34).

Los pilares angulados van a permitir el paralelismo protésico deseado entre los implantes y dientes y con fines estéticos y funcionales, estos ángulos oscilan entre 15° a 35° y se encuentran en su mayoría comercialmente disponibles prefabricados, de igual forma se pueden obtener personalizados en donde el técnico de laboratorio recreara el pilar según la necesidad protésica (34).

CORONA UNICA CEMENTADA Y ATORNILLADA

La selección del sistema de retención debe ir de acuerdo a las características clínicas propias y particulares de cada paciente y la posición del implante (35) (36).

	CORONA CEMENTADA	CORONA ATORNILLADA
VENTAJAS	• Compensación en implantes angulados. • Fácil ajuste. • Evita cavidad de acceso. • Facilidad en control de oclusión. •	• No hay necesidad de dañar la restauración. • Cantidad mínima de espacio interoclusal 4mm. • Mayor facilidad al retirar • Facilidad en el mantenimiento. • Facilita la higiene. • Salud periimplantaria.
DESVENTAJAS	• Dificultad de eliminar residuos de cemento. • Mucositis • Periimplantitis. • Aflojamiento de pilares.	• Mayor tiempo de fabricación • Indicaciones limitadas. • Mayor complicación técnica.

Tabla 1. Ventajas y desventajas de coronas cementadas y atornilladas (36,37)

COMPLICACIONES PROTÉSICAS

Con frecuencia las complicaciones protésicas pueden ocurrir por sobrecarga. La sobrecarga en el sistema biomecánico de los implantes se puede definir como una condición en la que las fuerzas funcionales o parafuncionales ejercen una carga que

provoca la falla del implante, la pérdida del soporte o destrucción ósea y el fracaso del componente protésico (38).

La complicación más común que se ha reportado en la literatura es el aflojamiento y la fractura del pilar y de los tornillos oclusales (29). Por lo tanto, durante la fase correspondiente a la planificación del tratamiento se deben considerar factores críticos tales como, el número, la posición, la dimensión y el diseño de los implantes, así como el diseño de las prótesis (38) (39).

COMPLICACIONES MECÁNICAS	COMPLICACIONES BIOLÓGICAS	COMPLICACIONES ESTÉTICAS
- Aflojamiento de tornillo 8,97%. - Descementación 16,6%. - Pérdida del conducto de acceso 20,5%. - Impactación de alimentos 2,56%. - Chipping del material de recubrimiento 33,3% a los 5 años y 66,6% a los 10 años. - Fractura de tornillos 20,8%. - Fractura del implante 1,6%. - Fractura del pilar protésico 1,54%.	- Pérdida ósea periimplantaria 1,68%, con tasas de 20,1 en 5 años y 40,3 en 10 años. - Hipertrofia 20,6% en 10 años.	- Fractura o astillado de la cerámica en zona estética 3,85%. - Chipping del material de recubrimiento 33,3%.

- Fractura de la estructura 1,28%.		
------------------------------------	--	--

Tabla 2. Complicaciones protésicas.(38) (39)

1.5 OBJETIVOS

OBJETIVO GENERAL

Describir mediante una revisión sistemática el comportamiento biomecánico de pilares angulados para coronas individuales implantoportadas.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Describir los diferentes tipos de cargas por acción biomecánica en los componentes restauración - pilar - implante en coronas anteriores y posteriores implantoportadas.
- Identificar los factores de riesgo y complicaciones biológicas asociadas a pilares angulados en coronas anteriores y posteriores implantoportadas.

- Describir los factores de riesgo y complicaciones protésicas asociadas a pilares angulados en coronas anteriores y posteriores implantosoportadas.

2. ASPECTOS METODOLOGICOS

2.1 TIPO DE ESTUDIO

Revisión sistemática.

La revisión sistemática corresponde a un estudio científico en el cual se utilizan estudios primarios originales, permitiendo el análisis de información. Estos tipos de artículos son de vital importancia, para recopilar y resaltar los resultados de la información disponible, convirtiéndose en un instrumento indispensable para guiar las futuras intervenciones clínicas en el área de la salud (40).

Para esta investigación se desarrolló una revisión sistemática recopilando información acerca del comportamiento biomecánico de pilares angulados para coronas individuales implantosoportadas.

2.2 OBJETO DE ESTUDIO

Biomecánica de pilares angulados para coronas individuales implantosoportadas.

2.3 POBLACIÓN DE ESTUDIO.

Hace referencia a los artículos científicos publicados con tipos de estudios de diferentes diseños y evidencia que abarquen el tema de biomecánica de pilares angulados para coronas individuales implantosoportadas.

2.4 MUESTRA

Se realizó una búsqueda electrónica en las bases de datos: Complementary index, dentistry & oral sciences sources, Biomedical index, BASE, EBSCOhost, MEDLINE de estudios publicados entre 2010 a 2023 incluyendo estudios in vitro y estudios observacionales. Para esto fueron utilizados los términos de búsqueda ("angled abutments" OR "Angled prosthetic solution" OR "Angled prosthetic abutment" OR "Angulation abutment") AND (Biomechanical OR Biomechanics) AND ("Angled implant" OR "Implant angulation") ("angled abutments" OR "Angled prosthetic solution" OR "Angled prosthetic abutment" OR "Angulation abutment") AND (Biomechanical OR Biomechanics) AND ("Angled implant" OR "Implant angulation"), ("Complications" OR "failure") AND ("angled abutments" OR "angulation abutment") AND ("screw restorations" OR "cemented restorations"), ("angled implants" OR "angulation abutment") AND ("single crown" OR "angled prosthesis") AND ("screw restorations" OR "cemented restorations"), ("angled abutments" OR "Angled prosthetic solution") AND ("single crown" OR "angled prosthesis") AND ("Biomechanical OR Biomechanics"), ("angled implants" OR "angulation abutment") AND ("dental prosthesis" OR "screw restorations" OR "cemented restorations") en la base de datos desplegadas de la red de biblioteca SIBU.

2.5 CRITERIOS DE SELECCIÓN

2.5.1 Criterios de inclusión

- Estudios en idioma inglés
- Estudios con un rango de tiempo de 13 años a la fecha.

- Estudios in vitro y estudios observacionales.
- Estudios relacionados con: (terapia implantológica angulada, implantes angulados o inclinados, aditamentos protésicos angulados, biomecánica, corona única sobre implantes angulados, corona única cementada y/ o atornillada)

2.5.2 Criterios de exclusión

- Artículos que pasaran los 13 años a la fecha.
- Artículos con sesgos o inadecuada calidad metodológica.
- Artículos escritos en una lengua distinta a inglés.
- Artículos que no respondieran a la pregunta de investigación y objetivos.

2.6 PROCEDIMIENTO

El protocolo fue establecido y desarrollado por los investigadores antes del inicio del estudio. Se utilizó el principio PICO diseñando y formulando la siguiente pregunta de investigación **¿Cuál es el comportamiento biomecánico de pilares angulados para coronas únicas implantosoportadas?**.

2.7 ASPECTOS ÉTICOS

No son necesarias las consideraciones éticas para este tipo de estudio según: La Resolución 8430 de 1993 expedida por el ministerio de salud de Colombia donde se ubica como una investigación sin riesgo. La Resolución 2378 del 2008 expedida por el ministerio de protección social donde aclara que toda investigación que recaiga sobre seres humanos debe ser evaluada y aprobada por el Comité de Ética Institucional

2.8 ESTRATEGIA DE BÚSQUEDA Y SELECCIÓN DE ARTÍCULOS

En la bases de datos Complementary index, dentistry & oral sciences sources, Biomedical index, BASE, EBSCOhost, MEDLINE se realizó la búsqueda de la literatura teniendo en cuenta los términos MESH con las combinaciones previamente seleccionadas, se obtuvieron un total de 195 artículos, se eliminaron 90 por duplicados, se seleccionaron 45 por título y 30 por abstract, dos evaluadores realizaron la lectura por texto completo y los que generaron dudas en su inclusión durante la lectura fueron solucionado y seleccionados por un tercer evaluador, depurando un total de 12 artículos quedando 18 estudios a los que se les aplicaron los check list de la guía CRISS y guía STARD de los cuales fueron excluidos 6 por calidad metodológica para un total de 12 estudios seleccionados, estudios in vitro (11), estudio observacional (1) para las combinaciones de búsqueda se evidencian en la tabla 3.

TABLA 3: ECUACIONES DE BUSQUEDA

("angled abutments" OR "Angled prosthetic solution" OR "Angled prosthetic abutment" OR "Angulation abutment") AND (Biomechanical OR Biomechanics) AND ("Angled implant" OR "Implant angulation")
("Complications" OR "failiture") AND("angled abutments" OR "angulation abutment") AND ("screw restorations" OR "cemented restorations")
("angled implants" OR "angulation abutment") AND ("single crown" OR "angled prothesis") AND ("screw restorations" OR "cemented restorations")
("angled abutments" OR "Angled prosthetic solution") AND ("single crown" OR "angled prothesis") AND ("Biomechanical OR Biomechanics")
("angled implants" OR "angulation abutment") AND("dental prothesis" OR "screw restorations" OR "cemented restorations")
("complications" IN "angled abutments") AND ("biomechanical behavior" OR "complications angled abutments")

Depurar los resultados

Búsqueda actual

Booleano/Frase:

("angled abutments" OR "Angled prosthetic solution")

Ampliadores

Aplicar palabras

Resultados de la búsqueda: 1 a 50 de 127

Relevancia

Opciones de página

Compartir

1. Biomechanics of implant-supported restorations.



Publicación académica

/ Biomecânica das restaurações implantossuportadas. By: de ANDRADE, Guilherme Schmitt; KALMAN, Les; LO GIUDICE, Roberto; ADOLFI, Dario; FEILZER, Albert J.; Mendes TRIBIST, João Paulo. *Brazilian Dental Science*, Jan-Mar2023, Vol. 26 Issue 1, p1-15, 15p. Publisher: Brazilian Dental Science Journal-ICT-UNESP, Base de datos: Complementary Index

The rehabilitation of patients with dental **implant**-supported restorations is an ideal treatment option in contemporary dentistry. The aim of this review was to compile and to demonstrate the mech...

Materias: DENTAL implants; DENTAL fillings; **BIOMECHANICS**; STRESS concentration; PATIENT satisfaction

☐	Complementary Index	51
☐	Dentistry & Oral Sciences Source	42
☐	Biomedical Index	22
☐	MEDLINE Complete	8
☐	MEDLINE	4

Depurar los resultados

Búsqueda actual

Booleano/Frase:

("Complications" OR "failure") AND("angled abutments" OR "angul...

Ampliadores

Resultados de la búsqueda: 1 a 19 de 19

Relevancia

Opciones de página

Compartir

Nota: Las repeticiones exactas se eliminaron de los resultados.

1. Torque Maintenance Capacity, Vertical Misfit, Load to Failure, and Stress Concentration of Zirconia **Restorations Cemented** or Notched to Titanium Bases.

By: Adolfi, Dario; Mendes Tribist, João Paulo; Souto Borges, Alexandre Luiz; Bottino, Marco Antonio. *International Journal of*

☐	Complementary Index	18
☐	Dentistry & Oral Sciences Source	16
☐	Biomedical Index	6
☐	MEDLINE Complete	1

Depurar los resultados

Búsqueda actual

Booleano/Frase:

("angled implants" OR "angulation abutment") AND ("single crown" ...

Resultados de la búsqueda: 1 a 2 de 2

Relevancia

Opciones de página

Compartir

Nota: Las repeticiones exactas se eliminaron de los resultados.

1. Photoelastic Stress Analysis in Prosthetic **Implants** of Different Diameters: Mini, Narrow, Standard or Wide.

By: GOIATO, MARCELO COELHO; PESQUEIRA, ALDIÉRIS ALVES; DOS SANTOS, DANIELA MICHELINE; HADDAD,

- ☒ Todos los proveedores
- ☐ Complementary Index (2)
- ☐ Biomedical Index (1)

unicoc Búsqueda: En SIDECC (Sistema de Descubrimiento Colegios de Colombia)

Palabra clave: ("angled abutments" OR "Angled prosthetic solution")

Buscar

[Búsqueda básica](#) [Búsqueda avanzada](#) [Historial de búsqueda](#)

Depurar los resultados

Búsqueda actual

Búsqueda en SmartText: ("angled abutments" OR "Angled prosthetic solution")

Amplificadores

Resultados de la búsqueda: 1 a 50 de 66,412

Organizar por relevancia Opciones de página Compartir

Nota: no se obtuvieron resultados para su búsqueda inicial. Sin embargo, se encontraron resultados basados en las palabras clave con la búsqueda en SmartText.

1. Novel bendable **abutments** as a **solution** to correct unfavorable implant inclination. A clinical report.

By: Carpena, Augusto Luis Mendes de Mattos; Kinalski, Mateus; Bergoli, César Dalmolin; dos Santos, Mateus Bertolini Fernandes. *Journal of Esthetic & Restorative Dentistry*. Dec2020, Vol. 32 Issue 8, p757-762. 6p. 9 Color Photographs. DOI: 10.1111/jerd.12654. Base de datos: [Dentistry & Oral Sciences Source](#)

unicoc Búsqueda: En SIDECC (Sistema de Descubrimiento Colegios de Colombia)

Palabra clave: ("angled implants" OR "angulation abutment")

Buscar

[Búsqueda básica](#) [Búsqueda avanzada](#) [Historial de búsqueda](#)

Depurar los resultados

Búsqueda actual

Booleano/Frase: ("angled implants" OR "an angulation abutment") AND

Resultados de la búsqueda: 1 a 7 de 7

Relevancia Opciones de página Compartir

Nota: Las repeticiones exactas se eliminaron de los resultados.

1. Clinical performance of intentionally tilted **implants** versus axially positioned **implants**: A systematic review.

☐ Complementary Index	7
☐ Dentistry & Oral Sciences Source	6
☐ Biomedical Index	4

unicoc Búsqueda: En SIDECC (Sistema de Descubrimiento Colegios de Colombia)

Palabra clave: ("complications" IN "angled abutments") AND ("biom")

Buscar

[Búsqueda básica](#) [Búsqueda avanzada](#) [Historial de búsqueda](#)

Depurar los resultados

Búsqueda actual

Búsqueda en SmartText: ("complications" IN "angled abutments") AND ("biom")

Resultados de la búsqueda: 1 a 50 de 24,720

Organizar por relevancia Opciones de página Compartir

Nota: no se obtuvieron resultados para su búsqueda inicial. Sin embargo, se encontraron resultados basados en las palabras clave con la búsqueda en SmartText.

1. Capacity to Maintain Placement Torque at Removal, Single Load-to-Failure, and Stress Concentration of Straight and **Angled Abutments**.

By: Sousa, Michelle Paulino; Mendes Tribst, João Paulo; de Oliveira Dal Piva, Amanda Maria; Souto Borges, Alexandre

EXTRACCIÓN DE DATOS

De los 12 estudios incluidos se extrajo información sobre: tensión de pilares angulados, Valores de tensión con pilares angulados asociados a diferentes calidades óseas y características de complicaciones técnicas en pilares angulados.

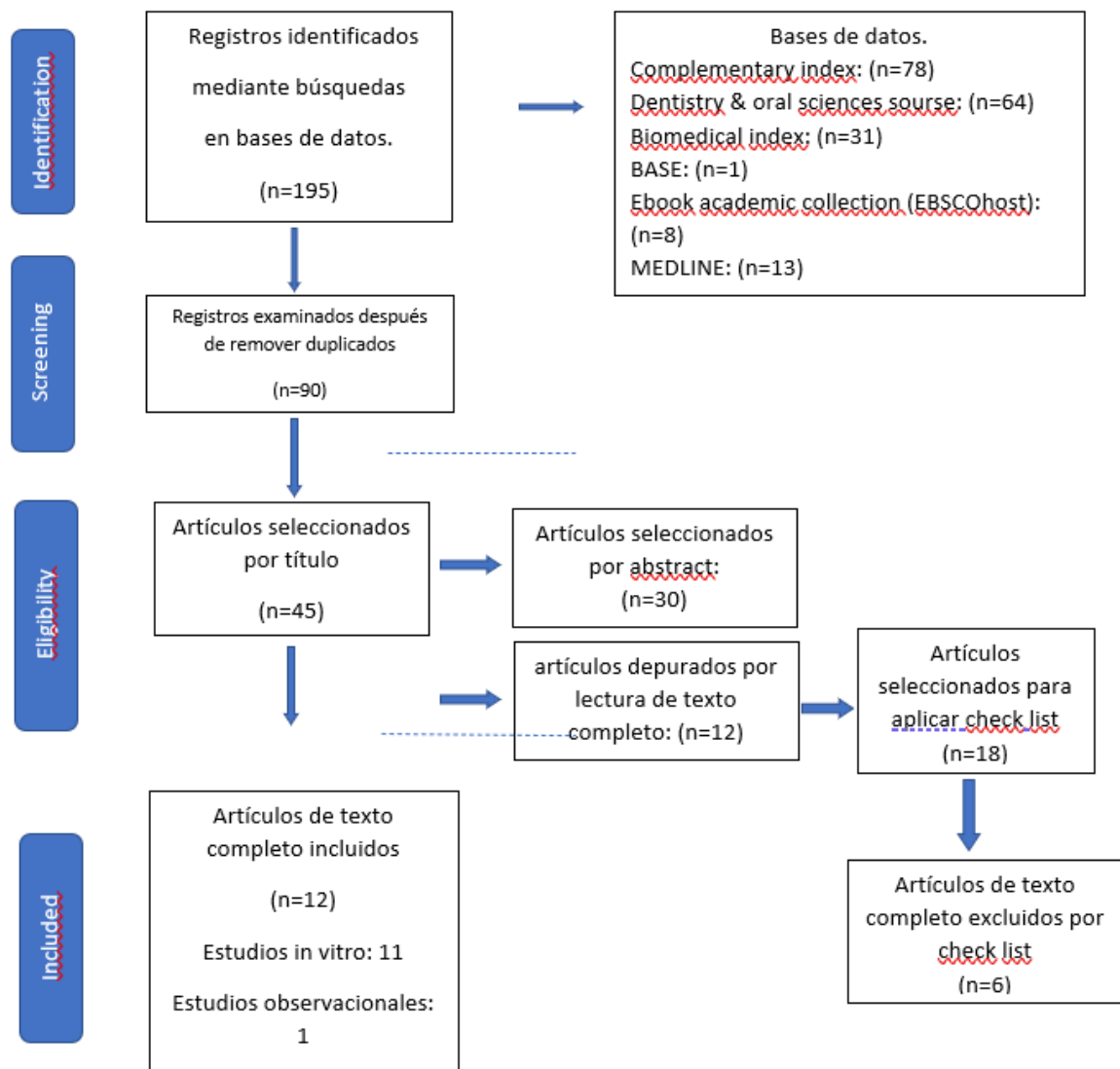


Figura 1. Estrategia de búsqueda y selección de artículos.

3. RESULTADOS

En la presente revisión se incluyeron un total de 12 artículos cuyos resultados se encuentran consolidados en las siguientes tablas y son indicadores de análisis para los resultados propios de la revisión sistemática en donde se tuvieron en cuenta (11) estudios in vitro y (1) estudio observacional.

A continuación, se presentan los resultados por artículo analizado.

<u>AUTOR/ AÑO</u>	<u>TIPO DE ESTUDIO</u>	<u>OBJETIVO</u>	<u>TIPO DE COMPONENTE EVALUADO</u>		
Mahmut Sertac Ozdogan/2020	Estudio in vitro	Evaluar mediante el método FEA la distribución de tensiones de una restauración con corona de zirconio que se preparará utilizando pilares angulares y rectos en deficiencia del segundo molar mandibular, bajo fuerzas funcionales, tensión sobre la corona de zirconio y	Deformación mínima y máxima total en corona de zirconio	Cantidad de carga	250 N Eje vertical
				Pilar recto 0°	Pilar angulado 20°
				Min: 1.9913 mm Max: 3.976 mm Deformación mayor	Min: 7.6125 mm Max: 0.00090159 mm Deformación menor
			Tensión máximo y mínimo sobre el pilar.	Cantidad de carga	250 N Eje vertical
				Pilar recto 0°	Pilar angulado 20°

		tejidos ambientales del implante		Oscila entre: Min: 0.011938 mm Max: 0.013462 mm Min: 0.086621 Max: 0.016059 mm	Oscila entre: Min: 0.29333 Max: 0.96148 mm Min: 0.086621 Max: 0.26808mm
--	--	----------------------------------	--	--	--

TABLA 4. Resultados por artículo analizado (41).

<u>AUTOR/ AÑO</u>	<u>TIPO DE ESTUDIO</u>	<u>OBJETIVO</u>	<u>TIPO DE COMPONENTE EVALUADO</u>	
Vikas A, cols 2021	ESTUDIO IN VITRO	El propósito del estudio es evaluar y comparar la distribución de tensiones en el hueso maxilar anterior para implantes cónicos con tres tipos de diseños de rosca diferentes que incorporan pilares angulados de 15° y 25° utilizando un estudio tridimensional de elementos finitos.	Implantes cónicos de 12x 4mm: TIPO DE HUESO D2 - GRUPO A: Pilar a 15° - GRUPO B: pilar a 25°. SUBGRUPOS Implante cónico con diseño de rosca triangular, cuadrada y contrafuerte	VALORES MAYORES DE TENSION EN VON MISSES EN LA APLICACIÓN DE: CARGA AXIAL: HUESO CORTICAL - Grupo B4 (25Mpa) HUESO ESPONJOSO - Grupo B4 (8Mpa) IMPLANTE - Grupo B4 (40Mpa) y A4 (38mpa) ESTRÉS EN GENERAL EN: - Grupos B4 (35Mpa), A4 (38Mpa), A5 Y B5 (35Mpa) CARGA NO AXIAL: HUESO CORTICAL: - Grupo A3, A6, B3 (110Mpa) y grupo B6

				(150Mpa). HUESO ESPONJOSO - B3,B5,B6 (40Mpa) IMPLANTE - A4 y B4 (305Mpa) ESTRÉS EN GENERAL EN: - B4 y A4 (305Mpa)
--	--	--	--	---

TABLA 5. Resultados por articulo analizado (42)

<u>AUTOR/ AÑO</u>	<u>TIPO DE ESTUDIO</u>	<u>OBJETIVO</u>	<u>TIPO DE COMPONENTE EVALUADO</u>	
G. Arun, cols 2012	ESTUDIO IN VITRO	El objetivo del presente estudio fue comparar la distribución de la tensión alrededor del implante con pilares rectos y angulados en diferentes calidades de hueso de D1, D2, D3 y D4 utilizando un análisis tridimensional de elementos finitos	Estrés en región anterior - Calidades Oseas D1, D2, D3, D4 Implante convencional - M1: pilar recto - M2: pilar angulado	ESTRÉS EN VON MISSES PILAR RECTO: - Hueso D4 en cortical presento valores mayores de (15.696) y D3 (13.126) en vestibular y lingual D4 cortical de (11,838.) PILAR ANGULADO: - Hueso D4 mayor tensión en cortical (20.832) y en cortical lingual D3 (2,545)

TABLA 6. Resultados por articulo analizado (43)

<u>AUTOR/ AÑO</u>	<u>TIPO DE ESTUDIO</u>	<u>OBJETIVO</u>	<u>TIPO DE COMPONENTE EVALUADO</u>
-----------------------	----------------------------	-----------------	------------------------------------

Sumedha K, cols 2021	ESTUDIO IN VITRO	El propósito de este estudio tridimensional de elementos finitos es analizar y comparar la tensión generada con pilares rectos y angulados de titanio y zirconia bajo carga axial y oblicua en el maxilar anterior usando FEA	MODELOS REGION ANTERIOR: PILAR DE TITANIO - MIA: pilar 0° de angulación - MIIA: 15° de angulación - MIIIA: 25° de angulación. PILAR DE ZIRCONIO - MIB: pilar 0° de angulación - MIIB: pilar a 15° de angulación - MIIIB: pilar 25° de angulación Aplicación de carga oblicua de 178N en 120° con relación al eje del implante	ESTRÉS EN VON MISSES PILAR 0° IMPLANTE - Tensión mayor en grupo IA en cuello del implante (78.18Mpa) - Menor tensión en ápice del implante en grupo IIA (0.80Mpa) PILAR 0° HUESO - Mayor tensión en grupo IA cortical palatina (28,7Mpa) - Menor tensión en grupo IB cortical vestibular (15,70Mpa). PILAR 15° IMPLANTE - Tensión mayor en el cuello del implante grupo IIA (110,32Mpa) - Menor tensión en el ápice del implante grupo IIB (6,16Mpa) PILAR 15° HUESO - Mayor tensión grupo IIB cortical por palatino (33.80Mpa) - Menor tensión grupo IIB cortical vestibular (30.89Mpa) PILAR A 25° IMPLANTE - Mayor tensión grupo IIIA en cuello del implante (120,24Mpa) - Menor tensión grupo IIIB en ápice del implante (7,91Mpa) PILAR A 25° HUESO - Mayor tensión grupo IIIB (27.38Mpa) en hueso cortical palatino - Menor tensión en grupo IIIB (21,74Mpa) en cortical vestibular
------------------------------------	-------------------------	--	---	--

TABLA 7. Resultados por articulo analizado (44)

<u>AUTOR/ AÑO</u>	<u>TIPO DE ESTUDIO</u>	<u>OBJETIVO</u>	<u>TIPO DE COMPONENTE EVALUADO</u>	
Mohammad E, cols 2018	ESTUDIO IN VITRO	El propósito del presente estudio fue investigar la distribución de la tensión y la vida a la fatiga, utilizando FEA tridimensional en implantes de pilares angulados y rectos bajo cargas de masticación. Se realizó un análisis de fatiga en el conjunto de implante de hueso después de interpretar las magnitudes de carga y tensión tanto en el hueso como en el implante. Cabe señalar que el análisis numérico de fatiga de la estructura ósea requería propiedades cíclicas del material y está fuera del alcance del presente documento.	Implantes rectos y en angulo de 20° - Grupo I: implante vertical y pilar recto - Grupo II: implante vertical y pilar angulado - Grupo III: implante angulado y pilar recto - Grupo IV: implante angulado pilar angulado	DISTRIBUCIÓN DE ESTRÉS Y VALORES MAXIIMOS DE TENSIÓN EN MPA. VALOR DE TENSIÓN EN HUESOS CORTICAL - MAYOR Grupo III (88.04Mpa) - MENOR Grupo I (32,29 Mpa) VALOR DE TENSION EN IMPLANTE - MAYOR Grupo IV (64,18 Mpa) y GIII (59,73Mpa) - MENOR Grupo I (28,02 Mpa) LUGAR DE UBICACIÓN DE MAYOR ESTRÉS POR GRUPO: - GI y GIII: hueso cortical - GII y GIV: implante

TABLA 8. Resultados por articulo analizado (45)

<u>AUTOR/ AÑO</u>	<u>TIPO DE ESTUDIO</u>	<u>OBJETIVO</u>	<u>TIPO DE COMPONENTE EVALUADO</u>			
Amir M, cols 2022.	ESTUDIO IN VITRO	Investigar el efecto del pilar de zirconio híbrido de dos piezas con diferentes ángulos (axial y 15°) sobre la distribución de tensiones de un implante maxilar unitario utilizando correlación de imagen digital (DIC) y análisis de elementos finitos (FEA).	Mediante DIC Y FEA Bloque de poliuretano con implante recto y pilar 0° (A,B) bloque de poliuretano con pilar angulado y pilar a 15° (W,D).	Carga compresiva de 150N		
				Deformación total		
				Bloque 1 Implante recto pilar 0°		Bloque 2 Implante angulado Pilar 15°
				A: DIC B: FEA	0.01mm 0.0116mm	W: DIC D: FEA 0.152mm 0.173mm
			Calcularon tensión de Von-Mises - Deformación total. - Implantes. - Bases de titanio - Tornillo de fijación. - Tensión máxima pilar híbrido - Tensión de la corona.	Tensión von-Mises		
				Implante 38.7 MPa		Implante 62,9 MPa
				Bases de titanio 26.6 MPa		Bases de titanio 71.4 MPa
				Tornillo de fijación 27,8 MPa		Tornillo de fijación 69,8 MPa
				- Mayor magnitud de deformación en pilar angulado. - Los modelos FEA predijeron una mayor magnitud de deformación (-14,6%) en comparación con DIC. - Mayor deformación en cervical del tejido periimplantario. - Mayor concentración de tensión en el implante con una posición no axial		

TABLA 9. Resultados por articulo analizado (46)

<u>AUTOR/ AÑO</u>	<u>TIPO DE ESTUDIO</u>	<u>OBJETIVO</u>	<u>TIPO DE COMPONENTE EVALUADO</u>	
Ismail H, cols 2021	ESTUDIO IN VITRO	El propósito de este estudio 3D	IMPLANTES DE 33,5mmx12 CON	VALORESS DE TENSION EN VON MISSES EN COMPONENTES DEL IMPLANTE:

		FEA es analizar las distribuciones de tensión en el implante y sus componentes con pilares producidos con diferentes ángulos, propiedades y materiales, y la distribución de tensión en el hueso simulado donde se coloca el implante.	CONEXIÓN DE HEXAGONO INTERNO: GRUPOS: - GI: (TIB)pilar de titanio angulado, incluía capas de cemento entre cerámica y entre el pilar y la corona - GII: (ZIR) pilar de zirconio angulado - GIII: (TIT) pilar de titanio angulado con solo una capa de cemento EN LOS TRES GRUPOS LOS PILARES SE MODELARON A ANGULOS DE 17 Y 25 GRADOS	TIB 17° - Valores mayores en carga oblicua en el implante (507) y menores en carga vertical en el cemento (3) TIB 25° - Valores mayores en carga oblicua en el implante (561) y menores en carga vertical en cemento (5) ZIR 17° - Valores mayores en carga oblicua en el implante (585) y menores en carga vertical en el cemento (8) ZIR 25° - Valores mayores en carga oblicua en el implante (667) y menores en carga vertical en cemento (11) TIT 17° - Valores mayores en carga oblicua en el implante (588) y menores en carga vertical en cemento (9) TIT 25° - Valores mayores en carga oblicua en el implante (677) y menores en carga vertical en cemento (12)
--	--	--	--	---

TABLA 10. Resultados por articulo analizado (5)

<u>AUTOR/ AÑO</u>	<u>TIPO DE ESTUDIO</u>	<u>OBJETIVO</u>	<u>TIPO DE COMPONENTE EVALUADO</u>	
Schäffer M, cols 2015	Estudio observacional	El objetivo de esta investigación fue investigar si existe	- Implantes rehabilitados con prótesis únicas 238	FALLA DE TORNILLO PROTÉSICO (8,82%) - Pilares rectos 86-

		relación entre la falla del tornillo y el tipo de prótesis, la angulación del pilar y la presencia o no de intermedio	- Implantes rehabilitados con prótesis múltiples: 168 con prótesis parcial fija 69 prótesis de arco completo	(9,43%) - Pilares angulados 9- (15,25%) - Prótesis realizadas directamente sobre la plataforma 23 (13%)
--	--	---	--	---

TABLA 11. Resultados por artículo analizado (47)

<u>AUTOR/ AÑO</u>	<u>TIPO DE ESTUDIO</u>	<u>OBJETIVO</u>	<u>TIPO DE COMPONENTE EVALUADO</u>	
Ahmed Y cols, 2018	Estudio in vitro	El objetivo de este estudio in vitro fue evaluar el efecto de diferentes angulaciones y longitudes de cuello del pilar del implante en el aflojamiento del tornillo midiendo el valor del torque de extracción antes y después de la carga cíclica dinámica utilizando un medidor de torque digital.	90 pilares protésicos de titanio estándar divididos en 3 grupos de 30 con diferentes angulaciones: - GI: 0° - GII: 15° - GIII: 25° Cada grupo subdividido en 2 grupos según la longitud del cuello del pilar: - Subgrupo A: 2mm y subgrupo B 4mm	PORCENTAJE DE PERDIDA DE TORQUE DESPUES DE LA CARGA: - GI: Inicial (25,0 ± 1,5 %) final (23,5 ± 2,3 %) - GIIA: (22,8% ± 2,9) - GIA y B: % de RTL posterior a la carga fue menor que el % de RTL inicial - GII: inicial (25,5 ± 1,4 %) final (33,4 ± 3,7 %) - GIII: inicial (25,944 ± 1,2 %) final (40,1 ± 5,1 %) - GIIIB: final (42,8% ± 5,6)

TABLA 12. Resultados por artículo analizado (13)

<u>AUTOR/ AÑO</u>	<u>TIPO DE ESTUDIO</u>	<u>OBJETIVO</u>	<u>TIPO DE COMPONENTE EVALUADO</u>	
Ellakwa, cols 2011	Estudio in vitro	Los objetivos de este estudio fueron: (1) probar la hipótesis de que los pilares preangulados producen diferentes distribuciones de tensión en comparación con los pilares rectos; (2) que estas diferentes angulaciones pueden tener un efecto sobre la resistencia a la fractura de las restauraciones superpuestas producidas con Cerconsystem; y (3) proporcionar información útil sobre el efecto de tres espesores de muñón en la resistencia a la fractura de la restauración superpuesta utilizando un modelo biomecánico experimental.	Tres pilares a angulaciones diferentes: 0°, 15° y 30°. 45 restauraciones superpuestas fresadas: - 3 grupos de 15 muestras para cada angulación - Subgrupos con 5 muestras con espesor de núcleo de zirconio de 0,4mm, 0,6mm y 0.8 mm Evaluación de modo de falla: - I: Fractura mínima capaz de restaurar y reparar Menos de la mitad de la corona Perdida - II: Fractura de la corona a través de la línea media, la mitad de la corona desplazada o perdido - III: Más de la mitad de la corona Perdida - IV: Fractura severa del núcleo y de la corona	FUERZA DE FRACTURA Y MODO DE FALLA: GRUPO A (angulación 0°) - Muestra 5 subgrupo I: fuerza de 1668.75- MF I - Muestra 1 subgrupo III: MF V. GRUPO B (angulación 15°) - Muestra 4 subgrupo I: fuerza de 525,625- MF IV - Todas las muestras a diferentes fuerzas obtuvieron un MF III Y IV GRUPO C - Todas obtuvieron modo de falla a diferentes fuerzas aplicadas con modo de falla de II y III.

TABLA 13. Resultados por artículo analizado (48)

<u>AUTOR/ AÑO</u>	<u>TIPO DE ESTUDIO</u>	<u>OBJETIVO</u>	<u>TIPO DE COMPONENTE EVALUADO</u>	
Chun- Yeo Ha, cols 2011	Estudio observacional	comparar los valores de torsión de extracción (RTV) de tres tipos de pilares conectados a implantes en diseños de juntas implante-pilar externas e internas antes y después de la carga cíclica dinámica, (2) para comparar los RTV entre diseños de juntas implante pilar externas e internas. (3) para comparar RTV según el momento del análisis.	- Grupo 1: 10 implantes hexágono externo con pilares rectos - Grupo 2: 10 implantes hexágono externo con 10 pilares angulados a 15°. - Grupo 3: 10 implantes hexágono externo con 10 pilares tipo UCLA premecanizados - Grupo 4: 10 implantes hexágono interno con 100 pilares rectos. - Grupo 5: 10 pilares hexágono interno con 10 pilares angulados a 17°. - Grupo 6: 10 Implantes hexágono interno con 10 pilares tipo UCLA	RTV valores de remoción de torque RESULTADOS DE RTV DESPUES DE CARGA CICLICA DINAMICA NCM (datos medidos de par de apriete) HEXAGONO EXTERNO - Grupo 1: mínimo 14.50, máximo 22.0 - Grupo 2: mínimo 17,0 máximo 22,0 - Grupo 3: mínimo 17,0 máximo 20,0 HEXAGONO INTERNO - Grupo 4: mínimo 9,0 máximo 14,50 - Grupo 5: mínimo 9,0 máximo 12,0 - Grupo 6 máximo 14,0 mínimo 9,50

TABLA 14. Resultados por artículo analizado (49)

AUTOR / AÑO	TIPO DE ESTUDIO	OBJETIVO	TIPO DE COMPONENTE EVALUADO		
			GRUPOS EVALUADOS	AFLOJAMIENTO DEL TORNILLO (TENSIÓN)	TEST DE COMPRESIÓN
Michell e P, cols 2019	IN VITRO	Evaluar el aflojamiento del torque, la carga máxima de fractura bajo compresión y la concentración de tensión de pilares rectos y angulados para implantes de cono Morse.	GRUPO S: Pilares rectos (40 unidades) corona única cementada 20 (con envejecimiento , carga de 200N a 30º) 20 (sin envejecimiento)	Grupo con envejecimiento: - MEAN 85.7% - Desviación estándar $\pm$: 19.1% Grupo sin envejecimiento: - MEAN 83.5% - Desviación estándar $\pm$: 15.0%	Grupo con envejecimiento: - MEAN 355.63 (N) - Desviación estándar $\pm$: 27.80 (N) Grupo sin envejecimiento: - MEAN 409.91 (N) Desviación estándar $\pm$: 28.42 (N)
			GRUPO A: Pilares angulados 15º (40 unidades) corona única cementada 20 (con envejecimiento carga de 200N a 30º) 20 (sin envejecimiento)	Grupo con envejecimiento: - MEAN 63.7% - Desviación estándar $\pm$: 14.4% Grupo sin envejecimiento: - MEAN 72.9% - Desviación estándar $\pm$: 6.6%	Grupo con envejecimiento: - MEAN 245.50 (N) - Desviación estándar $\pm$: 78.30 (N) Grupo sin envejecimiento: - MEAN 293.51 (N) Desviación estándar $\pm$: 88.61 (N)
Deformación lateral (carga oblicua a 30º - 200N): El comportamiento biomecánico entre los grupos, presentando el pilar angulado una mayor concentración de estrés de von Mises en la zona cervical. Los valores de tensión máxima no superaron los 110 MPa.					

TABLA 15. Resultados por artículo analizado (50)

Teniendo en cuenta los resultados encontrados en los 12 artículos al ser analizados 4 de ellos se enfocaban en estudios de análisis de tensión de pilares angulados, 4 mencionaban valores de tensión con pilares angulados asociados a diferentes calidades óseas, 6 estudiaban características y complicaciones en pilares angulados.

Sobre los estudios de distribución de tensiones y deformación bajo fuerzas funcionales axiales y oblicuas en pilares rectos y angulados se evidencian en la (Tabla 1).

Mahmut y colaboradores en un estudio in vitro realizado en el año 2020 evaluó la deformación y tensión mínima y máxima sobre una corona en zirconio y el pilar protésico aplicando una carga en el eje vertical de 250 N, de este análisis los autores refieren una deformación para la corona en zirconio utilizando pilar recto (0°) máxima de 3.976mm y al utilizar un pilar angulado de (20°) máxima de 0.00090159mm considerándose una deformación menor en la corona de zirconio utilizando pilar angulado; con respecto al pilar, refirieron la tensión mínima y máxima la cual para el pilar 0° oscilaba en un máximo 0.013462 - 0.016059 y para pilar angulado de 20° en un máximo de 0.961486mm - 0.26808mm en donde las mayores tensiones se encontraron en la conexión pilar- implante (41)

Ismail H y colaboradores en el año 2021 en su estudio in vitro analizaron las distribuciones de tensión en el implante y sus componentes con pilares con base de titanio, cerámico y en aleación de titanio en diferentes angulaciones y la distribución de tensión en el hueso simulado para lo cual señalaron que, al aplicar una carga de 100 N la tensión máxima ejercida sobre el implante se dio con el uso de pilares angulados a 25° siendo igual para el pilar de cerámica y titanio con 667Mpa e inferior para el pilar con base de titanio a 25° siendo de 561Mpa; ya para el pilar de 17° la tensión máxima fue de 588Mpa con pilar de titanio con valores muy aproximados para el pilar de cerámica y la tensión en el pilar con base de titanio fue 507Mpa

razón por la cual los autores concluyen que los pilares de base de titanio presentan valores de tensión y deformación para 17° y 25° inferiores y aún menor para el de base de titanio a 17° considerándose así valores de tensión más bajos en los componentes del implante (5)

En 2018 Mohammad E y colaboradores investigaron la distribución de la tensión y fatiga, utilizando FEA tridimensional en implantes rectos y angulados en combinación con pilares rectos y angulados (20°) bajo cargas de masticación a 100N y obtuvieron que para el implante vertical con pilar recto la tensión máxima calculada fue de 28.02 Mpa, el implante vertical con pilar angulado 47.06Mpa, implante angulado con pilar recto fue de 59.73Mpa y para el implante angulado con pilar angulado fue de 64.18Mpa por lo cual concluyen que la tensión máxima se dio en el implante angulado con pilar angulado sin embargo presentaba una mejor distribución de tensión ante cargas siendo distribuidas en el implante a diferencia del implante angulado con pilar recto en donde la tensión se generó en el hueso cortical (45)

Amir M en el año 2022 y colaboradores en su estudio in vitro buscaban mediante DIC y FEA investigar el efecto del pilar híbrido en angulación de 0° y 15° sobre la distribución de tensión de un implante maxilar unitario haciendo énfasis en la tensión del implante, las bases de titanio y el tornillo de fijación encontrando que al aplicar una carga de 150 N la tensión en el implante con pilar híbrido recto fue de 38.7Mpa y en implante con pilar híbrido angulado de 62,9Mpa y en cuando a la tensión en el pilar híbrido recto fue de 26.6Mpa y con pilar híbrido angulado de 71.4Mpa; ya para el tornillo de fijación la tensión con pilar recto fue de 27,8Mpa y con pilar angulado de 69,8Mpa por lo que evidencian que al utilizar un pilar híbrido angulado para corregir la inclinación del implante se genera una mayor tensión en todo el componente (46)

TABLA 16. Análisis de tensión de pilares angulados.

<u>Autor/ Año</u>	<u>Cantidad de carga aplicada</u>	<u>Valores de tensión</u>		
		Pilar recto	Pilar angulado	
Mahmut S. 2020	250 N	0.016059 mm	20°	0.026808 mm
Ismail H. 2021	100 N	N/R	17°	507 Mpa
			25°	561 Mpa
Mohammad E. 2018	100 N	28.02 Mpa 59.73 Mpa	20°	64.18 Mpa
Amir M. 2022	150 N	Implante 38.7 Mpa Pilar 26.6 Mpa Tornillo de fijación 27,8 Mpa	15°	Implante 62.9 Mpa Pilar 62,9 Mpa Tornillo de fijación 69,8 Mpa

Por otro lado, se evidenciaron en los artículos seleccionados que 5 presentaban valores de tensión usando pilares rectos y ángulos posicionados en implantes asociados a diferentes calidades óseas evidenciadas en la (tabla 2).

G. Arun y colaboradores en el año 2012 en su estudio in vitro compararon las tensiones generadas en diferentes calidades óseas (D1, D2, D3, D4) con pilares rectos y angulados mediante FEA determinando que, en pilares rectos se presentaron mayores valores de estrés en Von Misses en hueso D4 (15.696Mpa) en cortical y D3 (13.126) en vestibular y lingual, mientras que en pilares angulados en hueso D4 se presentó mayor tensión en cortical (20,832) y D3 en cortical lingual de (2.545) por lo que indican que, en caso de ser necesario utilizar un pilar angulado debe existir buen espesor de cortical y mejor calidad ósea. (D1, D2, D3) (43)

Vikas y colaboradores en el año 2021 realizaron un estudio donde evaluaron los valores de tensión en maxilar anterior en hueso tipo (D2 cortical de 2mm espesor y D3 cortical de 1 mm espesor), para implantes cónicos con diferente tipo de rosca (triangular, cuadrado y contrafuerte) con pilares angulados a 15° y 25° y analizaron la distribución de tensión en hueso cortical, esponjoso y cuerpo del implante bajo carga axial y no axial de 178N, refiriendo para un pilar angulado a 25° en carga axial de 25Mpa para el hueso cortical y para el hueso esponjoso de 8Mpa ya para pilar de 15° en hueso cortical una tensión de 20Mpa y en hueso esponjoso de 4Mpa. En cuanto a la carga no axial al aumentar el ángulo del pilar las tensiones y deformaciones fueron mayores por lo que indicaron que, el mejor comportamiento fue en hueso D2 y D3 con roscas cuadradas al usar pilar de 15° y con pilar de 25° la rosca contrafuerte mostro menor concentración de tensión (42)

Sumedha K. y colaboradores en el año 2021 evaluaron la distribución de tensiones generadas en el maxilar anterior bajo carga axial y oblicua de 178N en pilares de titanio y zirconio a angulaciones de 0°, 15° y 25°, donde los autores evidenciaron que en pilares 0° se generó una mayor tensión en hueso cortical de (28.7Mpa en la cortical P con pilar de titanio), en pilar angulado de 15° de (33.89Mpa en la cortical P con pilar en zirconio) y en pilar de 25° (27.38Mpa en la cortical P con pilar en zirconio) presentado mayor tensión en la cortical palatina para las diferentes angulaciones con pilar de zirconio (44)

Mohammad E y colaboradores también refieren el comportamiento implante - hueso después de aplicadas las cargas y tensiones evaluando la tensión maxima en la interfaz hueso – implante indicando que al utilizar un implante angulado con pilar recto se alcanzan una tensión de 88 Mpa, y al utilizar un implante angulado con pilar angulado, la tensión maxima reportada fue de 58 Mpa con valores de estrés máximos que ocurren en la interfaz del hueso cortical y el implante mientras que en el hueso esponjoso el estrés es más bajo (45).

TABLA 17. Valores de tensión con pilares angulados asociados a diferentes calidades óseas.

<u>Autor/ año</u>	<u>Hueso cortical</u>		<u>Hueso esponjoso</u>	
	<u>Pilar recto</u>	<u>Pilar angulado</u>	<u>Pilar recto</u>	<u>Pilar angulado</u>
Vikas A. 2021	N/R	15° 20Mpa 25° 25Mpa	N/R	15° 4Mpa 25° 8Mpa
G. Arun. 2012	15.696Mpa	20.832Mpa	4.033Mpa	13.022Mpa
Summeda K. 2021	28.7 Mpa cortic al palatina	15° (30.89 Mpa cortic al V) (33.80 Mpa cortic al P) 25°(21.74 Mpa cortic al V) (27.38 Mpa cortic al P)	N/R	N/R
Mohammad E. 2018	Implante recto – pilar recto 32.29Mpa Implante angulado – pilar recto 88.04 Mpa	Implante angulado - pilar angulado 58,26mpa	N/R	Implante vertical con pilar angulado 37.8 Mpa

Características de complicaciones técnicas en pilares angulados.

Con relación a las complicaciones generadas con el uso de pilares angulados se tuvieron en cuenta (6) artículos representados en la (tabla 3).

Shaffer y colaboradores en el año 2015 informaron de la relación de falla del tornillo asociados a la angulación del pilar, el tipo de prótesis y la presencia o no de pilar intermedio de los cuales tuvieron en cuenta 267 pacientes evaluando un total de 971 implantes de hexágono externo con un tiempo de implantados de al menos un año para lo cual observaron que la falla se presentó en el tornillo protésico para 238 coronas unitarias siendo el 8,82% y del 10,1% en 773 prótesis múltiples, reportando a su vez que de los 912 pilares el 9,34% fracasaron y de los 59 pilares que estaban angulados la tasa de fracaso fue del 15,25% por lo cual los autores concluyeron que a mayor ángulo de pilar más fue el aumento en porcentaje de la relación de falla del tornillo protésico (47)

Sousa y colaboradores en el año 2019 en su estudio in vitro evaluaron el aflojamiento del torque, la carga máxima de fractura bajo compresión y la concentración de tensión de pilares rectos y angulados para implantes de cono morse en el que por medio de FEA analizaron 80 implantes de los cuales 40 recibieron pilar recto y 40 pilar angulado y se instalaron con un torque de 20 Ncm y evaluaron el envejecimiento aplicando una carga de 200 N tanto para 20 con pilar recto como para 20 con pilar angulado a 15° dejando 20 y 20 para cada grupo de pilar para comparación en donde ante los ciclos de fatiga de los pilares con aflojamiento del tornillo para pilar angulado fue de 63.7% y para pilar recto de 85.7% en cuanto a la resistencia ante carga de compresión refirieron mejor comportamiento de pilares rectos en comparación con pilares angulados con un significancia de 355.63 y 245.50 respectivamente en donde la mayor concentración de estrés biomecánico se presentó a nivel cervical sin exceder 110 Mpa (50)

Ahmed y colaboradores en el año 2018 evaluaron la perdida de torque en diferentes angulaciones del pilar (0°, 15° y 25°) y la altura del cuello del pilar (2mm- 4mm) con el aflojamiento del tornillo midiendo el torque antes y después de la carga cíclica dinámica. En el grupo III la angulación del pilar a 25° y altura del cuello de 4mm

presentaron valores de hasta (42,8%) con relación al porcentaje de pérdida de torque (13)

Ellakwa y colaboradores en el año 2011 reportaron con relación a la resistencia, modo de fractura y distribución de tensiones en pilares preangulados en comparación con pilares rectos en coronas de espesor de 0,4mm 0,6mm y 0,8 mm que en angulaciones de 15° con una aplicación de fuerza de 525,625N se presentaba modo de falla de fractura severa que involucra la corona y supraestructura, mientras que en las muestras realizadas a 30° se obtuvieron fallas de fractura de la corona desde la línea media hasta fractura de más de la mitad de la corona a diferentes fuerzas aplicadas (48)

Chun-Yeo Ha y colaboradores en 2011 realizaron una investigación de tres tipos de pilares conectados a dos tipos de diseño de unión pilar-implante, cuyos implantes fueron posicionados a 15° en ángulo labial en maxilar anterior y compararon los valores de torsión de extracción de pilares de los tornillos conectados a implantes con conexión interna y externa ante carga cíclica dinámica para lo cual formaron 6 grupos que se distribuyeron con 10 implantes hexágono externo con 10 pilares rectos, 10 pilares de hexágono externo con 10 pilares angulados a 15°, 10 implantes de hexágono externo con 10 pilares ucla rectos, 10 implantes de hexágono interno con 10 pilares rectos, 10 implantes de hexágono interno con 10 pilares angulados a 17° y 10 implantes de hexágono interno con 10 pilares ucla y encontraron que el grupo de pilares angulados presentaron remoción de torque mayor de máximo 24.50 Ncm para implante hexágono externo con pilar de 15° y en implante de hexágono interno con pilar de 17° de 23.50Ncm siendo significativamente más alto en comparación con los pilares rectos y ucla con los dos diferentes tipos de plataforma (49)

TABLA 18. Características de complicaciones técnicas en pilares angulados.

	<u>Tipo de complicación</u>
--	------------------------------------

<u>Autor/ Año</u>	<u>Pilares rectos</u>	<u>Pilares angulados</u>
Shaffer M, cols 2018	Falla de tornillo protésico 9.43%	Falla en tornillo protésico 15.25%
SousaM, cols 2019	Torque y estabilidad de aflojamiento del tornillo protésico 85.7%	Torque y estabilidad de aflojamiento del tornillo protésico 63.7%
Ahmed Y, cols 2018	Perdida de torque del tornillo 2,3%	Perdida de torque del tornillo • 15° 22,8% • 25° 42,8%
Ellakwa, cols 2011	Fuerza de fractura y modo de falla 1668.75N: Fractura mínima capaz de ser restaurada	Fuerza de fractura y modo de falla • 15°: Carga de 525,625N más de la mitad de la corona perdida • 30°: Fractura severa de la corona
Chun- Yeo, cols 2011	Valores de remoción de torque en hexágono interno 14,50 Ncm	Valores de remoción de torque • Hexágono interno 17°: 23.50 Ncm
Paulino M, cols 2019	Aflojamiento del tornillo 83,5% sin envejecimiento	Aflojamiento del tornillo 15° sin envejecimiento 72,9%

4. DISCUSIÓN

Cuando se colocan implantes con ciertos grados de angulación de manera no intencional ya sea por una inadecuada planificación de la terapia implantológica y protésica o de manera intencional para evitar procedimientos quirúrgicos adicionales o estructuras anatómicas; existen soluciones protésicas que permiten lograr el paralelismo deseado.

La literatura es clara sobre el comportamiento biomecánico en pilares rectos; sin embargo, la corrección de angulación del implante es posible con el empleo de pilares angulados, solución protésica que genera en el clínico cierta incertidumbre con respecto al comportamiento biomecánico y sus posibles repercusiones clínicas.

Los pilares angulados corrigen la no axialidad de los implantes en diferentes grados y existen diferencias reportadas en la literatura en cuanto a su comportamiento a nivel de la cresta periimplantar y la distribución de tensión en todo el componente corona-pilar-implante-hueso. La estimación de la tasa de éxito de la terapia implantológica con pilares angulados oscila entre 75-95% a los 10 años sin considerarse un efecto sobre la supervivencia del implante a largo plazo (45).

Esta revisión de la literatura consolida la información disponible sobre diferentes variables importantes con relación a la biomecánica, supervivencia y tipo de falla a tener en cuenta para la elección y toma de decisión en la rehabilitación protésica con pilares angulados en implantes no axiales y en general los datos indican que dependiendo de los grados de angulación se pueden generar complicaciones biológicas y/o mecánicas.

El comportamiento biomecánico se analiza a partir de la carga axial, oblicua y en primera medida esta revisión consideró el análisis de tensión en pilares angulados en implantes posicionados de forma no axial por lo que los estudios refieren que a mayor ángulo de inclinación del pilar se presenta mayor tensión en la corona y el hueso circundante como lo corrobora Mahmut et al. (41) al considerar que los pilares rectos generan tensiones inferiores en comparación con pilares angulados; sin embargo, reportan que el uso de pilares angulados no genera una disminución en la vida útil lo que es también aceptado por Mohammad et al. (45) quien informa que la angulación de los implantes en comparación con la angulación del pilar genera mayor tensión en todo el componente, en este sentido, la angulación de los pilares son una alternativa favorable para corregir el disparalelismo de los implantes y así mismo Cavallaro et al. (34) refiere que un aumento de angulación del pilar genera un aumento en la tensión distribuida hacia el hueso sin superar el límite de tolerancia fisiológica.

Sin embargo Ahmed et al. (13) considera diferentes situaciones clínicas como la carga fuera del eje del implante haciendo énfasis en que, con el empleo de pilares angulados se genera una tensión y deformación significativa y la magnitud de tensión aumentara tres veces o más considerando que lo verdaderamente importante es eliminar fuerzas oclusales excesivas y fuera del eje en restauraciones implantosoportadas a lo que Mohammad et al. (45) respalda al informar en su estudio que la angulación del pilar para corregir la no axialidad del implante no es muy crítico en situaciones normales pero en situaciones de sobrecarga masticatoria

o bruxismo el aumento del nivel de estrés puede conducir a condiciones más críticas.

Ahmed et al. (13) describe que las fuerzas oclusales y laterales pueden aumentar en los pilares angulados creando una fuerza torsional generando perdida y/o aflojamiento del tornillo. Por otro lado, cualquier dirección de la carga q no sea en eje axial puede magnificar el estrés en la cresta ósea y en la interfase hueso-implante. El área de contacto entre las roscas del tornillo y el pilar por el aumento de la angulación del pilar disminuye el área de fricción y como consecuencia genera perdida de retención en el tornillo.

Por otro lado, Mahmut et al. (41) respalda en su estudio que, al aplicar carga en la cúspide funcional en el modelo tridimensional con el uso de pilares rectos y angulados, la mayor tensión se genera en el pilar recto en comparación con el angulado y Sumeda et al. (44) afirma que la angulación de 15° y 25° genera una variación de 1.5mm y 2.5mm respectivamente en la corrección oclusal de la restauración final.

Según Ellakwa et al. (48) por razones biomecánicas los implantes con pilares angulados son ideales y se prefieren por razones estéticas y funcionales por la ubicación de la restauración, considerando que después de 30° de angulación se generan sobrecargas y falla en la restauración cerámica.

Con relación a los resultados de tensión usando pilares rectos y angulados posicionados en implantes asociados a diferentes calidades óseas, la literatura señala que los pilares rectos ante cargas generan una distribución de tensiones a lo largo del eje del implante, sin embargo, para pilares angulados lo reportado es un aumento en la distribución de tensión y deformación a nivel de la cresta ósea (45)

Mohammad et al. (45) compara un implante recto con pilar angulado y un implante angulado con pilar angulado concluyendo que todas las tensiones se generan en el

hueso cortical, además el máximo estrés sobre el implante fue encontrado en la primera rosca, Doriggati et al. (52) afirma que la angulación de pilar aumenta la tensión distribuida hacia el hueso y el implante por lo tanto, la calidad ósea en el maxilar anterior es más susceptible a presentar pérdida en la cortical y es consecuente con lo reportado por Sumeda et al. (44) en su estudio en donde concluye que ante cargas no axiales el aumento en el ángulo del pilar genera un incremento en la concentración de tensión en el cuello del implante e nivel de la cortical palatina.

Por otro lado, Vikas et al. (42) indica que la tensión y deformación con pilares angulados es mayor en el hueso esponjoso y menor en el hueso cortical a lo que G.arun et al. (43) considera indispensable contar con buena calidad ósea cuando se utilizan pilares angulados; verificando los resultados de los estudios analizados en donde no solo influye el ángulo del pilar sino el tipo de hueso donde se realizará la terapia implantológica. Sumeda et al. (44) en contraste afirma que lo pilares angulados aumenta el estrés al hueso adyacente pero no necesariamente resulta en una reabsorción ósea.

En cuanto a las fallas mecánicas presentadas al utilizar pilares angulados Sousa et al. (50) reporta que ante carga cíclica de fatiga se presenta una pérdida de la precarga por la fuerza residual compresiva generando mayor aflojamiento del tornillo en pilares angulados en comparación con pilares rectos y esto se asocia a que los pilares angulados presentan menor resistencia a la compresión. Shaffer et al. (47) afirma que a mayor ángulo del pilar aumenta la falla en el tornillo pasante por fuerzas de compresión cíclicas adicionalmente Ahmed et al. (13) lo asocia a la longitud de la altura gingival del pilar; considerando el pilar recto tiene mejor comportamiento biomecánico con respecto al torque y pruebas de envejecimiento.

Las fallas reportadas a nivel del tornillo pasante del pilar angulado también han sido asociadas al aplicar cargas axiales compresivas a lo largo del eje del implante repercutiendo en una fuerza de torsión con un riesgo de aflojamiento, fractura del tornillo y/o micromovimientos como lo reporta Schäffer et al. (47) considerando que

una angulación del pilar de 15° a 25° aumenta el nivel de micromovimientos en un 30% lo que para Chun yeo et al. (49) ese micromovimiento se transfiere al tornillo afectando el torque.

Con respecto al comportamiento biomecánico con pilares angulados en anterior y posterior, es similar; sin embargo se debe tener en consideración la dirección y magnitud de fuerza ya que en coronas con pilares angulados en posteriores en condiciones normales la fuerza es axial y se distribuye uniformemente mientras que en anteriores la fuerza generada es más oblicua siendo así que en dichas circunstancias es indispensable contar con una buena calidad ósea como lo indica G.arun et al. (43) considerando que la pérdida ósea sería mayor a nivel de la cortical vestibular en donde las fuerzas se dirigen al área opuesta de la dirección de la carga del pilar.

5. CONCLUSIONES

- En el comportamiento biomecánico de pilares con diferentes grados de angulación se presenta transferencia de tensiones a nivel del hueso crestral y de la interface pilar, tornillo e implante.
- Al aumentar los grados de angulación, aumenta tres veces la magnitud de la tensión transferida; los valores mayores a 25° de angulación presentan mayores efectos nocivos.
- Si se controlan los factores oclusales, calidad y espesor del hueso periimplantar opuesto a la dirección de la carga; se disminuye la tensión y genera menor reabsorción ósea.
- El micromovimiento de la conexión pilar implante, se incrementa con una angulación mayor a 25° produciendo aflojamiento y/o fractura del tornillo, y mayor a 30° reduce la resistencia a la fractura de las estructuras de recubrimiento.
- En restauraciones de la región posterior con pilares angulados la dirección de la fuerza axial y la magnitud de la carga es mayor, en contraste con las restauraciones en la región anterior que su carga es oblicua o tangencial, siendo más nociva pese a que la magnitud de la carga es menor.

6. LIMITACIONES Y RECOMENDACIONES

Las limitaciones del estudio se basan en que existen análisis de tensión, deformación ante carga y complicaciones biológicas y técnicas. Sin embargo, hacen falta estudios longitudinales que permitan evaluar a largo plazo el comportamiento biomecánico de pilares angulados para corregir la no axialidad de los implantes y que permitan hacer comparaciones de tasa de éxito y supervivencia.

7. REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS.

1. Guguloth H, Duggineni CR, Chitturi RK, Sujesh M, Ravvali T, Amiti RR. Correlation between abutment angulation and off-axial stresses on biomechanical behavior of titanium and zirconium implants in the anterior maxilla: A three-dimensional finite element analysis study. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*. 2019 Oct 1;19(4):353–61.
2. Turkeyilmaz I. Restoring severely angled implants with custom abutments and a screw-retained fixed dental prosthesis. Vol. 14, *Journal of Dental Sciences*. Association for Dental Sciences of the Republic of China; 2019. p. 107–8.
3. De Estomatología F, González Sánchez R, Leticia DCE, Lemus Cruz M, Zoraya D, Urrutia A, et al. CIENCIAS TECNOLÓGICAS Origen y evolucion de los implantes dentales The origin and evolution of dental implant.
4. Loos LG. A fixed prosthodontic technique 4kw man&Aar osseointegrated titanium implants.
5. Korkmaz IH, Kul E. Investigation of the Type of Angled Abutment for Anterior Maxillary Implants: A Finite Element Analysis. *Journal of Prosthodontics*. 2022 Oct 1;31(8):689–96.
6. Basgil MC, Kurtoglu C, Soygun K, Uslan Y, Demir T. Dynamic and static load performance of dental biomaterial systems with Ñ implant-abutment connections. *Biomed Mater Eng*. 2020;31(5):319–28.
7. Berroeta E, Zabalegui I, Donovan T, Chee W. Dynamic Abutment: A method of redirecting screw access for implant-supported restorations: Technical details and a clinical report. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2015 Jun 1;113(6):516–9.
8. Malchiodi L, Moro T, Cattina DP, Cucchi A, Ghensi P, Nocini PF. Implant rehabilitation of the edentulous jaws: Does tilting of posterior implants at an angle greater than 45° affect bone resorption and implant success?: A retrospective study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2018 Oct 1;20(5):867–74.
9. de Revisión Rodas-Rivera AR, Rodas Rivera R, Danny Rodas Rivera Jr José Urdanivia RN, Javier Prado U, Borja Lima S. Ene-Mar. Vol. 23. 2013.
10. CARDELLI.

11. de Aguiar Vilela Júnior R, Aranha LC, Elias CN, Martinez EF. In vitro analysis of prosthetic abutment and angulable frictional implant interface adaptation: Mechanical and microbiological study. *J Biomech*. 2021 Nov 9;128.
12. Hu E, Petrich A, Imamura G, Hamlin C. Effect of Screw Channel Angulation on Reverse Torque Values of Dental Implant Abutment Screws. *Journal of Prosthodontics*. 2019 Dec 1;28(9):969–72.
13. El-Sheikh MAY, Mostafa TMN, El-Sheikh MM. Effect of different angulations and collar lengths of conical hybrid implant abutment on screw loosening after dynamic cyclic loading. *Int J Implant Dent*. 2018 Dec;4(1).
14. Saab XE, Griggs JA, Powers JM, Engelmeier RL, Program G. Effect of abutment angulation on the strain on the bone around an implant in the anterior maxilla: A finite element study *THE JOURNAL OF PROSTHETIC DENTISTRY* 85. 2007.
15. Lin CL, Wang JC, Lance /, Ramp C, Liu PR. Biomechanical Response of Implant Systems Placed in the Maxillary Posterior Region Under Various Conditions of Angulation, Bone Density, and Loading. 2008.
16. Raico-Gallardo YN HLIDSaravia. Diferentes sistemas de pilares protésicos sobre implantes. 2011;159–65.
17. Lewis MB, Klineberg I. Prosthodontic considerations designed to optimize outcomes for single-tooth implants. A review of the literature. Vol. 56, *Australian Dental Journal*. 2011. p. 181–92.
18. The Glossary of Prosthodontic Terms: Ninth Edition. *J Prosthet Dent*. 2017 May 1;117(5):e1–105.
19. Ten Bruggenkate CM, Sutter F, Oosterbeek HS, Schroeder A. SECTIONEDITORS for angled implants.
20. Borie E, Orsi IA, De Araujo CPR. The influence of the connection, length and diameter of an implant on bone biomechanics. *Acta Odontol Scand*. 2014 Jul 1;73(5):321–9.
21. Benakatti V, Sajjanar JA, Acharya AR. Dental Implant Abutments and Their Selection - A Review. *J Evol Med Dent Sci*. 2021 Aug 30;10(35):3053–9.
22. Aparicio C, Perales P, Rangert B, Eng M. Tilted Implants as an Alternative to Maxillary Sinus Grafting: A Clinical, Radiologic, and Periotest Study.
23. Carvalho Silva G, Landre Júnior J. Stress Patterns on Implants in Prostheses Supported by Four or Six Implants: A Three-Dimensional Finite Element Analysis Study of the dynamic behavior of machine tools and how its importance in the workpiece quality View project DiM 150 Dynamic Simulator // Vehicle Dynamics Simulation View project [Internet]. 2010. Available from: <https://www.researchgate.net/publication/43024028>
24. Çehreli MC, Akça K, Iplikçioğlu H. Force transmission of one- And two-piece morse-taper oral implants: A nonlinear finite element analysis. *Clin Oral Implants Res*. 2004 Aug;15(4):481–9.
25. Al-Ekrish A, Widmann G, Alfadda S. Revised, Computed Tomography–Based Lekholm and Zarb Jawbone Quality Classification. *Int J Prosthodont*. 2018 Jul;31:342–5.

26. Chang HH, Yeh CL, Wang YL, Huang YC, Tsai SJ, Li YT, et al. Differences in the biomechanical behaviors of natural teeth and dental implants. *Dental Materials*. 2021 Apr 1;37(4):682–9.
27. Weinberg LA. *The Biomechanics of Force Distribution in Implant-Supported Prostheses*. 1993.
28. Hein D, Joly JC, Napimoga MH, Peruzzo DC, Martinez EF. Influence of abutment angulation on loss of prosthetic abutment torque under mechanical cycling.
29. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses.
30. Sheridan RA, Decker AM, Plonka AB, Wang HL. The Role of Occlusion in Implant Therapy: A Comprehensive Updated Review. Vol. 25, *Implant Dentistry*. Lippincott Williams and Wilkins; 2016. p. 829–38.
31. Stanley Braun DMHPBPWPHPJWFDMRMDBEJDMF. A study oh bite force, part 1: Relationship to various physical characteristics.
32. Anitua E, de Ibarra NLS, Martín IM, Rotaecche LS. Influence of Implant Tilting and Length on the Biomechanics of Single-Tooth Restoration: A Finite Element Analysis in Atrophic Mandible. *Dent J (Basel)*. 2022 May 1;10(5).
33. karunagaran.
34. Cavallaro J, Greenstein G. Angled implant abutments: A practical application of available knowledge. *Journal of the American Dental Association*. 2011;142(2):150–8.
35. Wolfart S, Rittich A, Groß K, Hartkamp O, von der Stück A, Raith S, et al. Cemented versus screw-retained posterior implant-supported single crowns: A 24-month randomized controlled clinical trial. *Clin Oral Implants Res*. 2021 Dec 1;32(12):1484–95.
36. Wittneben JG, Joda T, Weber HP, Brägger U. Screw retained vs. cement retained implant-supported fixed dental prosthesis. Vol. 73, *Periodontology 2000*. Blackwell Munksgaard; 2017. p. 141–51.
37. Lewis MB, Klineberg I. Prosthodontic considerations designed to optimize outcomes for single-tooth implants. A review of the literature. Vol. 56, *Australian Dental Journal*. 2011. p. 181–92.
38. Papaspyridakos P, Chen CJ, Gallucci GO. A systematic review of biologic and technical complications with fixed implant rehabilitations for edentulous patients. *Int J Oral Maxillofac Implants* Evaluations of the indication rate of ridge preservation for implant therapy: a retrospective study View project Oral Implantology View project [Internet]. 2012. Available from: <https://www.researchgate.net/publication/220005435>
39. Chochlidakis K, Fraser D, Lampraki E, Einarsdottir ER, Barmak AB, Papaspyridakos P, et al. Prosthesis Survival Rates and Prosthetic Complications of Implant-Supported Fixed Dental Prostheses in Partially Edentulous Patients. *Journal of Prosthodontics*. 2020 Jul 1;29(6):479–88.
40. Ferreira González I, Urrútia G, Alonso-Coello P. Systematic reviews and meta-analysis: Scientific rationale and interpretation. *Rev Esp Cardiol*. 2011;64(8):688–96.

41. Ozdogan MS, Gokce H, Sahin I. Effect of straight and angled abutments on the strain on a zirconia crown and implant in the mandibular second molar region: A fea-based study. *Materiali in Tehnologije*. 2020;54(2):251–7.
42. Attargekar V, Galagali G, Reddy Es, Nidawani P, Harsha R, Naik S. Evaluation of stress distribution in maxillary anterior bone from three different tapered implant thread designs with two angulated abutments: A 3-dimensional finite element analysis study. *Journal of Dental Implants*. 2021;11(1):53.
43. Kumar GA, Mahesh B, George D. Three dimensional finite element analysis of stress distribution around implant with straight and angled abutments in different bone qualities. *Journal of Indian Prosthodontist Society*. 2013 Dec;13(4):466–72.
44. Kapoor S, Rodrigues S, Mahesh M, Shetty T, Pai U, Saldanha S, et al. Evaluation of Stress Generated with Different Abutment Materials and Angulations under Axial and Oblique Loading in the Anterior Maxilla: Three-Dimensional Finite Element Analysis. *Int J Dent*. 2021;2021.
45. Shahverdi MEI, Nakhodchi S, Sharifi Kia D. Fatigue life prediction and stress distribution of straight and angled abutments using numerical techniques. *Biomed Phys Eng Express*. 2018 Apr 6;4(3).
46. Demachkia AM, Sichi LGB, Rodrigues JVM, Junior LN, Araújo RM De, Ramos NDC, et al. Implant-Supported Restoration with Straight and Angled Hybrid Abutments: Digital Image Correlation and 3D-Finite Element Analysis. *European J Gen Dent*. 2022 Jan 1;11(1):23–31.
47. Morsch CS, Rafael CF, Dumes JFM, Juanito GMP, de Souza JGO, Bianchini MA. Failure of prosthetic screws on 971 implants. *Braz J Oral Sci*. 2015;14(3):195–8.
48. Ellakwa A, Raj T, Deeb S, Ronaghi G, Martin FE, Klineberg I. Influence of implant abutment angulations on the fracture resistance of overlaying CAM-milled zirconia single crowns. *Aust Dent J*. 2011;56(2):132–40.
49. Ha CY, Lim YJ, Kim MJ, Choi JH. The influence of abutment angulation on screw loosening of implants in the anterior maxilla. *Int J Oral Maxillofac Implants* [Internet]. 2010;26(1):45–55. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21365037>
50. Sousa M, Tribst J, de Oliveira Dal Piva A, Borges A, de Oliveira S, César da Cruz P. Capacity to Maintain Placement Torque at Removal, Single Load-to-Failure, and Stress Concentration of Straight and Angled Abutments. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2019 Feb;39(2):213–8.
51. Carpena ALM de M, de Azevedo Kinalski M, Bergoli CD, dos Santos MBF. Novel bendable abutments as a solution to correct unfavorable implant inclination. A clinical report. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2020;32(8):757–62.
52. de Avila ÉD, de Molon RS, de Barros-Filho LAB, de Andrade MF, Mollo F de A, de Barros LAB. Correction of Malpositioned Implants through Periodontal Surgery and Prosthetic Rehabilitation Using Angled Abutment. *Case Rep Dent*. 2014;2014:1–9.