

All-on-4 Konseptinde Altyapı ve Bruksizmin Biyomekanik Etkisi: Sonlu Elemanlar Analizi

Biomechanical Effect of Framework and Bruxism in All-on-4 Concept: A Finite Element Analysis

Taygun SEZER^{1*}, Kerem KILIÇ¹, Emir ESİM²

¹ Erciyes Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Kayseri, Türkiye.

² Erciyes Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi, Mekatronik Mühendisliği Bölümü, Kayseri, Türkiye.



ÖZET

Bu çalışma, iki farklı yükleme kuvveti altında farklı protetik altyapılara sahip maksiller all-on-4 konseptlerindeki stres dağılımını sonlu elemanlar analizi kullanarak incelemeyi amaçlamıştır. Krom-kobalt, polietereeterketon, titanyum ve zirkonya olmak üzere 4 farklı protetik altyapı materyali ile all-on-4 modeller tasarlandı (Sırasıyla model 1, model 2, model 3, model 4). Sağlıklı ve bruksist bireylerin ısırma kuvvetlerini temsil eden iki farklı yükleme koşulu altında kemik doku, implant elemanları ve protetik elemanlar üzerindeki stresler değerlendirildi. Peri-implant kemik, implant elemanları ve kronlar üzerindeki stresler model 2>model 3>model 4>model 1 olarak sıralandı. Bruksist yükleme altında tüm modellerdeki ve sağlıklı yükleme altında model 2' deki kortikal kemikte oluşan baskı stresleri aşırı yükleme sınırını aştı. Kortikal kemikte oluşan gerilme stresi ve dayanaklardaki von Mises stres bruksist yükleme altındaki model 3' te aşırı yükleme sınırını aştı. Model 2' de, her iki yükleme koşulunda kortikal kemikte oluşan gerilme stresi ve bruksist yükleme altında implantlar, dayanaklar ve kronlardaki von Mises stresler aşırı yükleme sınırını aştı. Altyapılardaki stresler model 2>model 1>model 4>model 3 olarak sıralandı. Bruksist bireylerde all-on-4 konsepti planlanırken bu çalışmadaki kortikal kemikte oluşan aşırı yüklemeler göz önünde bulundurulmalıdır. PEEK altyapı kemik doku ve çevreleyen yapılar üzerinde polimerik olmayan altyapılara göre daha fazla stres oluşturduğundan polimerik olmayan altyapılar all-on-4 konsepti için daha uygun olabilir

Anahtar Kelimeler: All-on-4, bruksizm, dental implant, protetik altyapı, sonlu elemanlar analizi

Alınış / Received: 27.02.2023 Kabul / Accepted: 19.09.2023 Online Yayınlanma / Published Online: 29.12.2023



ABSTRACT

This study aimed to examine the stress distribution in maxillary all-on-4 concepts with different prosthetic frameworks under two different loading forces using finite element analysis. All-on-4 models were prepared with 4 different prosthetic framework materials as chromium-cobalt, polyetheretherketone, titanium, and zirconia (Model 1, model 2, model 3, and model 4 respectively). The stress on the bone tissue, implant elements, and prosthetic elements was evaluated under two distinct loading conditions representing the bite forces of healthy and bruxist individuals. The stress on the peri-implant bone, implant elements, and crowns were ranked as model 2 > model 3 > model 4 > model 1. Compressive stresses in the cortical bone exceeded the overload limit in all models under bruxist loading, and in model 2 under healthy loading. Tensile stress in the cortical bone and von Mises stress in the abutments exceeded the overload limit in model 3 under bruxist loading. Tensile stress in the cortical bone under both loading conditions and von Mises stress in implants, abutments, and crowns under bruxist loading exceeded the overload limits in model 2. Peak stresses in the frameworks were ranked as model 2 > model 1 > model 4 > model 3. The overloads in the cortical bone in this study should be considered when planning the all-on-4 concept in bruxist individuals. Nonpolymeric frameworks may be more suitable for the all-on-4 concept, as the PEEK framework produced greater stress on the bone tissue and surrounding structures than nonpolymeric frameworks.

Keywords: All-on-4, bruxism, dental implant, prosthetic framework, finite element analysis



1. Giriş

All-on-4 konsepti dişsiz hastaların rehabilitasyonunda başarılı bir şekilde kullanılıyor olsa da, özellikle bruksizmde gözlenebilen yüksek oklüzal kuvvetler varlığında oklüzal aşırı yüklenmeler meydana gelebilir [1]. Bruksizm sırasında ortaya çıkan yüksek ısırma kuvvetleri [2-4] ve stabil olmayan eksantrik bileşenlere sahip uzun süreli temaslar daha yüksek oranlarda biyomekanik komplikasyona neden olabilir [5]. Bu bağlamda implantların çapının ve uzunluğunun artırılması, protezlerde kantilever uzunluğunun azaltılması ve gece koruyucuların kullanılması bruksizme bağlı oklüzal stresleri azaltabilir [6, 7]. Ancak anatomik sınırlamalar nedeniyle implantın sayısını, uzunluğunu ve çapını artırmak her zaman mümkün değildir. Bu durumda böyle bir restorasyonda asıl işlevi, implantları birbirine splintleyerek altyapıdan implantlara ve periimplant kemiğe dengeli bir stres dağılımı sağlamak olan protetik altyapının materyal özellikleri, stres dağılımı açısından oldukça önemli hale gelir.

İmplant destekli protezler için kullanılan altyapılar polimerik ve polimerik olmayan altyapılar olarak iki gruba ayrılabilir. Polietereterketon (PEEK) gibi polimerik altyapılar hafiflik ve şok emicilik gibi avantajlara sahiptir. Şok emici özellikleri sayesinde altta yatan kemiğe dengeli bir stres aktarımı sağlar ve ağızdaki aktif stres noktalarının potansiyel zararlı etkilerini azaltır. Bu özellikle bruksizm alışkanlığı olan hastalar için önemlidir [8]. Krom-kobalt (Cr-Co), titanyum ve zirkonya gibi polimerik olmayan rijit altyapıların ise şok emici olmadığı ve bu nedenle kemik-implant arayüzüne daha fazla stres ilettiği bildirilmiştir [9]. Bununla birlikte bazı çalışmalar implant destekli tam ark sabit protezlerde polimerik altyapıların şok emici etkisinin sınırlı olduğunu ifade etmişler ve daha iyi stres dağılımı elde etmek için rijit bir altyapı kullanılarak implantların splintlenmesini önermişlerdir [10-12].

İmplant destekli tam ark sabit protezlerde farklı altyapıların biyomekanik etkileri üzerine yapılan çalışmalar protetik altyapı malzemesinin peri-implant kemikteki stres dağılımını etkilediğini ortaya koymuştur [11-16]. Bununla birlikte maksiller all-on-4 konseptinde polimerik ve polimerik olmayan altyapıların biyomekanik davranışları ve stres dağılımına etkileri hakkında sınırlı bilgi vardır [13, 14]. Bu bağlamda sonlu elemanlar analizi (SEA), yapıların biyomekanik davranışlarını araştırmak için yaygın olarak kabul gören bir yöntemdir [17] ve klinik olarak ulaşılabilecek olmayan bilgileri

sağlayabilir [18]. Bu çalışmanın amacı, bruksist ve sağlıklı bireyleri temsil eden iki farklı yükleme kuvveti altında, farklı protetik altyapı materyallerinin maksiller all-on-4 konseptlerindeki stres seviyeleri ve dağılımları üzerindeki etkilerini incelemektir. Çalışmanın sıfır hipotezi, yükleme kuvvetleri altında farklı protez altyapılarına sahip all-on-4 tasarımları arasında benzer stres seviyeleri ve dağılımının meydana geleceğiydi.

2. Materyal ve Metot

Bu çalışmada Cr-Co (C), PEEK (P), titanyum (T) ve zirkonya (Z) olmak üzere 4 farklı protetik altyapı materyali kullanılarak 4 farklı all-on-4 modeli oluşturuldu (Sırasıyla; model 1 (Şekil 1a), model 2 (Şekil 1b), model 3 (Şekil 1c), model 4 (Şekil 1d)). Bütün protez altyapıları aynı geometriye sahip olacak şekilde tasarlandı. Çalışmada 4,1x10 mm implantlar (Straumann bone level tapered (BLT) (Institut Straumann AG, Basel, İsviçre)) kullanıldı. Anterior implantlar lateral kesiciler bölgesine aksiyal olarak konumlandırılırken posterior implantlar premolarlar bölgesine maksillar sünüs duvarının hemen önünde 30 derece distal eğimle konumlandırıldı. Her bir modele bruksist (B) ve sağlıklı (S) bireyleri temsil eden iki ayrı kuvvet uygulanarak sekiz analiz yapıldı. Bu analiz grupları, protez altyapısının ilk harfi-uygulanan kuvvet harfi ile isimlendirildi (C-S; C-B; P-S; P-B, T-S; T-B; Z-S; Z-B).



a



b



c



d

Şekil 1: Protetik altyapılar. (a) Krom-kobalt (b) PEEK (c) Titanyum (d) Zirkonya.

Modelleme

Maksilla modeli ile ilgili olarak kortikal kemik (2 mm kalınlık), trabeküler kemik ve dişeti yumuşak dokusunun katı modellemesi Solidworks' te (Solidworks Inc., ABD) gerçekleştirildi. İmplantlar, dayanaklar ve vidalar Solidworks kullanılarak gerçek boyutlarına göre ayrı ayrı modellendi ve uyarlandı. Protez altyapısı ve kronlar, bir üç boyutlu optik tarayıcı (Dental Wings 7 Series (Model DW-7-140/Dental Wings Inc.2251 Letoumeux Montreal, Quebec Kanada)) ile tarandı. Tarama görüntülerinin katı modelleri, Geomagic Design X (3D Systems, Inc., ABD) kullanılarak elde edildi. Siman tutuculu kronlar tek tek monolitik zirkonya olarak modellendi. Protez kantilever uzunluğu 10 mm olarak planlandı. Protez elemanlarının, implant elemanlarının ve kemik dokusunun katı modelleri birleştirildi ve şu özelliklere göre adapte edildi: implant platformu kemik tepesinin 1,5 mm altına yerleştirildi, dayanaklar titanyum vidalarla implantlara bağlandı, dişeti dokusu oluşturuldu ve zirkonya kronlar altyapılara bağlandı. Böylece kortikal kemik, trabeküler kemik, implant ve protetik elemanlar gerçek morfolojileri ile modele aktarıldı. Katı modeller Ansys yazılımına (Ansys Workbench, sürüm 18.1; ANSYS Inc, Canonsburg, PA, ABD) aktarıldı. Ansys ile matematiksel modeli oluşturulan yapıların her biri için literatürde bildirilen elastisite modülü ve Poisson oranı değerleri tanımlandı [11, 14] (Tablo 1). Tüm modellerde, implantların kemiğe tamamen osseoentegre olduğu ve kemik ve implantlar arasında tüm arayüz boyunca sıkı bir bağlantı olduğu varsayıldı. Ayrıca tüm modellerin homojen, izotropik ve lineer elastik malzemelerden oluştuğu kabul edildi.

Tablo 1: Elastisite modülleri ve Poisson oranları

| | Elastisite modülleri (MPa) | Poisson oranları |
|--------------------|----------------------------|------------------|
| Kortikal kemik | 13700 | 0,30 |
| Trabeküler kemik | 1370 | 0,30 |
| Titanyum (implant) | 110000 | 0,35 |
| Zirconya | 205000 | 0,22 |
| Cr- Co | 218000 | 0,33 |
| PEEK | 4100 | 0,40 |
| Titanyum (altyapı) | 110000 | 0,28 |

Sınır ve Yükleme Koşulları

Modeller maksillanın superior yüzeyinden sabitlendi ve tüm yapılar sıkıca yapışık olarak modellendi. Okluzal kuvvetler dişlerin oklüzal yüzeyine palatobukkal yönde 45° lik bir açıyla bilateral olarak uygulandı [19]. Sağlıklı bireyler için kanin dişlerine, küçük azı dişlerine ve birinci azı dişlerine sırasıyla 100, 150, 150 ve 200 N kuvvet uygulandı. Bruksist bireyler için aynı dişlere sırasıyla 250, 375, 375 ve 500 N kuvvet uygulandı [20-22].

Analiz

Trabeküler ve kortikal kemikteki stresleri analiz etmek için daha önceki çalışmalara benzer olarak [23, 24] hem von Mises gerilim değerleri (vM) hem de principal stres değerleri (minimum principal stres (Pmin) ve maksimum principal stres (Pmax)) kullanıldı. Değerlendirme için en yüksek stres değerleri dikkate alındı ve değerler megapaskal (MPa) cinsinden kaydedildi. Pmax ve Pmin sırasıyla kemiğin gerilme ve basma dayanımını aştığında aşırı yükleme olacağı kabul edildi [25, 26]. Kortikal kemiğin gerilme dayanımı 115 Mpa, basma dayanımı 151 MPa olduğu varsayıldı [27].

İmplantlar, dayanaklar, vidalar, altyapılar ve kronlar vM kriterine göre analiz edildi [17, 28]. vM değerleri yapıların akma dayanımlarını aştığında aşırı yükleme olacağı kabul edildi. Yapıların kabul edilen akma sınırı; implantlar için 785 Mpa [29], dayanaklar ve vidalar için 508 Mpa [30] ve kronlar için 3292 Mpa [31]' dir. Geometrisi ve kalınlığından etkilendiği için altyapıların akma sınırı için belirli bir eşik yoktur. Bu nedenle altyapılar akma limiti kriteri ile değerlendirilmedi.

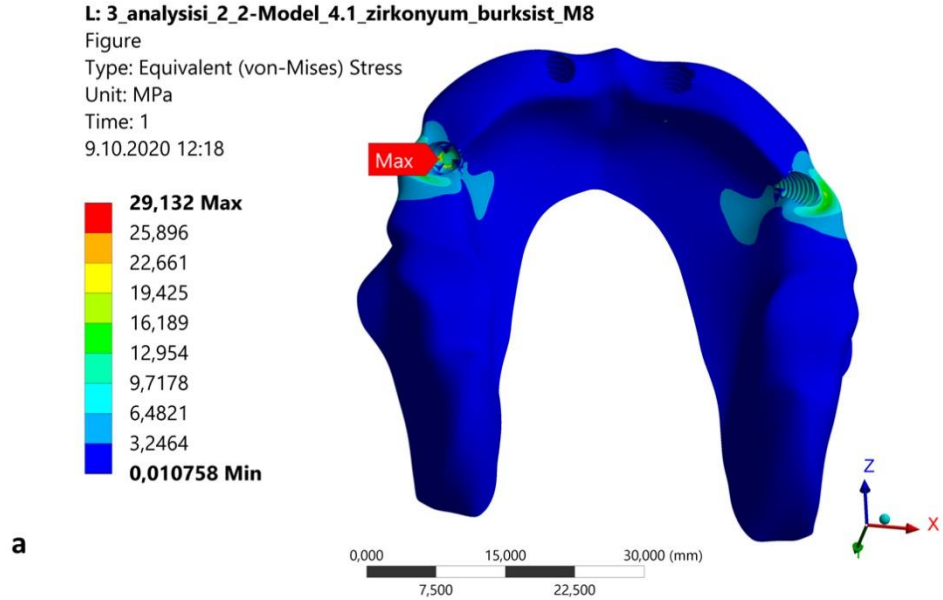
3. Bulgular

Pik stresler trabeküler kemikte posterior implantların apeks bölgesinde (Şekil 2), kortikal kemikte posterior implantların boyun bölgesinde yoğunlaştı (Şekil 3). Hem trabeküler hem de kortikal kemikte pik stresler model 2>model 3>model 4>model 1 olarak sıralandı. Pik Pmin değerleri, C-B, P-S, P-B, T-B ve Z-B' de kortikal kemiğin basma dayanımını aştı. Ayrıca T-B, P-S ve P-B' deki pik Pmax değeri, kortikal kemiğin gerilme dayanımını aştı (Tablo 2).

Tablo 2: Trabeküler ve kortikal kemikteki stres değerleri

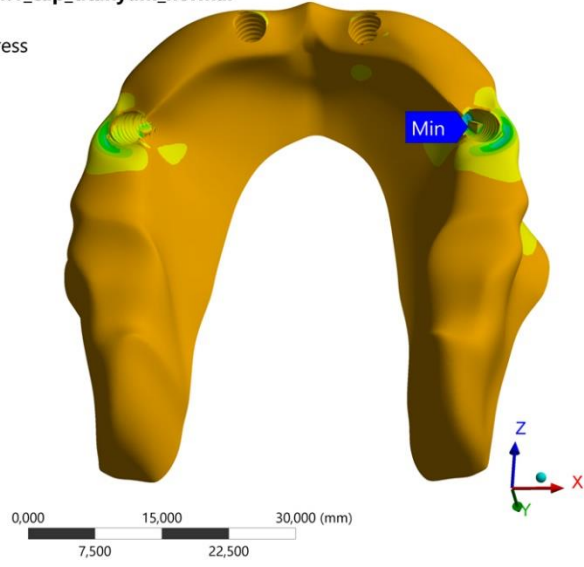
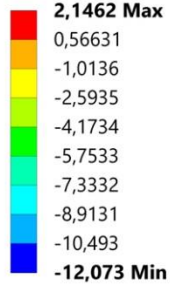
| | vM | | Pmin | | Pmax | |
|------------|------------------|----------------|------------------|----------------|------------------|----------------|
| | Trabeküler Kemik | Kortikal Kemik | Trabeküler Kemik | Kortikal Kemik | Trabeküler Kemik | Kortikal Kemik |
| C-S | 11,3 | 88,2 | -10,0 | -105,4 | 9,1 | 39,1 |
| C-B | 28,4 | 220,3 | -25,1 | -263,6 | 22,7 | 97,8 |
| P-S | 23,2 | 260,0 | -17,9 | -276,3 | 19,2 | 118,5 |
| P-B | 58,0 | 650,1 | -44,9 | -690,7 | 48,2 | 296,1 |
| T-S | 13,7 | 127,0 | -12,0 | -132,0 | 11,1 | 44,7 |
| T-B | 35,8 | 279,4 | -29,9 | -341,5 | 24,2 | 127,1 |
| Z-S | 11,6 | 91,5 | -10,2 | -108,5 | 9,2 | 40,3 |
| Z-B | 29,1 | 228,8 | -25,5 | -271,3 | 23,2 | 100,8 |

* Değerler MPa cinsinden verilmiştir. Kalın yazılan değerler aşırı yüklemeyi gösterir. C: Cr-Co; P:PEEK; T: Titanyum; Z: Zirkonya; S: Sağlıklı; B: Bruksist



H: 3_analysisi_2_2-Model_4.1_cap_titanyum_normal

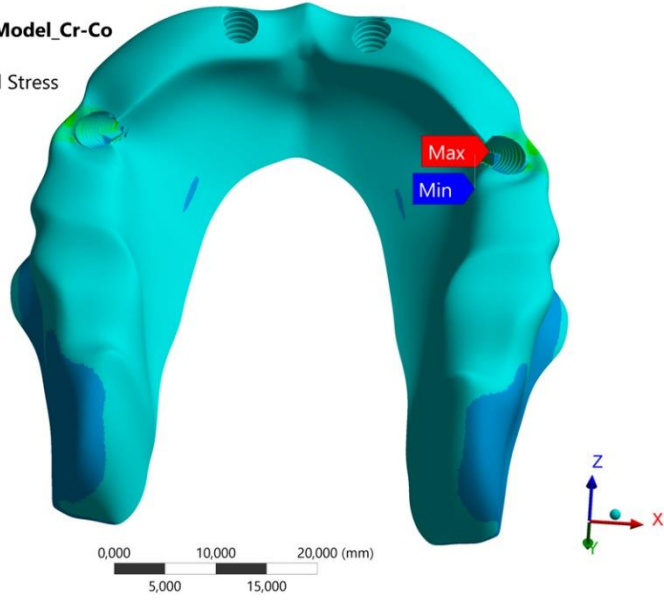
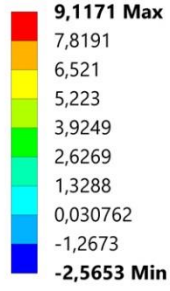
Figure
Type: Minimum Principal Stress
Unit: MPa
Time: 1
9.10.2020 10:28



b

C: 1_2_3_analysisi_2-2_Model_Cr-Co

Figure
Type: Maximum Principal Stress
Unit: MPa
Time: 1
24.09.2020 17:24

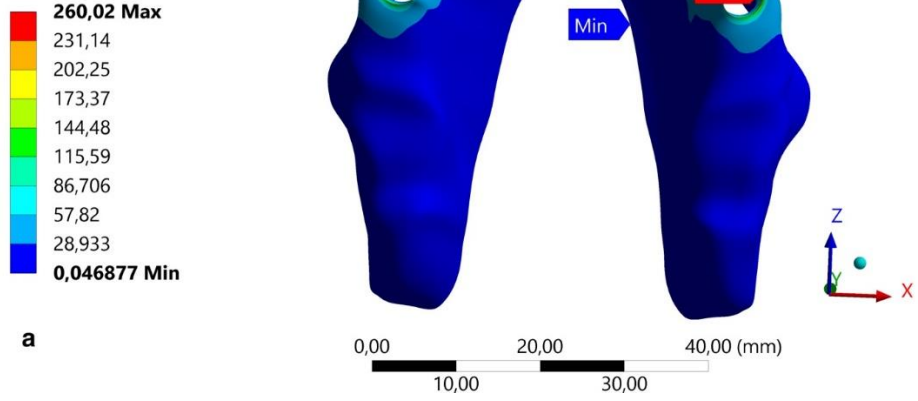


c

Şekil 2: Trabeküler kemikte oluşan stres dağılımı. (a) Von Mises stres (b) Minimum principal stres (c) Maksimum principal stres.

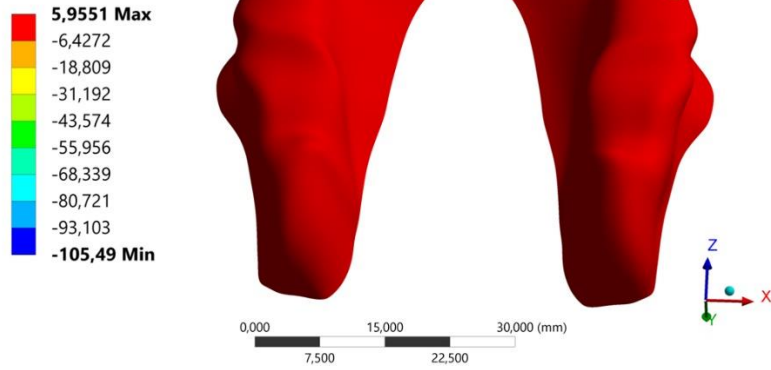
J: 3_analysisi_2_2-Model_4.1_cap_peek_normalM3

Figure
Type: Equivalent (von-Mises)
Unit: MPa
Time: 1
12.01.2023 11:45



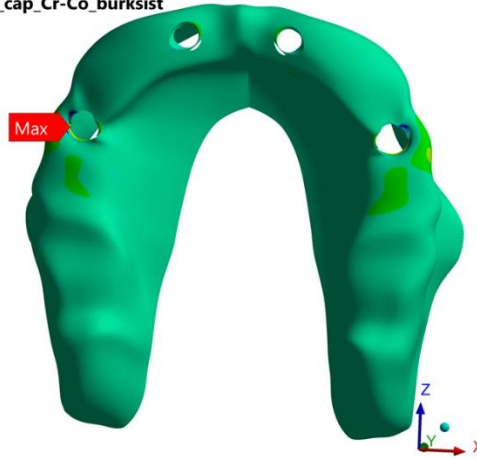
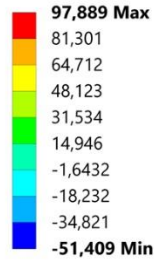
C: 1_2_3_analysisi_2-2_Model_Cr-Co

Figure
Type: Minimum Principal Stress
Unit: MPa
Time: 1
7.10.2020 15:44



G: 2_3_analysisi_2_2-Model_4.1_cap_Cr-Co_burksist

Figure
Type: Maximum Principal Stress
Unit: MPa
Time: 1
7.10.2020 17:29



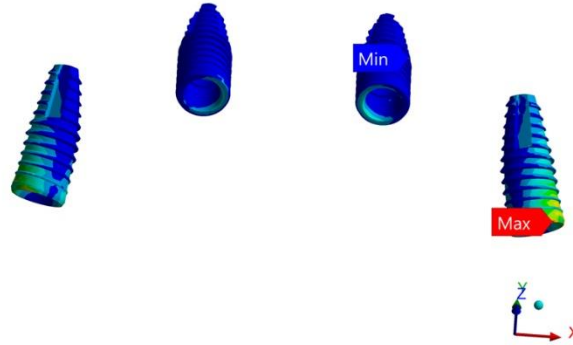
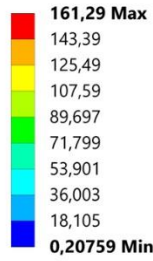
c

Şekil 3: Kortikal kemikte oluşan stres dağılımı. (a) Von Mises stres (b) Minimum principal stres (c) Maksimum principal stres.

İmplantlarda oluşan stresler posterior implantların boyun kısmında bukkal bölgede yoğunlaştı. Buna uygun olarak posterior dayanak ve dayanak vidalarında daha yüksek stres saptandı (Şekil 4). Pik vM stresleri tüm implant elemanlarında model 2>model 3>model 4>model 1 olarak sıralandı. T-B' deki dayanaklarda ve P-B' deki implant ve dayanaklarda aşırı yükleme kaydedildi. Bunun dışında implant, dayanak ve vidalar üzerindeki diğer tüm stres değerleri malzemelerin akma sınırının altındaydı (Tablo 3).

H: 3_analysisi_2_2-Model_4.1_cap_titanyum_normal

Figure
Type: Equivalent (von-Mises) Stress
Unit: MPa
Time: 1
9.10.2020 10:21



a

I: 3_analysisi_2_2-Model_4.1_cap_zirkonya_normalM7

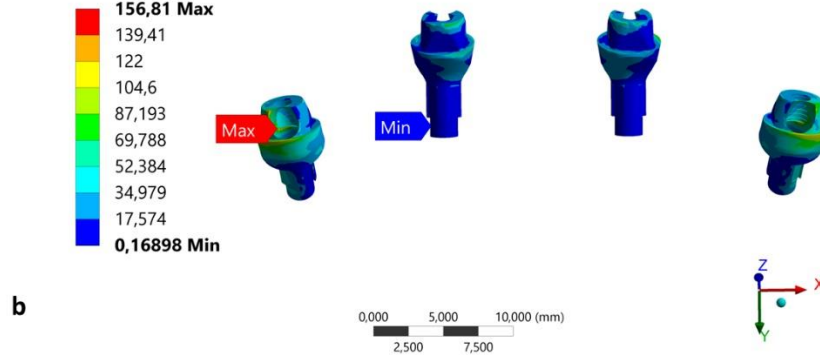
Figure

Type: Equivalent (von-Mises) Stress

Unit: MPa

Time: 1

9.10.2020 11:28



b

H: 3_analysisi_2_2-Model_4.1_cap_titanyum_normal

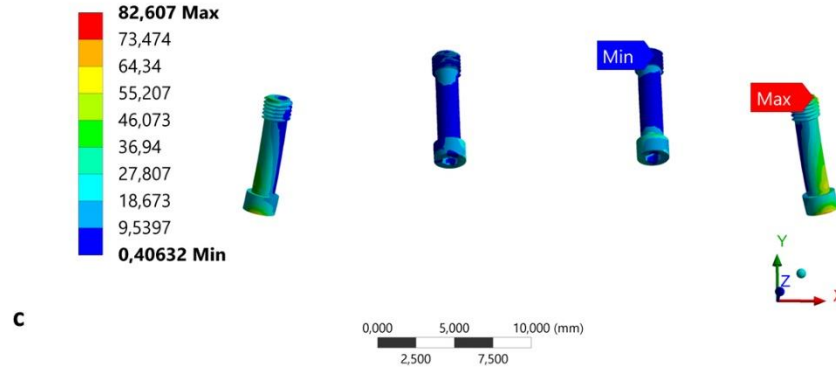
Figure

Type: Equivalent (von-Mises) Stress

Unit: MPa

Time: 1

9.10.2020 10:24



c

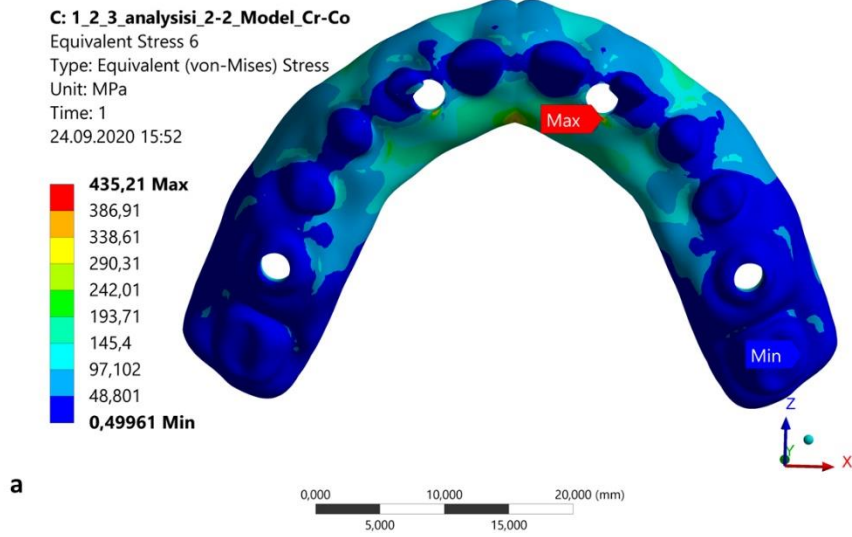
Şekil 4: İmplant elemanları üzerindeki von Mises stres dağılımları. (a) İmplantlar (b) Dayanaklar (c) Vidalar.

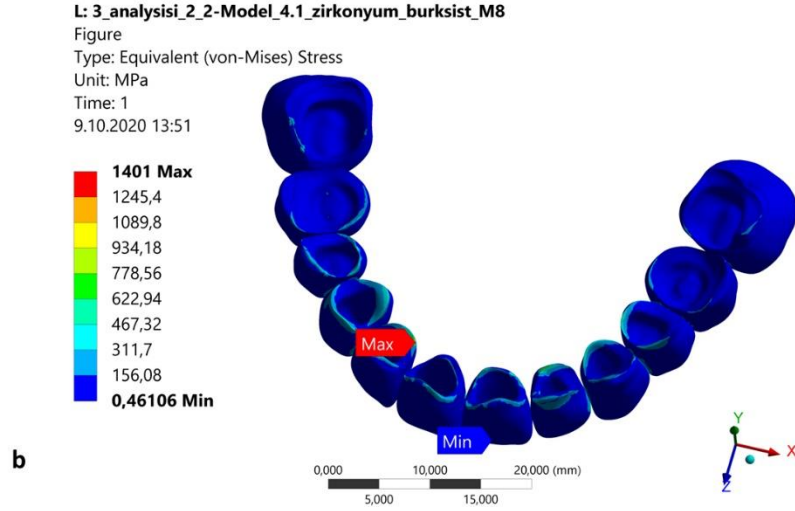
Altyapılarda oluşan pik stresler anterior dayanaklar etrafında palatinal bölgede yoğunlaştı. Orta hattın palatinal bölgesinde de yüksek stres seviyeleri gözlemlendi. Kronlardaki pik stresler, anterior dayanaklar üzerindeki kronların marjinal kenarında palatal bölgede yoğunlaştı (Şekil 5). Pik vM gerilimleri altyapılarda model 2>model 1>model 4>model 3, kronlarda ise model 2>model 3>model 4>model 1 olarak sıralandı. P-B' deki kronlarda oluşan en yüksek vM stres değeri, malzemenin akma sınırını aştı (Tablo 3).

Tablo 3: İmplant ve protez elemanlarındaki von Mises stres değerleri

| | İmplantlar | Dayanaklar | Vidalar | Altyapılar | Kronlar |
|------------|--------------|--------------|---------|------------|---------------|
| C-S | 111,3 | 150,0 | 56,0 | 435,4 | 548,4 |
| C-B | 278,4 | 375,1 | 140,0 | 1087,6 | 1371,0 |
| P-S | 380,5 | 348,8 | 169,0 | 544,3 | 1929,8 |
| P-B | 951,4 | 871,9 | 422,4 | 1360,8 | 4824,4 |
| T-S | 161,2 | 190,5 | 82,6 | 379,2 | 632,0 |
| T-B | 390,2 | 534,4 | 175,7 | 897,1 | 1529,2 |
| Z-S | 115,4 | 156,8 | 58,4 | 431,9 | 560,2 |
| Z-B | 288,7 | 391,8 | 146,1 | 1079,7 | 1401,0 |

* Değerler MPa cinsinden verilmiştir. Kalın yazılan değerler aşırı yüklemeyi gösterir. C: Cr-Co; P:PEEK; T: Titanyum; Z: Zirkonya; S: Sağlıklı; B: Bruksist





Şekil 5: Protetik elemanlardaki von Mises stres dağılımları. (a) Altyapı (b) Kronlar.

4. Tartışma ve Sonuç

Bu SEA çalışmasında, bruksist ve sağlıklı bireyleri temsil eden iki farklı yükleme kuvveti altında, farklı protetik altyapı materyallerinin maksiller all-on-4 konseptlerindeki stres seviyeleri ve dağılımları üzerindeki etkileri incelendi. Stres seviyeleri ve dağılımları yükleme kuvvetlerinden ve protez altyapı malzemesinden etkilendiği için sıfır hipotezi reddedildi.

Literatürde all-on-4 konseptinde farklı altyapıların biyomekanik etkilerini inceleyen benzer SEA çalışmaları bulunmaktadır [11-15]. Bu çalışmanın önceki çalışmalardan temel farkı trabeküler kemik, kortikal kemik, implantlar, dayanaklar, dayanak vidaları, protetik altyapılar ve kronlar dahil olmak üzere sistemin tüm bileşenleri üzerindeki stresleri araştırmış olmasıdır. Tüm bu bileşenlerin etkileşimlerini insanlarda intraoral olarak incelemek neredeyse imkansız olduğundan bu çalışmanın sonuçları maksiller all-on-4 sisteminin biyomekaniği hakkında değerli bilgiler sağlamaktadır. Bununla birlikte alt ve üst çeneler, oklüzal kuvvetler altında farklı biyomekanik davranışlar sergileyeceğinden bu çalışmanın sonuçları mandibular all-on-4 konsepti için genellenemez.

Fizyolojik bir uyarı tolere edilebilir sınırı aştığında kemik rezorpsiyonuna neden olabilir [32]. Kemik rezorpsiyonu için eşik bilinmemekle birlikte Pmax ve Pmin değerleri sırasıyla gerilme ve basma dayanımlarını aştığında aşırı yükleme olacağı varsayılmaktadır [25, 26]. Bununla birlikte, literatürde bildirilen gerilme ve basma dayanımı değerleri maksilla veya mandibulaya özgü olmayıp daha ziyade tibia, femur, fibula ve vertebra gibi kemiklerin analizinden elde edilmiştir [27]. Bu nedenle, bu çalışmadaki aşırı yükleme bulguları, klinik koşullarda mutlaka kemik kaybı olacağını veya tedavinin başarısız olacağını göstermez. Ancak, pik streslerin posterior implantlar etrafında yoğunlaştığı göz önüne alındığında, bruksist yükleme altında tüm modellerde pik Pmin değerlerinin kortikal kemiğin basma dayanımı aşması ve P-S, P-B ve T-B' deki pik Pmax değerlerinin kortikal kemiğin gerilme dayanımını aşması özellikle ince kortikal kemiğe sahip posterior maksillada kritik olabilir [26].

Protetik altyapı malzemesi ve geometrisi, peri-implant kemikteki stres dağılımını etkiler [16]. Altyapının işlevi, implantları birbirine splintleyerek oklüzal kuvvetlerin dengeli bir şekilde dağılmasını sağlamaktır. İmplant destekli tam ark sabit protezlerdeki altyapıların biyomekanik davranışları ve peri-implant kemikteki stres dağılımı üzerindeki olası etkileri hakkında çeşitli bilgiler bulunmaktadır [9, 11-15]. Çalışmalar, polimerik olmayan rijit altyapıların şok emici olmadığını ve bu nedenle kemik-implant arayüzüne daha fazla stres ilettiğini göstermiştir [14]. Polimerik altyapılar şok emici özellikleri sayesinde altta yatan kemiğe dengeli bir stres aktarımı sağlar ve ağızdaki aktif stres noktalarının potansiyel zararlı etkilerini azaltır [9]. Bununla birlikte, implant destekli tam ark sabit protezlerde daha iyi stres dağılımı elde etmek ve peri-implant kemikte aşırı yüklemeye neden olabilecek stresleri azaltmak için implantların rijit bir altyapı ile splintlenmesi önerilir [10] ve polimerik altyapılar gereken

rijitliği sağlamayabilir. Son SEA çalışmalarında, altyapının sertliği arttıkça peri-implant kemiğe iletilen streslerin azaldığı ve altyapının kendi içindeki streslerin arttığı bildirilmiştir [11-15]. Ek olarak, PEEK gibi polimerik altyapıların şok emici etkisinin sınırlı olduğunu ve polimerik olmayan rijit altyapıların protezin genel bileşenleri için daha güvenli ve tercih edilen stres dağılımı gösterdiğini bildirmişlerdir [11, 13]. Bu çalışmalarla uyumlu olarak, çalışmamızda peri-implant kemik ve implant elemanlarında meydana gelen stresler krom-kobalt ve zirkonya altyapılı modellerde benzerken titanyum altyapılı modelde daha yüksek stres meydana geldi. PEEK altyapıları ise peri-implant kemik ve implant elemanlarında en yüksek stresleri üretti. PEEK altyapıya sahip modeldeki yapılarda görülen aşırı yüklemeler bu altyapının diğer altyapılara göre daha fazla biyomekanik komplikasyona neden olabileceğini düşündürdü. T-B' de kortikal kemik ve dayanakların aşırı yüklenmesi de dikkat çekicidir ve bruksist bireylerde önemli olabilir. Altyapılarda oluşan stresler değerlendirildiğinde, polimerik olmayan altyapıların elastisite modülü arttıkça, altyapı içindeki stresler de arttı. Bu sonuç nceki SEA çalışmalarını desteklemektedir. PEEK altyapı polimerik olmayan altyapılardan farklı bir davranış gösterdi. PEEK altyapı en düşük elastisite modülüne sahip olmasına rağmen diğer altyapılara göre daha yüksek bir i gerilim değerini gösterdi. nceki alışmalar bruksizmin maksiller all-on-4 konseptinde meydana gelen protez komplikasyonlarının birincil nedeni olduğunu göstermektedir [2, 33, 34]. Bu çalışmada, polimerik olmayan altyapılarla desteklenen kronlardaki stres değerleri malzemenin akma sınırının altındaydı. Ancak PEEK ile desteklenen kronlarda bruksist yüklenme altında aşırı yükleme meydana geldi. Bu sonuç, yüksek okluzal kuvvetler varlığında PEEK altyapıya sahip all-on-4 restorasyonlarda daha fazla protetik komplikasyon oluşacağını gösterebilir. Bu çalışmada kronlar siman tutuculu olarak modellendi. Ancak kronlar ve altyapılar arasında bir siman tabakası modellenmedi ve kron-altyapı bağlantısı %100 kabul edildi. Bununla birlikte klinik olarak kron ve altyapı arasındaki siman tabakası oklüzal streslerin dağılımına bir etki yapabilir [35]. Sonuçlar değerlendirilirken çalışmanın bu kısıtlaması göz önünde bulundurulmalıdır.

SEA çalışmalarında stres dağılımı büyük ölçüde yükleme koşulundan etkilendiğinden [26] gerçekçi sonuçlar elde etmek için klinik koşullarla uyumlu yükleme koşullarının belirlenmesi esastır. Çalışmamızda ısırma yönlerini daha gerçekçi yansıttığı ve kortikal kemik üzerinde daha fazla strese neden olduğu için oblik yükler kullanıldı [19]. Kuvvet büyüklüğünü belirlemek için literatürdeki ısırma kuvveti ve kas aktivitesi ölçüm çalışmalarından yararlanıldı [20-22]. Bruksist yükleme için sağlıklı bireylere göre 2,5 kat daha fazla kuvvet uygulandı [3, 4].

SEA; sınır ve yükleme koşulları, malzeme özellikleri ve çoğu değerlişkenin sabit olduğu varsayımı gibi doğal sınırlamalara sahiptir [28]. Çalışmamızda, nceki SEA çalışmalarında olduğu gibi tüm malzemeler homojen, izotropik ve lineer elastik kabul edildi [26, 28]. Ancak canlı bir doku olan kemik dokusu yoğunluk ve yapı olarak homojenlik göstermez ve izotropik değerildir [25]. Literatürdeki histolojik çalışmalarda kemik-implant temasının %30 ile %70 arasında değerliştiği belirtilmesine rağmen [18], daha nceki SEA çalışmalarında olduğu gibi çalışmamızda da kemik-implant teması %100 kabul edildi [11, 17, 28]. Ayrıca bu çalışmada tek bir maksilla modeli üzerinden analiz yapılması, maksillanın sadece alveolar kısmının modellenmesi (yani sinüsler olmadan) ve kortikal kemiğin üniform olarak 2 mm olarak modellenmesi bu çalışmanın diğer kısıtlılıklarıydı. Daha ileri in vitro ve in vivo çalışmalarda bu kısıtlamalar göz önünde bulundurularak sadece maksilla değeril mandibulayı da değerlendiren çalışma tasarımları gerçekleştirilmelidir.

Bu çalışmanın kısıtlamaları dahilinde aşağıdaki sonuçlara ulaşıldı:

1. Biyomekanik olarak PEEK altyapı, kemik dokusu ve çevresindeki yapılar üzerinde polimerik olmayan altyapılara göre daha yüksek stres üretti. Krom-kobalt ve zirkonya altyapılar birbirine benzer sonuçlar gösterdi. Krom-kobalt ve zirkonya ile karşılaştırıldığında titanyum altyapı peri-implant kemiğe, implant elemanlarına ve kronlara daha fazla stres ilettili.

2. Bruksizm gibi yüksek oklüzal kuvvetlerin varlığında, maksiller all-on-4 tedavisinde protez altyapı materyalinden bağımsız olarak peri-implant kortikal kemiğin aşırı yüklenmesi meydana gelebilir. Bu nedenle bruksist bireylerde all-on-4 konsepti planlanırken dikkatli olunmalıdır.

Etik Beyanı

Bu çalışmada, "Yükseköğretim Kurumları Bilimsel Araştırma ve Yayın Etiği Yönergesi" kapsamında uyulması gerekli tüm kurallara uyulduğunu, bahsi geçen yönergenin "Bilimsel Araştırma ve Yayın Etiğine Aykırı Eylemler" başlığı altında belirtilen eylemlerden hiçbirinin gerçekleştirilmediğini taahhüt ederiz.

Bu çalışma, 08–11 Eylül 2022 tarihlerinde İstanbul’ da gerçekleştirilen Türk Dişhekimleri Birliği 26. Uluslararası Dişhekimliği Kongresi’ nde özet sözlü bildiri olarak sunulmuştur.

Kaynakça

- [1] Sadowsky SJ. 2019. Occlusal overload with dental implants: a review. *International journal of implant dentistry*, 5(1), 1-5.
- [2] Misch CE. 2002. The effect of bruxism on treatment planning for dental implants. *Dentistry today*, 21(9), 76-81.
- [3] Okeson, J. P. 2019. *Management of temporomandibular disorders and occlusion-E-book*. Elsevier Health Sciences, 130s.
- [4] Gibbs CH, Mahan PE, Mauderli A, Lundeen HC, Walsh EK. 1986. Limits of human bite strength. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 56(2), 226-229.
- [5] Manfredini D, Poggio CE, Lobbezoo F. 2014. Is bruxism a risk factor for dental implants? A systematic review of the literature. *Clinical implant dentistry and related research*, 16(3), 460-469.
- [6] Lobbezoo F, Brouwers J, Cune M, Naeije M. 2006. Dental implants in patients with bruxing habits. *Journal of oral rehabilitation*, 33(2), 152-159.
- [7] Chrcanovic BR, Kisch J, Albrektsson T, Wennerberg A. 2016. Bruxism and dental implant failures: a multilevel mixed effects parametric survival analysis approach. *Journal of oral rehabilitation*, 43(11), 813-823.
- [8] de Araújo Nobre M, Moura Guedes C, Almeida R, Silva A. 2021. Poly-ether-ether-ketone and implant dentistry: the future of mimicking natural dentition is now! *Polymer International*, 70(8), 999-1001.
- [9] Menini M, Conserva E, Tealdo T, Bevilacqua M, Pera F, Signori A, et al. 2013. Shock absorption capacity of restorative materials for dental implant prostheses: an in vitro study. *International Journal of Prosthodontics*, 26(6), 549-556
- [10] Pieri F, Aldini NN, Fini M, Corinaldesi G. 2009. Immediate occlusal loading of immediately placed implants supporting fixed restorations in completely edentulous arches: a 1-year prospective pilot study. *Journal of periodontology*, 80(3), 411-421.
- [11] Sirandoni D, Leal E, Weber B, Noritomi PY, Fuentes R, Borie E. 2019. Effect of Different Framework Materials in Implant-Supported Fixed Mandibular Prostheses: A Finite Element Analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 34(6), 107-114.
- [12] Tribst JPM, de Moraes DC, Alonso AA, Dal Piva AMdO, Borges ALS. 2017. Comparative three-dimensional finite element analysis of implant-supported fixed complete arch mandibular prostheses in two materials. *The Journal of the Indian Prosthodontic Society*, 17(3), 255.
- [13] Lee K-S, Shin S-W, Lee S-P, Kim J-E, Kim J-H, Lee J-Y, et al. 2017. Comparative Evaluation of a Four-Implant-Supported Polyetherketoneketone Framework Prosthesis: A Three-Dimensional Finite Element Analysis Based on Cone Beam Computed Tomography and Computer-Aided Design. *International Journal of Prosthodontics*, 30(6), 581-585.
- [14] Bhering CLB, Mesquita MF, Kemmoku DT, Noritomi PY, Consani RLX, Barão VAR. 2016. Comparison between all-on-four and all-on-six treatment concepts and framework material on stress distribution in atrophic maxilla: A prototyping guided 3D-FEA study. *Materials Science and Engineering: C*, 69, 715-725.
- [15] Favot L-M, Berry-Kromer V, Haboussi M, Thiebaud F, Zineb TB. 2014. Numerical study of the influence of material parameters on the mechanical behaviour of a rehabilitated edentulous mandible. *Journal of dentistry*, 42(3), 287-297.
- [16] Martin-Fernandez E, Gonzalez-Gonzalez I, deLlanos-Lanchares H, Mauvezin-Quevedo MA, Brizuela-Velasco A, Alvarez-Arenal A. 2018. Mandibular flexure and peri-implant bone stress distribution on an implant-supported fixed full-arch mandibular prosthesis: 3D finite element analysis. *BioMed research international*, 2018.
- [17] de Melo Jr EJM, Francischone CE. 2019. Three-dimensional finite element analysis of two angled narrow-diameter implant designs for an all-on-4 prosthesis. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 124(4), 477-484.
- [18] Geng J-P, Tan KB, Liu G-R. 2001. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *The Journal of prosthetic dentistry*, 85(6), 585-598.
- [19] Holmgren EP, Seckinger RJ, Kilgren LM, Mante F. 1998. Evaluating Parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis a two-dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction. *Journal of Oral Implantology*, 24(2), 80-88.

- [20] De Rossi M, Santos CM, Migliorança R, Regalo SCH. 2014. All on F our® Fixed Implant Support Rehabilitation: A Masticatory Function Study. *Clinical implant dentistry and related research*, 16(4), 594-600.
- [21] Mericske-Stern R, Assal P, Mericske E, Bürgin W. 1995. Occlusal force and oral tactile sensibility measured in partially edentulous patients with ITI implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 10(3), 345-354.
- [22] Richter E-J. 1995. In vivo vertical forces on implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 10(1), 99-107.
- [23] Sezer T, Kilic K, Esim E. 2022. Effect of anterior implant position on biomechanical performance in the maxillary all-on-four treatment: a 3-D finite element analysis. *Journal of Oral Implantology*, 48(3), 177-186.
- [24] Sezer, T., Kilic, K., & Esim, E. 2022. Effect of Implant Diameter and Bruxism on Biomechanical Performance in Maxillary All-on-4 Treatment: A 3D Finite Element Analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 37(4), 709-721.
- [25] Baggi L, Cappelloni I, Di Girolamo M, Maceri F, Vairo G. 2008. The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: a three-dimensional finite element analysis. *The Journal of prosthetic dentistry*, 100(6), 422-431.
- [26] Valera-Jiménez J, Burgueño-Barris G, Gómez-González S, López-López J, Valmaseda-Castellón E, Fernández-Aguado E. 2020. Finite element analysis of narrow dental implants. *Dental Materials*, 36(7), 927-935.
- [27] Martin RB, Burr DB, Sharkey NA, Fyhrie DP. 1998. *Skeletal tissue mechanics*: Springer, 127-181.
- [28] Kilic E, Doganay O. 2020. Evaluation of stress in tilted implant concept with variable diameters in the atrophic mandible: three-dimensional finite element analysis. *Journal of Oral Implantology*, 46(1), 19-26.
- [29] Bertl K, Isidor F, von Steyern PV, Stavropoulos A. 2020. Does implantoplasty affect the failure strength of narrow and regular diameter implants? A laboratory study. *Clinical Oral Investigations*, 1-9.
- [30] Coray R, Zeltner M, Özcan M. 2016. Fracture strength of implant abutments after fatigue testing: A systematic review and a meta-analysis. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 62, 333-346.
- [31] Tartuk BK, Ayna E, Başaran EG. 2019. Comparison of the Load-bearing Capacities of Monolithic PEEK, Zirconia and Hybrid Ceramic Molar Crowns. *Meandros Medical and Dental Journal*, 20(1), 45.
- [32] Frost HM. 1987. Bone "mass" and the "mechanostat": a proposal. *The anatomical record*, 219(1), 1-9.
- [33] Maló P, de Araujo Nobre M, Petersson U, Wigren S. 2006. A pilot study of complete edentulous rehabilitation with immediate function using a new implant design: case series. *Clinical implant dentistry and related research*, 8(4), 223-232.
- [34] Maló P, Rangert B, Nobre M. 2005. All-on-4 immediate-function concept with Brånemark System® implants for completely edentulous maxillae: a 1-year retrospective clinical study. *Clinical implant dentistry and related research*, 7, 88-94.
- [35] Kim, W. D., Jacobson, Z., & Nathanson, D. 1999. In vitro stress analyses of dental implants supporting screw-retained and cement-retained prostheses. *Implant dentistry*, 8(2), 141-151.