



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

AĞIZ DİŞ VE ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI

**BRUKSİZMLİ HASTALARDA PEEK,
ZİRKONYUM VE TİTANYUM DENTAL
İMLANT MATERYALLERİNİN D1-D4 KEMİK
DENSİTELERİNDE OLUŞTURDUKLARI
STRES DAĞILIMLARININ SONLU
ELEMANTAR METODU İLE İNCELENMESİ**

Ayşe Nur SAKAL

UZMANLIK TEZİ

Doç. Dr. Efe Can SİVRİKAYA

TRABZON-2023



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

AĞIZ DİŞ VE ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI

**BRUKSİZMLİ HASTALARDA PEEK,
ZİRKONYUM VE TİTANYUM DENTAL
İMLANT MATERYALLERİNİN D1-D4 KEMİK
DENSİTELERİNDE OLUŞTURDUKLARI
STRES DAĞILIMLARININ SONLU
ELEMENLAR METODU İLE İNCELENMESİ**

Ayşe Nur SAKAL
ORCID: 0000-0002-3418-5379

UZMANLIK TEZİ

Doç. Dr. Efe Can SİVRİKAYA
ORCID: 0000-0001-6798-7610

TRABZON-2023

BEYAN

Bu tez çalışmasının Karadeniz Teknik Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Hazırlama ve Yazım Kılavuzu standartlarına uygun olarak hazırlanarak yazıldığını, tezin akademik ve etik kurallara bağlı kalınarak gerçekleştirilmiş özgün bir bilimsel araştırma eserim olduğunu, tezde yer alan ve bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen tüm bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve kullanılan kaynakların kaynaklar listesinde yer aldığını, tezin çalışılması ve yazımı aşamalarda patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

19.10.2023

Ayşe Nur SAKAL

İthaf

Bu uzmanlık tezimi, her zaman yanımda olan canım aileme ithaf ediyorum.



TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim ve tez çalışmam süresince hiçbir fedakarlıktan kaçınmayan, bilgi ve birikimlerini bana aktarmasından mutluluk duyduğum sevgili hocam ve tez danışmanım sayın Doç. Dr. Efe Can SİVRİKAYA'ya,

Uzmanlık eğitimim boyunca üzerimde emeği geçen, mesleki bilgi ve tecrübeleriyle bana yardımcı olan değerli hocalarım Prof. Dr. Yavuz Tolga KORKMAZ'a, Prof. Dr. Cem ÜNGÖR'e, Doç Dr. Onur YILMAZ'a, Doç. Dr. Nuray YILMAZ ALTINTAŞ'a,

Uzmanlık eğitimime başladığım günden bugüne üzerimde çok emeği olan, desteğini ve iyi niyetini asla esirgemeyen değerli kıdemlilerim Yüksel ÇAKMAK'a, Gültekin ONAT'a, Sercan YILMAZ'a, Nejdet KOÇAK'a, Sefa Merve ARIKAN'a, Javid İHTİYAROV'a, Sezai ÇİFTÇİ'ye, Hüseyin YALÇINKAYA'ya ve değerli abim Onur YILMAZ'a

Uzmanlık eğitimim boyunca birlikte çalışmaktan büyük mutluluk duyduğum eş kıdemlilerim Fatih GİRGİN'e, Hale ATEŞ'e, Cavad BEHTİYARLI'ya, değerli asistan arkadaşlarım Helin Merve ÖZALP'e Ayşe BAYRAKTAR'a, Nazlı Gizem AK'a, Emre ULUBAY'a, Emil MAHAMMADLI'ya, Ahmet YAY'a

Birlikte çalışmaktan zevk aldığım, her zaman derdimizle dertlenen bizlere gerçek bir abla olan bölümümüz çalışanlarına,

Üniversitede başlayan dostluğumuzla kendimi asla yalnız hissetmediğim ailem gibi olan canım arkadaşlarım Reyhan ŞENKAL'a, Tunahan AKTAŞ'a,

Hayatım boyunca aldığım kararlarda yanımda olan, beni her zaman destekleyen, bugünlere gelmemi sağlayan, benim için hiçbir fedakarlıktan kaçınmayan annem Emine SAKAL'a, babam Nadir SAKAL'a, ablam Filiz SAKAL'a, abim Türker SAKAL'a,

Sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Arş. Gör. Ayşe Nur SAKAL

İÇİNDEKİLER

ŞEKİLLER DİZİNİ.....	iii
TABLolar DİZİNİ.....	iv
KISALTMALAR, FORMÜLLER, SİMGELER DİZİNİ.....	v
1. GİRİŞ ve AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1.Dental İmplant.....	3
2.1.1. Dental İmplantın Tanımı ve Tarihsel Gelişimi.....	3
2.1.2. Dental İmplantların Sınıflandırılması.....	4
2.1.2.1. Kemikle Olan İlişkilerine Göre İmplantlar.....	4
2.1.2.1.1. Endosseöz İmplantlar.....	4
2.1.2.1.2. Subperiostal İmplantlar.....	4
2.1.2.1.3. Transmandibular İmplantlar.....	4
2.1.3. Dental implant materyalleri.....	5
2.1.3.1.Metaller ve alaşımları	5
2.1.3.2.Seramikler.....	6
2.1.3.3.Poli eter eter keton (PEEK).....	7
2.1.4. Kemik dokusu ve Sınıflandırması.....	8
2.1.4.1.Alveoler kemiğin hacimsel değerlendirilmesi.....	8
2.1.4.2.Alveoler kemiğin yoğunluğunun değerlendirilmesi.....	10
2.2.Bruksizm.....	12
2.2.1. Bruksizmin Tanımı	12
2.2.2. Bruksizmin Etiyolojisi.....	12
2.2.3. Bruksizm Tedavisi.....	14
2.3.Stres Analizi.....	15
2.3.1. Gerilme (Stres)	15
2.3.2. Gerinim (Strain)	15
2.3.3. Asal stres.....	16
2.3.4. Von misses stresi	16
2.3.5. Yield stres.....	16

2.3.6. Elastisite modülü	17
2.3.7. Poisson oranı	17
2.3.8. İzotropi - Homojenite - Lineer Elastisite	17
2.3.9. Stres Analiz Yöntemleri.....	18
3. GEREÇ ve YÖNTEM.....	20
4. BULGULAR.....	29
5. TARTIŞMA.....	54
6. SONUÇLAR.....	68
7. KAYNAKLAR.....	69



ŞEKİLLER DİZİNİ

ŞEKİL 1. DENTAL İMPLANT TİPLERİ(20)	4
ŞEKİL 2. CAWOOD-HOWELL SINIFLAMASI(55)	9
ŞEKİL 3. MISCH-JUDY SINIFLAMASI(56).....	9
ŞEKİL 4. LEKHOLM VE ZARB'A GÖRE ÇENELER İÇİN DÖRT TİPTE KEMİK KALİTESİ(57)	10
ŞEKİL 5. MISCH KEMİK KALİTE SINIFLAMASI(59).....	11
ŞEKİL 6. MISCH'E GÖRE KEMİK TİPİNİN ANATOMİK LOKASYONA GÖRE SINIFLANDIRILMASI(60)	11
ŞEKİL 7. STRES-STRAIN GRAFİĞİ.....	17
ŞEKİL 8. THE VISIBLE HUMAN PROJECT CBCT GÖRÜNTÜLERİ(100).....	20
ŞEKİL 9. KORTİKAL VE TRABEKÜLER KEMİĞİN GÖRÜNTÜSÜ. A. D1 KEMİK. B. D4 KEMİK.....	21
ŞEKİL 10. İMPLANTLARIN MODELLENMESİ A. NOBEL PARALLEL. B. NOBEL PEARL	22
ŞEKİL 11. OLUŞTURULAN ÇALIŞMA MODELLERİ	24
ŞEKİL 12. MATEMATİKSEL MODEL (MESH MODEL)	25
ŞEKİL 13. OBLİK VE VERTİKAL YÜKLEME SENARYOSU	26
ŞEKİL 14. YORULMA ANALİZİNDE KULLANILAN DENKLEMLER.....	28
ŞEKİL 15. TİTANYUM VE PEEK MATERYALİNİN S-N EĞRİSİ.....	28
ŞEKİL 16. ZİRKONYA MATERYALİNİN S-N EĞRİSİ.....	28
ŞEKİL 17. MODEL 1'İN STRES DEĞERLERİNİN DAĞILIMI	29
ŞEKİL 18. MODEL 2'NİN STRES DEĞERLERİNİN DAĞILIMI	30
ŞEKİL 19. MODEL 3'ÜN STRES DEĞERLERİNİN DAĞILIMI	31
ŞEKİL 20. MODEL 4'ÜN STRES DEĞERLERİNİN DAĞILIMI	32
ŞEKİL 21. MODEL 5'İN STRES DEĞERLERİNİN DAĞILIMI	33
ŞEKİL 22. MODEL 6'NİN STRES DEĞERLERİNİN DAĞILIMI	34
ŞEKİL 23. MODEL 7'NİN STRES DEĞERLERİNİN DAĞILIMI	35
ŞEKİL 24. MODEL 8'İN STRES DEĞERLERİNİN DAĞILIMI	36
ŞEKİL 25. MODEL 9'UN STRES DEĞERLERİNİN DAĞILIMI	37
ŞEKİL 26. MODEL 10'UN STRES DEĞERLERİNİN DAĞILIMI	38
ŞEKİL 27. MODEL 1'İN STRES DEĞERLERİNİN DAĞILIMI	39
ŞEKİL 28. MODEL 2'NİN STRES DEĞERLERİNİN DAĞILIMI	40
ŞEKİL 29. MODEL 3'ÜN STRES DEĞERLERİNİN DAĞILIMI.....	41
ŞEKİL 30. MODEL 4'ÜN STRES DEĞERLERİNİN DAĞILIMI	42
ŞEKİL 31. MODEL 5'İN STRES DEĞERLERİNİN DAĞILIMI.....	43
ŞEKİL 32. MODEL 6'NİN STRES DEĞERLERİNİN DAĞILIMI	44
ŞEKİL 33. MODEL 7'NİN STRES DEĞERLERİNİN DAĞILIMI	45
ŞEKİL 34. MODEL 8'İN STRES DEĞERLERİNİN DAĞILIMI	46
ŞEKİL 35. MODEL 9'UN STRES DEĞERLERİNİN DAĞILIMI	47
ŞEKİL 36. MODEL 10'UN STRES DEĞERLERİNİN DAĞILIMI	48
ŞEKİL 37. OBLİK KUVVET UYGULANAN MODELLERİN D1 KEMİK DENSİTESİNDEKİ STRES DEĞERLERİ	51
ŞEKİL 38. OBLİK KUVVET UYGULANAN MODELLERİN D4 KEMİK DENSİTESİNDEKİ STRES DEĞERLERİ	51
ŞEKİL 39. VERTİKAL KUVVET UYGULANAN MODELLERİN D1 KEMİK DENSİTESİNDEKİ STRES DEĞERLERİ.....	52
ŞEKİL 40. VERTİKAL KUVVET UYGULANAN MODELLERİN D4 KEMİK DENSİTESİNDEKİ STRES DEĞERLERİ.....	53

TABLolar DİZİNİ

TABLO 1. ÇALIŞMA MODELLERİ	23
TABLO 2. SONLU ELEMANLAR ANALİZİNDE KULLANILAN MATERYALLERİN ÖZELLİKLERİ	25
TABLO 3. ÇALIŞMADAKİ MODELLERİN DÜĞÜM SAYISI VE ELEMAN SAYISI	27
TABLO 4: MODEL 1'İN STRES DEĞERLERİ	29
TABLO 5: MODEL 2'NİN STRES DEĞERLERİ	30
TABLO 6. MODEL 3'ÜN STRES DEĞERLERİ	31
TABLO 7. MODEL 4'ÜN STRES DEĞERLERİ	32
TABLO 8. MODEL 5'İN STRES DEĞERLERİ	33
TABLO 9. MODEL 6'NİN STRES DEĞERLERİ	34
TABLO 10. MODEL 7'NİN STRES DEĞERLERİ	35
TABLO 11. MODEL 8'İN STRES DEĞERLERİ	36
TABLO 12. MODEL 9'UN STRES DEĞERLERİ	37
TABLO 13. MODEL 10'UN STRES DEĞERLERİ	38
TABLO 14. MODEL 1'İN STRES DEĞERLERİ	39
TABLO 15. MODEL 2'NİN STRES DEĞERLERİ	40
TABLO 16. MODEL 3'ÜN STRES DEĞERLERİ	41
TABLO 17. MODEL 4'ÜN STRES DEĞERLERİ	42
TABLO 18. MODEL 5'İN STRES DEĞERLERİ	43
TABLO 19. MODEL 6'NİN STRES DEĞERLERİ	44
TABLO 20. MODEL 7'NİN STRES DEĞERLERİ	45
TABLO 21. MODEL 8'İN STRES DEĞERLERİ	46
TABLO 22. MODEL 9'UN STRES DEĞERLERİ	47
TABLO 23. MODEL 10'UN STRES DEĞERLERİ	48
TABLO 24. OBLİK KUVVET İMPLANT VE ABUTMENT ALTERNATİNG STRESS DEĞERLERİ VE YORULMA ANALİZİ SONUÇLARI	49
TABLO 25. VERTİKAL KUVVET İMPLANT VE ABUTMENT ALTERNATİNG STRESS DEĞERLERİ VE YORULMA ANALİZİ SONUÇLARI	50
TABLO 26. TİTANYUM, PEEK VE ZİRKONYA MATERYALLERİNİN SE , SY VE SU DEĞERLERİ	50

KISALTMALAR, SİMGELER ve FORMÜLLER DİZİNİ

Kısaltmalar

SEA	Sonlu Eleman Analizi
PEEK	Poli Eter Eter Keton
ISO	Uluslararası Standartizasyon Kurumu
Ti	Titanyum
Ti-6Al-4V	Ti-6 alüminum-4 vanadyum
CpTi	Saf titanyum
ZrO₂	Zirkonyum dioksit
Dcm	DICOM
N	Safety Factor
VMS	Von Mises Stress
CFR-PEEK	Karbon fiber takviyeli PEEK
GFR-PEEK	Cam fiber takviyeli PEEK
PMMA	Polimetil metakrilat
PPSU	Polifenilsulfon
f-PEEK	Polifenilsülfon

Simgeler

S_e	Endurance Limit
σ_a	Alternating stress
σ_m	Mean stress
S_u	Ultimate Strength
S_y	Yield Strength

ÖZET

BRUKSİZMLİ HASTALARDA PEEK, ZİRKONYUM VE TİTANYUM DENTAL İMLANT MATERYALLERİNİN D1-D4 KEMİK DENSİTELERİNDE OLUŞTURDUKLARI STRES DAĞILIMLARININ SONLU ELEMANLAR METODU İLE İNCELENMESİ

Amaç: Diş hekimliğinde SEA (Sonlu elemanlar analizi) ile yapılan ilk çalışma Ledley ve Huang tarafından 1968 yılında dişlerin üzerine gelen kuvvetlerin stres analizidir. Bu tarihten günümüze kadar bu yöntemin diş hekimliğinde kullanımı SEA'nın gerilme analizi ve stres analizi ölçümlerinde en uygun yöntem olarak görülmesi sebebiyle yaygınlaşmıştır. Bu çalışmanın amacı bruksizimli hastalara uygulanan dental implant tedavisinde alternatif olarak kullanılabileceği düşünülen poli eter eter keton (PEEK) ve zirkonya materyalleri ile altın standart olan titanyum materyalinin, implantta ve çevre kemikte oluşturduğu stresleri ve yorulma analizleri, sonlu elemanlar metodu ile kıyaslayarak değerlendirilmesi amaçlamıştır.

Materyal ve Metot: Bu çalışmada, tek diş eksikliğinde mandibulada oluşturulan D1 ve D4 tip alveol kemiği modellerine titanyum, PEEK ve zirkonyum implantlar tasarlanmıştır. İmplantlar üzerine titanyum, PEEK ve Zirkonya abutmentler seçilerek 20 ayrı model oluşturulmuştur. Kuronların bukkal tüberkül eğimlerine implantın uzun aksıyla dik ve 30° açı yapacak 500 N oblik ve 1000 N vertikal kuvvet uygulanmıştır. Sonlu elemanlar stres analizi ile oluşan stres değerleri ve yorulma analizi hesaplanmıştır.

Bulgular: D1 kemikte oluşan stres değerleri D4 kemikte oluşan stres değerlerinden daha düşük bulunmuştur. Oblik kuvvet uygulanan modellerde hem D1 hem de D4 kemik densitesinde daha yüksek stres değerleri göstermiştir. Von Mises stres değeri en yüksek zirkonya materyalinin kullanıldığı modellerdedir. PEEK materyalinde oluşan Von Mises stres değeri materyalin dayanım sınırını (Ultimate strength, S_u) aştığı için başarısız kabul edilmiştir. Zirkonya materyali ise yüksek akma dayanımına (Yield strength, S_y) sahip olması sebebiyle diğer materyallere göre daha başarılı bulunmuştur.

Sonuç: Zirkonya abutment kullanılan tüm modellerde hem kemikteki asal stres değerlerinde hem de dental implantlardaki Von Mises stres değerinde azalma görülmüştür.

Oblik kuvvetlerde dahi titanyum implant üzeri zirkon abutment uygulamasının stres dağılımına etkisinin olumlu olması sebebi ile bruksizm hastalarında bu materyallerin kullanılmasının döngüsel kuvvetlerde daha uzun ömüre sahip olacağı belirtilebilir.

Tiitanyum implant ve titanyum abutment modelinin bruksizmli hastalarda daha güvenli olduğu düşünülürken yapılan yorulma analizi sonucunda titanyum materyaline göre zirkonyanın tekrarlanan kuvvetler karşısında daha başarılı sonuç verdiği akılda tutulmalıdır.

Anahtar Kelimeler: Dental İmplant, Titanyum, PEEK, Zirkonya, Sonlu Elemanlar, Yorulma Analizi



ABSTRACT

FINITE ELEMENT ANALYSIS OF STRESS DISTRIBUTION OF PEEK, ZIRCONIA AND TITANIUM DENTAL IMPLANT MATERIALS ON D1-D4 BONE DENSITIES IN PATIENTS WITH BRUXISM

Objective: The first study using finite element analysis (FEA) in dentistry was the stress analysis of forces on teeth by Ledley and Huang in 1968. The use of this technique in dentistry has become widespread day by day. The aim of this study was to evaluate the stress and fatigue analysis of PEEK and zirconia materials, a potential alternative to titanium in dental implants for bruxic patients, using finite element analysis.

Materials and Methods: In this study, titanium, PEEK and zirconium implants were designed for D1 and D4 type alveolar bone models were designed in the mandible in single tooth deficiency. Titanium, PEEK and Zirconia abutments were selected on the implants and 20 different models were created. An oblique force of 500 N and a vertical force of 1000 N were applied perpendicular and 30° angle with the long axis of the implant. Stress values were calculated by finite element stress analysis and lifetimes were calculated by fatigue analysis.

Results: The stress values in D1 bone were lower than the stress values in D4 bone. Oblique force models showed higher stress values in both D1 and D4 bone densities. The highest Von Mises stress value was found in the models using zirconia material. The Von Mises stress value of PEEK material was considered failed because it exceeded the ultimate strength limit of the material (Ultimate strength, S_u). Zirconia material was considered more successful than other materials due to its high yield strength (Yield strength, S_y).

Conclusion: In all models using zirconia abutments, both the principal stress values in the bone and the Von Mises stress value in the dental implants were decreased. Because the effect of zirconia abutments on titanium implants on stress distribution in oblique forces is favourable, it can be concluded that the use of these materials in bruxism patients will have a longer life in cyclic forces. While titanium implant and titanium abutment model is thought to be more safe in patients with bruxism,

it should be remembered that zirconia gives more successful results against cyclic forces compared to titanium material as a result of fatigue analysis.

Keywords: Dental Implant, Titanium, PEEK, Zirconia, Finite Element, Fatigue Analysis



1. GİRİŞ ve AMAÇ

Günümüzde teknolojik gelişmelerin ışığında dental implantlar parsiyel ve total diş eksikliklerinin rehabilitasyonunda önemli bir tedavi alternatifi haline gelmiştir. Bu yüzden implant tedavisinde başarı oranını arttırmak için tedavi prensiplerinde çok çeşitli düzenlemeler ortaya konulmuştur. İmplantların dizaynı ve yüzey özellikleri, dişsiz bölgelere yerleştirilecek ideal çap, boy ve sayıda implant kullanımı, implantlara gelen yüklerin en uygun şekilde dağılımı ve implant üst yapısına uygun materyal seçimi gibi konularda en ideal tasarımı yakalayabilmek için araştırmalar hala devam etmektedir.

Çiğneme kaslarının gece ve/veya gün boyu sürdüğü aktiviteyle meydana gelen bruksizm, tekrarlayan diş gıcırdatmaları ve/veya diş sıkmaları olarak tanımlanmaktadır (1,2). Toplumda büyük oranda görülüyor olmasına rağmen hastalar bu alışkanlığının farkında değildirler. Bruksizm durumunda kas kuvvetinde artışa bağlı olarak dişlere gelen oklüzal kuvvetler artmaktadır. Bruksizme bağlı artan oklüzal yüklerden dolayı bireylerde temporomandibular eklem sorunları, dişlerde aşınmalar, restorasyon kırıkları ve dişlerde periodontal destek kaybı gibi sorunlar ortaya çıkmaktadır (3). Bruksizm durumunda oluşan bu sorunlara ilaveten bruksizimli bireylerde implant uygulamalarında ekstra özen gösterilmesi gerekmektedir. Aşırı oklüzal yükleme ve lateral kuvvetlerin etkisi sonucunda implant çevresinde kemik kaybı olabilmektedir (4).

İmplant uygulaması bruksizimli bireylerde sınırlayıcı risk faktörü olarak kabul edilse de kesin bir kontrendikasyon olarak görülmemektedir (5,6). Bruksizmi olan hastalarda dental implant uygulamalarında uzun dönem başarıyı etkileyen faktörlerden biri implantın çapıdır. Yapılan çalışmalarda çapın artırılması ile mekanik kuvvetler sonucunda oluşan yorulmanın ve özellikle bükme kuvvetlerinin etkili bir şekilde azaldığı bildirilmiştir (6,7). Farklı implant çaplarının gerilmeler üzerindeki etkinliğinin araştırıldığı bir çalışmada implant çapının 2 kat artırılması sonucunda kırılma dayanımının 16 kat arttığı bildirilmiştir (8).

Sonlu elemanlar stres analizi yöntemi dental implantoloji çalışmalarında sıklıkla tercih edilen ve in vivo şartlarda ölçülmesi güç olan kemik-implant-üst yapı sistemine ait gerilmelerin ölçülmesinde güvenilirliği olan bir yöntemdir (9). Stres analizinde amaç istenilen modelin gerçekte var olan modele mümkün olduğunca benzemesidir. Bununla beraber sonlu elemanlar stres analizi yöntemi gerçekte organizma üzerinde etkili olan kuvvetleri şiddet, yön ve tip olarak taklidini mümkün kılmaktadır (10).

Bu tez çalışmasında; dental implant materyaline alternatif olarak kullanılabileceği düşünülen poli eter eter keton (PEEK) ve zirkonya materyalleri ile altın standart olan titanyum materyalinin, implantta ve çevre kemikte oluşturduğu stresleri ve yorulma analizleri, sonlu elemanlar metodu ile kıyaslayarak değerlendirilmesi amaçlamıştır. Bu amaçla mandibulada oluşturulan D1 ve D4 tip alveol kemiği modelleri üzerinde farklı implant ve abutmentlerin materyallerinin, farklı okluzal yükler altında kortikal ve spongios kemikte oluşturdukları stres değerleri ve yorulma analizi karşılaştırmalı olarak incelenmiştir.



2. GENEL BİLGİLER

2.1.Dental İmplant

2.1.1. Dental İmplantın Tanımı ve Tarihsel Gelişimi

Dental implantlar, hastanın çeşitli nedenlerle kaybettiği dişlerin eksikliklerini gidermek, diş ve çevre dokularda meydana gelen kayıpları tedavi etmek amacıyla sabit veya hareketli protezler için mukoza veya periost altına yerleştirilen, kemik içinden ya da üzerinden proteze destek ve retansiyon sağlamak için kullanılan alloplastik materyallerdir (11–13). Ayrıca, Uluslararası standartizasyon kurumu (ISO) dental implantı; “mandibula ya da maksillada protetik uygulamaya destek sağlayacak, cerrahi olarak yerleştirilmiş materyal” şeklinde tanımlamıştır (14).

Diş kaybı, hem fizyolojik hem de psikolojik olarak insanoğlunu etkileyen bir durumdur ve tarih boyunca diş kayıplarını telafi etmenin yolları aranmıştır (15). İlk olarak tam dişsiz hastaların tedavisinde kullanılan implantlar ilerleyen zamanlarda elde edilen başarılı sonuçlar neticesinde birçok alanda kullanılmaya başlanmış ve zaman içerisinde her türlü diş eksikliklerinde kullanılabilen bir tedavi seçeneği haline gelmiştir (16).

Dental implantların uygulanmaları konusunda ilk uğraşların M.Ö 6000’li senelerde Orta Amerika’da Mayalar tarafından gerçekleştirildiği bilinmektedir. Arkeolojik kazılar sonucunda üst çene ve alt çeneye deniz kabukları, taşlar, tahta parçaları ve metallerin implante edildiği kafa kemiklerine rastlanılmıştır. İkinci yüzyıldan itibaren de hayvanların veya insanların dişleri yerleştirilmiştir. 1800’lerin başında Magglio çekimleri yeni yapılmış soketlere altından hazırlanan diş kökleri yerleştirmiştir. 1930’larda vitallyumdan (Cr-Co-Mo alaşımı) implantlar hazırlanmıştır. Hazırlanan bu implantlar uzun dönemde başarı gösteren ilk implantlar olarak bilinmektedir (17).

Branemark ve ark. osseoentegrasyonun tanımını yaparak, osseoentegre olan implantların üzerinde, uzun dönemde gerçekleştirilen ilk klinik araştırmayı 1970’ li yıllarda sunmuştur (18). Osseoentegrasyon kavramıyla beraber, titanyum(Ti) implantların, birinci kuşak olan makineyle işlenmiş düz yüzeye sahip implantlar, devamında ise ikinci kuşak olan implantlar geliştirilmiş ve yüzey özellikleri üzerine çeşitli araştırmalara başlanmıştır (14,19). Günümüze kadar sürekli gelişim gösteren titanyum esaslı dental implantlardan, implant destekli protetik restorasyonlarda sıkça faydalanılmaktadır (14).

2.1.2. Dental İmplantların Sınıflandırılması

2.1.2.1. Kemikle Olan İlişkilerine Göre İmplantlar:

2.1.2.1.1. Endosseoz (kemik içi) implantlar,

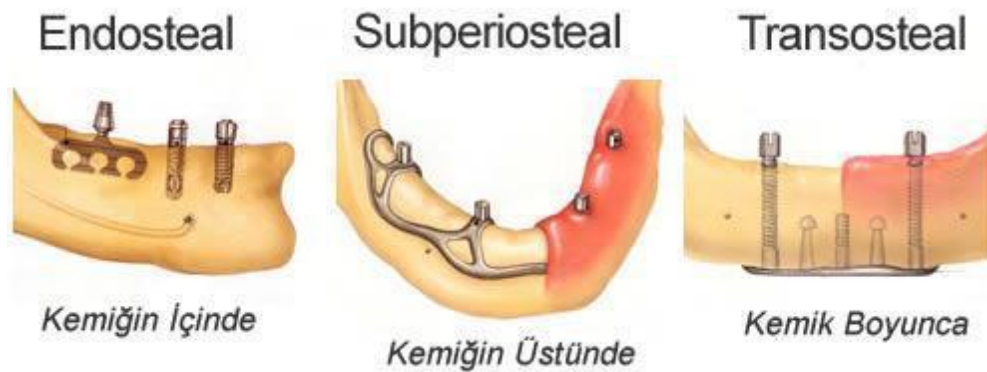
Endosseoz implantlar, alveol kemik üzerinde uygun frezlerle hazırlanan yuvaya yerleştirilen implant türüdür. Kemik içinde tutunmayı sağlayan implant gövdesi ile proteze desteklik sağlayan implant dayanağından oluşmaktadırlar. Günümüzde halen en yaygın olarak kullanılan implant türüdür. Sabit ve hareketli protezlerde kullanılabilmektedirler (20).

2.1.2.1.2. Subperiosteal implantlar,

Kemik üzerinde ve periosteumun altında çerçeve gibi seyrederek kemikten destek alan implantlardır. İlk olarak Dahl tarafından 1943'te uygulanmıştır. İntraosseöz implantların uygulanmasının zor olduğu ileri derece atrofik çenelerde kullanılabilen subperiosteal implantlarda okluzal stresler doğrudan kemiğe iletilmektedir. Mukoza üzerinden ölçü alınarak kişiye özel hazırlanan subperiosteal implantlar daha öncelerde metalden döküm yapılarak üretilmekteydi. Teknolojinin ilerlemesiyle CAD/CAM tekniği kullanılarak tomografi görüntüleri üzerinden üretilen yeni nesil subperiosteal implantlar tekrar gündeme gelmiştir (21).

2.1.2.1.3. Transmandibuler (transosseoz) implantlar

Mandibulayı boylu boyunca geçen transosteal pinler ile mandibula bazisine uzanan metal plaktan oluşmaktadır. İleri derecede atrofik mandibulalarda kullanılır ve ekstraoral yaklaşım ile uygulanmaktadır (22).



Şekil 1. Dental implant tipleri(20)

2.1.3. Dental implant materyalleri

2.1.3.1. Metaller ve alaşımları

Dental implant sistemlerinin çoğu metal veya metal alaşımlardan yapılmıştır. Bunlara örnek olarak; titanyum, tantalyum ve alüminyum alaşımı, vanadyum, kobalt, krom, molibden ve nikel metalleri gibi örnek verilebilir. Bu malzemeler genel olarak toplam dayanımlarına bakılarak seçilir. Restorasyonlarda sıklıkla kullanılan altın, platin gibi değerli metaller ve bunların alaşımları dental implantlar için daha az kullanılır (23).

Altın, palladyum, tantalyum, platin ve bu metallerin alaşımları da implant materyali olarak kullanılmıştır. Ancak bu materyaller inert olmadıklarından ve çok pahalı olduklarından dolayı günümüzde kullanılmamaktadır (24).

Günümüzde implantların yapımında en sık kullanılan materyaller titanyum ve titanyum alaşımlarıdır (25). Titanyumun diğer implant materyallerinden farklı olarak kemiğin elastiklik modülüne daha yakın olması, kuvvet dağılımı açısından daha avantajlı ve kabul edilebilir olmasını sağlamaktadır (26). Saf titanyuma (CpTi) direnci arttırmak amacıyla düşük miktarda alüminyum ve vanadyum ilave edilmesiyle elde edilen Ti-6Al-4V (Ti-6 alüminyum-4 vanadyum) formu dental implantlarda en çok kullanılan şeklidir (27,28).

Amerikan Test ve Malzemeler Derneği'nin titanyum sınıflandırmasına göre, titanyum demir ve oksijen içeriğine göre 5 gruba ayrılır. Tip 1, 2, 3, 4 saf titanyumu, tip 5 titanyum ise vanadyum ve alüminyum ile alaşımı olan Ti-Al6-V4 materyalini temsil etmektedir. Tip 1 titanyum saflık derecesi en yüksek titanyum materyali iken, tip 4 titanyum en yüksek dayanıma sahiptir. Tip 5 titanyum; vanadyum içermesi nedeniyle saf titanyum tiplerine göre daha toksik olup, daha fazla iyon salınımına sebep olmaktadır. Titanyumun saflık derecesi azaldıkça, daha az kemik teması oluşturduğu bilinmektedir. Dental implant üretiminde genellikle Tip 2, Tip 4, Tip 5 titanyum materyalleri kullanılmaktadır (29).

Son yıllarda tıbbi ve dental biyomateryal olarak titanyumun kullanımı, titanyumun mükemmel biyouyumluluk, korozyon direnci ve arzu edilen fiziksel ve mekanik özelliklerinden dolayı büyük ölçüde artmıştır. Günümüzde, titanyum ve alaşımları, parsiyel veya total olarak dişsiz olan hastaların tedavisinde dental implant materyali olarak altın standart olarak kullanılmaktadır (14,19,30). Titanyumun dental implant olarak kullanılmasındaki en önemli etken, yüzeyinde oluşan oksit tabakasının sert ve yumuşak

dokularla direkt bağlantı kurabilmesidir (31). Titanyum dental implantların değerlendirildiği 10 senelik klinik çalışmalarda, başarı oranlarının %86-95 olduğu belirlenmiştir (32–34).

Titanyum biyouyumlu bir malzeme olarak kabul edilir. Ancak son klinik raporların ışığında; kalp pillerinde, kalça protezlerinde, cerrahi klipslerde veya osteosentezde, titanyumla ilişkili dermatit ya da granümatöz reaksiyonlara sebep olması dolayısıyla, titanyum kullanımı ile ilgili alerji konusunda tartışmalar vardır. Kronik olarak düşük seviyeli metallere maruz kalma, zaman zaman metal hassasiyetine ve istenmeyen yan etkilere neden olabilir. Yapılan bir klinik çalışmada; üretici tarafından Tip 1 yüksek saflıkta titanyumdan (%99,64) yapıldığı öne sürülen dental implantların, alerjik bir reaksiyona sebep olduğunu ortaya koyuyor. Nadir durumlarda, bazı hastalarda dental implantlarda kullanılan titanyumun alerjik reaksiyona neden olabileceği anlaşılmaktadır (35).

Korozyona dirençli olmasına rağmen, bazı çalışmalarda titanyum dental implantların, çevre dokularda ve rejyonel lenf nodlarında artmış titanyum konsantrasyona sebep olduğu belirtilmiştir ve ayrıca titanyumun tükürük ile temasında galvanik etkilerinin olduğu bildirilmiştir (36,37). Titanyum dental implant uygulamalarında; periimplant lezyonlara bağlı kemik kaybı ve dişeti çekilmeleri durumunda, titanyumun metalik renginden dolayı gri yansımalara sebep olup, estetik olarak kritik bölgelerde olumsuz sonuçlar gösterebilir (36,38).

2.1.3.2.Seramikler

Dental implant araştırmaları, implantların estetik görünümünü geliştiren ve aynı zamanda yüksek derecede biyouyumlu olan ve ağız boşluğunda mevcut kuvvetlere dayanabilen diş renginde implant materyalini keşfetmeye odaklanmıştır. İlk seramik dental implant, 1970'li yıllarda ilk seramik dental implantlar, alümina materyalinden üretilmiştir ve bu, yakın zamana kadar kullanılan tek seramik malzemeydi. Ancak, alüminanın düşük kırılma direnci gibi bazı biyomekanik problemlerden dolayı dental implant malzemesi olarak kullanımı terkedildiği ve alüminanın yerini günümüzde dental implantlar için titanyuma alternatif tek seramik materyal zirkonya almıştır (39).

Zirkonya doğada, zirkonyumdioksit (ZrO_2) ve zirkon mineralleri olarak bulunmaktadır. Oda sıcaklığında monoklinik fazda olan saf zirkonya; $1170^{\circ}C$ ve $2370^{\circ}C$ sıcaklıkları arasında, daha yoğun formu olan tetragonal faza geçmektedir. Zirkonyaya, stabilizatör oksitler ekleyerek, oda sıcaklığında tetragonal fazda kalması sağlanabilmektedir.

Zirkonyada oluşan çatlaklar ilerlerken seramik grenlerde oluşan stres, çatlak etrafındaki tetragonal taneciklerin monoklinik faza dönüşmesine neden olmaktadır. Bu faz değişimi zirkonyada %3-5' lik bir hacim artışına sebep olmaktadır. Seramikler arasında zirkonyanın dental implant materyali olarak seçilmesinde, diğer seramiklerden daha yüksek dayanıklılığa ve kırılma dayanımına sahip olması sebep olarak gösterilebilir (40,41).

Zirkonya; biyoinert ve rezorbe olmayan bir metal oksittir. Korozyona ve aşınmaya dirençlidir. Zirkonyanın oldukça üstün mekanik özellikleri vardır. Zirkonya, paslanmaz çeliğe benzer elastik modüle sahiptir. Vickers sertliği dental alaşımların 4-5 katı kadar olup, kırılma dayanıklılığı alümina esaslı seramiklerin iki katı ve lityum disilikat esaslı seramiklerin üç katıdır. Titanyum ile karşılaştırıldığında diş rengine benzer olmasından dolayı estetik özelliklere sahiptir ve titanyuma göre daha az plak afinitesi olduğu bilinmektedir (36,42,43).

2.1.3.3.Poli eter eter keton (PEEK)

İlk olarak 1978 yılında geliştirilen poli eter eter keton (PEEK); yarı kristalin, lineer, polisiklik, aromatik bir termoplastik materyaldir (44). PEEK'in meydana gelme reaksiyonu; eter eter keton monomerinin polimerize olması sonucu oluşan bir bis-fenolat alkilasyon reaksiyonudur (45,46). PEEK materyali; 1990'lı yılların sonuna doğru gelindiğinde, medikal olarak, ortopedik ve travma vakalarında plak olarak kullanılmıştır (47).

CAD-Cam teknolojisi ve balmumu atık yönetimi ile ısı ve basınç altında dökülerek üretilen bu malzeme birçok olumlu özelliğe sahiptir. Hidrolize direnç gösterir, üstün mekanik özelliklere sahiptir ve yüksek sıcaklıklara dayanıklıdır. PEEK materyali ve bileşenleri incelendiğinde, toksik formda sitotoksikite, mutajenite, kanserojenlik veya immünojenite olduğuna dair kanıt bulunamamıştır. Biyolojik olarak inert bir malzemedir. Çeşitli sterilizasyon prosedürleri sırasında bozulmaya karşı direnç gösterir. Erime noktası 280°C'den yüksek olduğu için sıcak sterilizasyon yöntemlerine uygundur (47,48).

PEEK'in implante edilebilir, biyouyumlu bir materyal olarak geliştirilmesi için yapılan araştırmalar 1980'li yıllara dayanmaktadır. Yapılan yüzey modifikasyon çalışmaları sayesinde PEEK materyali hücresel cevabı arttırılacak şekilde geliştirildi. Koroziv direnci yüksek ve kimyasal dayanıklılığı güçlü olan bu materyal; alerjisi olan hastalarda, düşük alerjenik özelliklerinden dolayı implantlar açısından alternatif bir biyomateryal olarak düşünülmüştür (49).

Medikal alanda titanyuma alternatif olarak kullanılan PEEK materyalinin, ortopedide kullanımı oldukça yaygınlaşmıştır (50). PEEK materyalinin mekanik olarak önemli bir özelliği, 4 Gpa büyüklüğünde bir elastik modüle sahip olmasıdır (51). Kolaylıkla modifiye edilebilen PEEK; %30 karbonfiber takviyesiyle, elastik modülü 18 Gpa'a kadar yükseltilebilmektedir. %30 karbonfiber takviyeli poli eter eter keton (KetaSpire[®]), kortikal kemik ile benzer elastisite modülüne sahip olmasından dolayı dental implant materyali olarak titanyumla kıyaslanabilir olduğu öne sürülmüştür (52). Invibio Ltd.(Thornton-Cleveleys, İngiltere) adlı firma tarafından üretimi yapılan %60 karbon fiber takviyeli poli eter eter keton(Endoligns[®]) materyali; titanyumdan daha yüksek 150 Gpa elastisite modül değeriyle, PEEK bileşenleri için sertlik bakımından üst limiti oluşturur (53).

2.1.4. Kemik dokusu ve Sınıflandırması

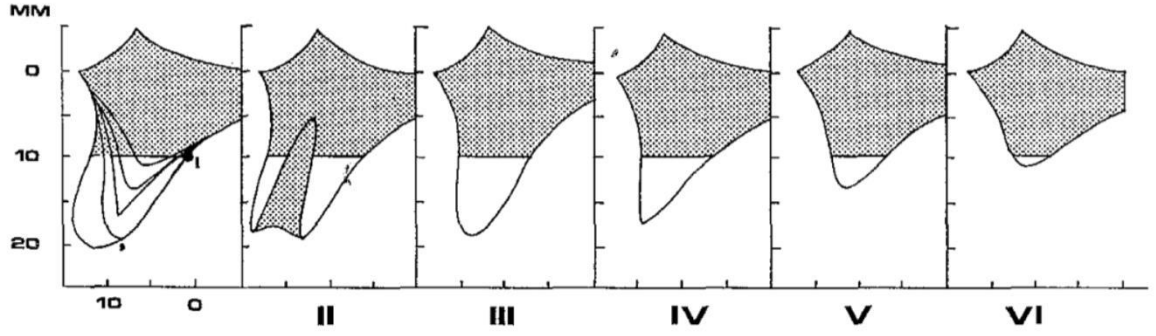
2.1.4.1. Alveoler kemiğin hacimsel değerlendirilmesi

Dental implant yerleştirilmesi planlandığında hastanın, alveoler kretin vertikal ve horizontal boyutlarının değerlendirilmesi gereklidir. Panoramik radyografi alveoler kretin vertikal boyut değerlendirilmesinde sıklıkla kullanılmaktadır. Maksillada vertikal boyut değerlendirilmesinde posterior bölgede, sinüs tabanı ile kret tepesi arası mesafe, anterior bölgede ise burun tabanı ile kret tabanı arasındaki mesafe değerlendirilmelidir. Mandibulada ise; posteriorda mandibular kanal ile kret tepesi arasındaki mesafe, anteriorda simfizyal bölgenin alt sınırı ile kret tepesi arasındaki mesafe değerlendirilmelidir. Alveoler kretin vertikal yüksekliği implant yerleştirilmesine uygun ise horizontal olarak mesafeler değerlendirilmelidir. Horizontal boyut; alveoler kretin bukkal yüzeyi ile lingual veya palatal yüzeyi arasındaki mesafedir. İmplant alveoler krete yerleştirildiğinde; bukkal ve lingualde en az 1 mm kemik dokusu kalacak kadar mesafe, yeterli horizontal mesafe olarak değerlendirilmektedir (54).

Cawood ve Howell; 1988 senesinde yapmış olduğu çalışmayla, rezorbe maksilla ve mandibula sınıflandırması yapmışlardır. Rezorpsiyon aşamalarına göre 6 sınıfta değerlendirmişlerdir: (55)

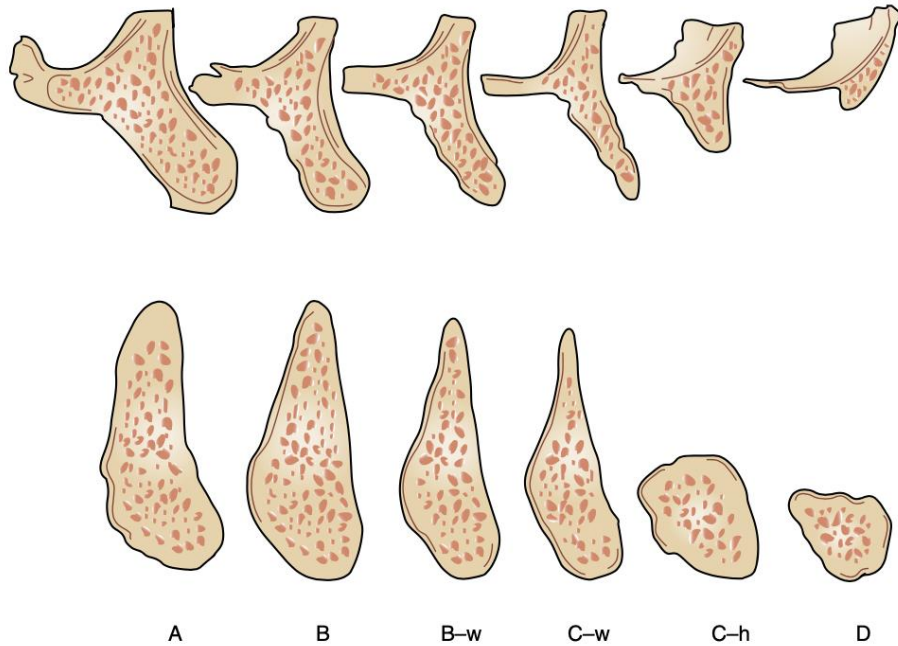
- Sınıf I: Dişli kret
- Sınıf II: Diş çekiminden hemen sonraki alveoler kret
- Sınıf III: Yeterli genişliğe ve yüksekliğe sahip, kalın, yuvarlak alveoler kret

- Sınıf IV: Yeterli yüksekliğe sahip bıçak sırtı şeklinde alveoler kret
- Sınıf V: Yetersiz yükseliğe ve genişliğe sahip yuvarlak şekilli alveoler kret
- Sınıf VI: Kupa şeklinde konkaviteye sahip aşırı rezorbe alveoler kret



Şekil 2. Cawood-Howell Sınıflaması(55)

Misch ve Judy alveoler kret hacmini sınıflandırırken; kretin vertikal ve horizontal boyutların yanı sıra, kemiğin oklüzal düzlemle yaptığı açı ve kron-implant oranı da kriter olarak kabul etmiştir. Misch ve Judy sınıflamasında kret hacimleri; ‘Abundant’(bol), ‘Barely sufficient’(kıtı kıtına yeterli), ‘Compromised’(sınırlı), ‘Defficient’(yetersiz) kelimelerinin baş harflerinden oluşan 4 divizyonda gruplandırılmıştır (54).

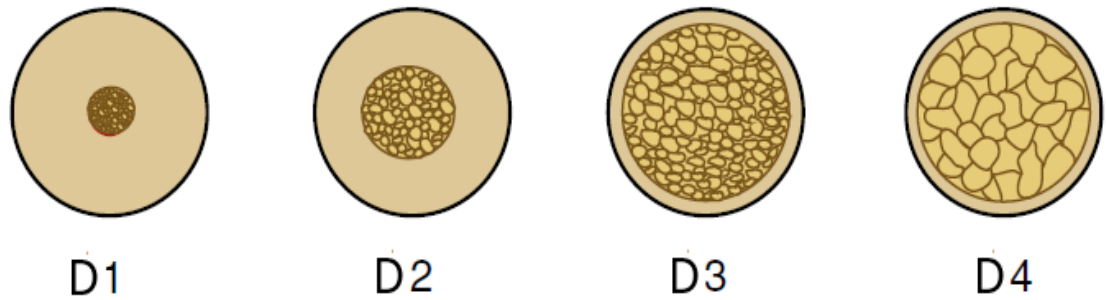


Şekil 3. Misch-Judy Sınıflaması(56)

2.1.4.2.Alveoler kemiğin yoğunluğunun değerlendirilmesi

Leckholm ve Zarb, 1985 yılında, panoramik radyograflar trabeküler kemiğe oranla kortikal kemik yapısını kriter alan bir sınıflandırma yapmışlardır (57).

- Tip I Kemik Yapısı: Homojen kortikal kemik yapısıdır. Kan damarları sayısı az olduğu için entegrasyon süresi daha uzundur.
- Tip II Kemik Yapısı: Kalın kortikal kemik içerisinde az miktarda trabeküler tabaka olan kemik yapısıdır. İmplant entegrasyonu için ideal kemik yapısı olarak bilinir.
- Tip III Kemik Yapısı: İnce kortikal kemik içerisinde yoğun trabeküler kemik bulunan kemik yapısıdır.
- Tip IV Kemik Yapısı: Çok ince kortikal kemik içerisinde düşük yoğunluklu trabeküler kemik bulunan kemik yapısıdır. Bu kemik yapısı implant entegrasyonu için en az uygun olan kemik yapısıdır.

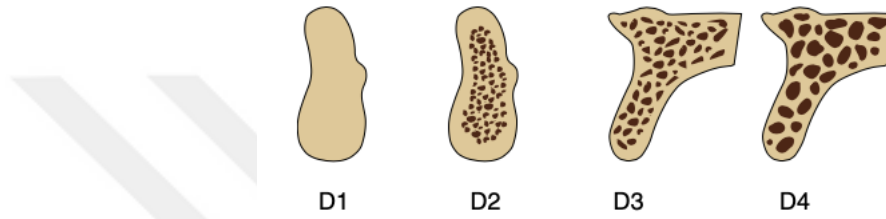


Şekil 4. Lekholm ve Zarb'a göre Çeneler İçin Dört Tipte Kemik Kalitesi(57)

Misch; 1988 yılında, makroskopik olarak kortikal kemiğin ve trabeküler kemiğin karakteristik özelliklerini 4 grupta sınıflandırmıştır (58).

- D1 Kemik Yapısı: D1 tip kemik, neredeyse tamamen kortikal kemikten oluşmuştur. Bu tip kemik yapısı mandibula anterior bölgesinde görülmektedir. Bu kemik tipi; kan damarları bakımından zayıf olmasına rağmen, yüksek oranda kemik-implant teması elde edilmektedir.
- D2 Kemik Yapısı: D2 tip kemik, az miktarda trabeküler kemiği çevreleyen kalın kortikal kemik tabakası olan kemik yapısıdır. İmplant iyileşmesi için en uygun kemik yapısıdır. Genellikle bu tip kemik yapısı mandibula posteriorda görülmektedir.

- D3 Kemik Yapısı: D3 tip kemik, merkezinde yoğun trabüker kemiği çevreleyen ince bir kortikal kemik ile karakterizedir. Genellikle maksilla anterior bölgede görülmekle birlikte, mandibula posterior ve maksilla posterior bölgede de görülebilir. Kemik-implant temas oranı, D2 tip kemiğe göre daha düşüktür.
- D4 Kemik Yapısı: D4 tip kemik; kortikal kemik tabakasının olmadığı veya çok ince olduğu, tamamı trabeküler kemikten oluşan bir kemik tipidir. İmplant uygulamaları için en elverişsiz kemik yapısıdır. Kemik-implant temas oranı en düşük kemik tipi olması sebebiyle, seçilecek implantın yüzey özellikleri önem kazanmaktadır.



Şekil 5. Misch Kemik Kalite Sınıflaması(59)

Kemik Tipinin Anatomik Lokasyona Göre Sınıflandırılması				
Kemik tipi	Maksiller Ön Bölge	Maksiller Arka Bölge	Mandibular Ön Bölge	Mandibular Arka bölge
D1	0	0	6	3
D2	25	10	66	50
D3	65	50	25	46
D4	10	40	3	1

Şekil 6. Misch'e göre kemik tipinin anatomik lokasyona göre sınıflandırılması(60)

Kemik dokusunun yapısını, lamelli yapıdan oluşan spongioz ve daha yoğun yapıdaki kortikal dokular oluşturmaktadır. Kemiğin yapısındaki spongioz ve kortikal özellikler dokunuyoğunluğunu tanımlamaktadır (61). Uygulanan implant tedavilerinde, implantın uygulandığı kemik dokusunun yoğunluğu, dokunun kalitesi implantın primer stabilizasyonda ve başarısında etkilidir. Bu nedenle, çenenin farklı bölgelerinde görülebilen kemik yoğunluklarının değerlendirilmesi implant tedavisinin başarısı açısından oldukça önemlidir (62).

2.2. Bruksizm

2.2.1. Bruksizmin Tanımı

Bruksizm, çiğneme sisteminin istemsiz olarak yaptığı diş sıkma, gıcırdatma ve aşındırma ile karakterize, gün boyu ve/veya gece ortaya çıkan parafonksiyonel aktivite şeklinde tanımlanmaktadır (1,2). Amerikan Orofasiyal Ağrı Akademisi (American Academy of Orofacial Pain) ise bruksizmi 2008 yılında; gece veya gündüz diş gıcırdatma ve sıkma ile karakterize, nokturnal veya diurnal parafonksiyonel aktivite olarak tanımlamaktadır (63). Gece uykuda oluşan bruksizm için genellikle ‘Uyku Bruksizmi’ (nokturnal bruksizm) olarak tanımlanırken; parafonksiyonel alışkanlık gündüz gerçekleştiriliyorsa “Uyanıklık Bruksizmi” (diurnal bruksizm) tanımı kullanılır (64,65).

Bruksizm, tanı konması güç rahatsızlıklar arasındadır. Genellikle bireyler bu alışkanlıklarının farkında olmadıklarından teşhis için bireyin veya yakınlarının şikayetlerinin ek olarak, klinik belirtilere de dikkat edilmesi gerekmektedir. En sık rastlanılan bulgu çiğneme kaslarında ve çene eklemünde hassasiyet ve ağrı, çiğneme kaslarında yorgunluk hissi ve birey uyandığında ağız açmasında güçlük olarak bildirilmiştir (66). Diş gıcırdatma esnasında oluşan sesler oldukça yüksek olabildiğinden bazı durumlarda bireyin yakınları da durumun tespitinde rol oynayabilir. Çizelgede bruksizmin klinik belirtileri gösterilmektedir (67,68). Dişlerde aşınma, klinisyen tarafından kolaylıkla tespit edilebilecek bir belirti olsa da bu durumun bruksizm süresi, sıklığı, uygulanan kuvvet ve mine yapısı gibi faktörlerden de etkilenebileceği ve yaşa bağlı aşınma ile ayırt edilmesinin gerekliliği göz önünde bulundurulmalıdır (68).

Günümüzde de bruksizmin teşhisinde altın standart olarak kabul edilen uyku labaratuvarında kullanılan polisomnografik yöntemle kesin tanı kriterleri:

- Gıcırdatma sesleri ile birlikte seyreden en az iki bruksizm atağı;
- Bir saatlik uyku başına dörtten fazla bruksizm atağı; ve/veya saat başına 25’ten fazla bruksim atağı; ve/veya vaka başına 6’dan fazla çiğneme kası aktivite atağı varlığı şeklindedir (67).

2.2.2. Bruksizmin Etiyolojisi

Bruksizm üzerinde etkisi olabilecek etiyolojik faktörler henüz tam olarak bilinmemekte ancak son yıllarda araştırmacıların çoğu bruksizmin multifaktöriyel olduğunu ileri sürmektedir. Temel olarak multifaktöriyel etiyoloji periferik (morfolojik) ve santral

faktörler olmak üzere ikiye ayrılır. Periferal faktörler lokal/dental problemlerden, santral faktörler ise psikolojik ve sistemik (patofizyolojik/ nörofizyolojik) faktörlerden oluşmaktadır (69).

Yapılan son derleme çalışmalarına göre, bruksizm etiolojisinde morfolojik faktörlerin % 10, psikolojik faktörlerin % 20, patofizyolojik faktörlerin % 70 oranında etki ettiği belirtilmektedir (70).

Bu parafonksiyonel alışkanlık, çeneyi kapatan kaslarda çift taraflı ve eş zamanlı kasılmalara sebep olmaktadır (71). Bruksizm esnasında gözlemlenen kuvvetler, eşdeğer çığneme kuvvetlerine göre daha büyük zararı olan kuvvetlerdir. Bunun nedeni olarak bruksizm kuvvetlerinin genellikle izometrik oluşu, daha uzun sürmesi ve diş temasının stabil olmayan ve eksentrik bileşenleri de içermesi gösterilmektedir (72).

Bruksizm alışkanlığına sahip bireylerde hem bu parafonksiyonel aktivite sırasında oluşan kuvvetlerde, hem de ısırma kuvvetlerinde sağlıklı bireylerde görüldenden çok daha yüksek değerler elde edilmektedir. Attanasio, bu kuvvetin sağlıklı bireylerde yaklaşık 175 psi olduğunu, bruksizme sahip bireylerde ise ortalama 300 psi değerinde kuvvetlerle karşılaşıldığını bildirmiştir (73).

Aşırı okluzal kuvvetlerden dolayı oluşabilecek komplikasyonlar dikkate alındığında bruksizmi olan bireylerde tedavi öncesinde planlama aşamasına dikkat etmek gerekmektedir. Araştırmacıların bir kısmı bruksizmin implant başarısı açısından sınırlayıcı olduğunu belirtirken, implant tedavisi açısından kesin kontrendikasyon olduğunu gösteren bilimsel kanıt yoktur. Bu sebeple araştırmacıların çoğu toplumda yüksek oranda görülen bruksizm varlığında implant tedavilerinin planlanması ve bununla ilgili önlemler alınması gerektiğini savunmuşlardır (70,74).

Bruksizm hastalarında lateral kuvvetlere karşı stres dağılımını dengelemek için implant üstü protezlerin oklüzal temas noktalarının implantın uzun eksenine merkezi yerleşim göstermesi, tüberkül eğimlerinin sıg hazırlanması ve okluzal tablanın daraltılması gerekmektedir (75).

İmplant-kemik ara yüzeyini okluzal kuvvetlere karşı korumak ve stresi azaltmak için protetik üst yapı materyali olarak kuvveti absorbe edici malzeme kullanımı tavsiye edilmektedir. PEEK materyali elastik modülünün kemiğe daha yakın olması ve kuvveti

absorbe etme özelliğinin bulunması sebebiyle kemiğe daha az stres iletimi sağlamaktadır. Bu durum özellikle bruksizm alışkanlığı olan hastalar için önemlidir (76).

2.2.3. Bruksizm Tedavisi

Bruksizm tedavisinde amaç, dişleri istenmeyen okluzal kuvvetlerin zararlı etkilerinden korumak, diş sıkma/gıcırdatmayı azaltmak, çiğneme kaslarındaki ağrıyı azaltmak ve uyku kalitesini iyileştirmektir. Ancak bruksizm tedavisinde henüz etkili bir yöntem bulunamamıştır (77). Bruksizm etiyolojisi multifaktöriyel olduğundan tedavisinde de tek bir tedavi seçeneği yeterli olmayacaktır. Kişiye göre etken tespit edilip, ortadan kaldırılarak doğru yöntemin seçilmesi gerekir (78). Araştırmalar bruksizm tedavisinde konservatif yaklaşımın, hastaların yarısından fazlasında başarılı sonuçlar verdiğini göstermiştir (65). Konservatif tedavi yöntemleri; bilişsel davranış terapileri, biofeedback, hipnoz ve uyku alışkanlığıyla ilgili aile danışmanlığını içerir (79).

Bruksizm tedavi yaklaşımı; psikodavranışsal yaklaşım (biofeedback, psikoanaliz, telkin, hipnoz, aşamalı rahatlama, meditasyon, uyku hijyeni, kötü alışkanlıkların önlenmesi), farmakolojik yaklaşım, oklüzal splintler ve diğer yaklaşımlar (fizik tedavi, akupunktur, manuel masaj) olmak üzere 4 grupta incelenir (80).

Bruksizm tedavisinde kullanılan farmakolojik ajanlar; kas gevşetici ilaçlar (metakarbamol, benzodiazepine vb.), botulinum toksini, dopamin içeren ilaçlar, antikonvülsanlar ve antidepresan ilaçlardır (1).

Botulinum Toksin A (botoks), Clostridium Botulinum'dan elde edilen bir nörotoksindir. Motor son plaklarda asetilkolin salınımını bloke ederek istemsiz kas kontraksiyonlarını önler ve kasın inaktivasyonunu sağlar. Masseter ve/veya temporal kaslarına intramusküler enjeksiyonla uygulanır ve etkisi 3-6 ay süresince devam etmektedir (81).

Bruksizm tedavisinde en sık kullanılan yöntemlerden biri de okluzal apareylerdir (okluzal splint). Dişleri aşınmaya karşı korur ve çiğneme kaslarının aktivitesini azaltır. Ayrıca yapılan bazı SEA çalışmalarında sabit implant üstü restorasyonlarda okluzal aparey kullanımının implant ve kemiğe gelen stresi azalttığıda belirtilmektedir (82,83).

2.3.Stres Analizi

2.3.1. Gerilme (Stres)

Bir cisme dışarıdan bir kuvvet uygulandığında, kitle içerisinde zıt yönde ve eşit miktarda bir direnç meydana gelir. Stres olarak adlandırılan bu direnç; birim alandaki kuvvet olarak tanımlanır ve birimi Pascal'dır ($P=N/m^2$).

- Stres (S) = Kuvvet (F) / Alan (A)

Gerilme vektörelidir. Büyüklük ve yön ile tanımlanmaktadır. Yön açısından kuvvetin uygulanması sonucu cisimde temel olarak uzama, sıkışma ve makaslama şeklinde üç tip gerilme oluşabilir. Genellikle üç tip gerilme bir arada meydana gelir (84–86).

- Çekme stresi (Tensile stress); bir cisme aynı doğrultuda fakat farklı yönde uygulanan, cismin moleküllerini birbirinden ayırmaya zorlayan kuvvet veya kuvvetlerin uygulanmasıyla oluşur.
- Sıkıştırma stresi (Compressive stress); bir cismi sıkıştırmaya veya kısaltmaya çalışan, cismin moleküllerini birbirine yakınlaştıran, aynı doğrultuda fakat zıt yönleredeki kuvvetlerin uygulanmasıyla oluşur.
- Makaslama stresi (Shear stress); bir cismin moleküllerinin birbiri üzerinde yüzeye paralel kaymaya zorlayan, cisme farklı seviyelerde, zıt yönde uygulanan iki kuvvetin uygulanması ile oluşur (85,86).

2.3.2. Gerinim (Strain)

Gerinim; bir cisme herhangi bir kuvvet uygulandığında meydana gelen uzunluktaki değişimin başlangıç uzunluğuna oranıdır. Ölçü birimi ve simgesi yoktur. Gerinim bir kuvvet değil bir büyüklüktür.

Ancak oransal bir değer olduğu için birimi yoktur.

$$\text{Gerinim} = \text{Deformasyon (Boyuttaki değişim)} / \text{Başlangıç boyutu} = (L - L_0) / L_0 = \Delta L / L_0$$

Gerinim elastik ve plastik olmak üzere 2'ye ayrılır. Elastik gerinimde (elastik şekil değiştirme) kuvvet ortadan kalkınca cisimdeki deformasyonda ortadan kalkar ve cisim orijinaline geri döner. Plastik deformasyonda ise geri dönüşüm olmaz, kalıcı deformasyon meydana gelir. Plastik gerinimde eğer cisme uygulanan kuvvet, cismin dayanabileceği gerilme kuvvetinden fazla ise, cisimde kopma veya kırılma şeklinde deformasyonlar meydana gelir (87).

Elastik cisimlerde stres uygulamasıyla doğru orantılı olarak cisimde şekil değişikliği oluşuyorsa bu cisimlere lineer elastik cisim denilir. Belirli yük sınırları içerisinde cisimde gerilme-gerinim ilişkisi doğru orantılıdır ve bu “Hooke Kanunu”olarak bilinmektedir. Lineer elastik cisimlerde young modülü sabittir (88).

2.3.3. Asal (Principle) stres

Bir cisimdeki gerilmeler etkiledikleri yüzeye teğetse kayma (makaslama) gerilmeleri, etkiledikleri yüzeye dikse normal gerilmeler olarak adlandırılır. Tüm düzlemlerde gerilmeler sadece normal gerilme ise ve kayma gerilmeleri sıfır ise asal gerilmeler olarak adlandırılır.

Asal stres (gerilme) üçe ayrılır;

- Maksimum asal gerilme: En yüksek çekme (tensile stress) gerilmesini ifade eder, pozitif değerdedir.
- Ara asal gerilme
- Minimum asal gerilme: En yüksek baskı (compressive stress) gerilmelerini ifade eder, negatif değerdedir.

Analiz sonucunda elde edilen pozitif değer çekme gerilimini, negatif değer baskı gerilimini belirtir. Stres elemanında mutlak değeri büyük olan gerilme etkili olan gerilmedir ve değerlendirilmesi gereken stres tipidir (56,89).

2.3.4. Von misses stresi

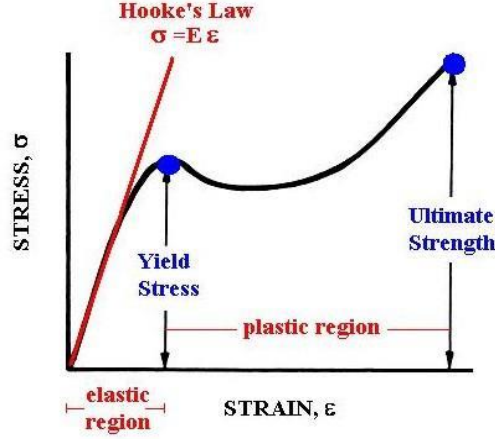
Von Mises stresi, kuvvet uygulanan cisimde genel stres yoğunluğunu ifade eder ve stres dağılımı, toplam yük aktarımı hakkında bir izlenim verir. Renk skalası ile gösterilir. Çekilebilir (ductulity) materyallerde önemlidir (90,91).

2.3.5. Yield stres (oransal sınır – akma dayanımı)

Oransal sınır, gerilimin gerilmeye oranı kuralının dışına çıkmadan bir materyalin dayanabileceği en büyük gerilme olarak ifade edilir. Bu sınırı aşan gerilimlerde yapıda kalıcı bir deformasyon oluşacaktır. Yield stresi denilen bir stres parametresi çeşitli materyallerin karşılaştırılmasını kolaylaştırır. Yüksek yield stresine sahip bir materyalde daimi deformasyon oluşması zor denebilmektedir (92).

Elastisite modülü bir materyalin katılık ve sertliğinin ölçümünü ifade ederken, oransal sınır da kalıcı olacak şekilde değişiklik olmaksızın materyalin gerilmeye

uğrayabilme özelliği olarak tanımlanmaktadır. İdealde her kisininde değerlerinin yüksek olması gerekmektedir (93). Ultimate strength (dayanım sınırı) cismin kırılmadan (kopmadan) dayanabileceği son noktayı göstermektedir. Bu noktadan sonra cismin molekülleri arasında bir kopma oluşmaktadır (94).



Şekil 7. Stres-Strain Grafiği

2.3.6. Elastisite modülü

Elastisite modülü, gerilmenin gerinime oranı olarak tanımlanır ve Young modülü olarak da bilinir. Birimi Pa'dır. Yük altındaki bir malzemenin yük uygulanmadan önceki duruma kıyasla şeklini ne oranda değiştirdiği gerinim olarak ifade etmektedir. Gerilim ise stres değeridir. Yani bir cisme yüksek oranda stres uygulandığında şekil değişikliği çok az meydana getirilirse o cismin elastisite modülü (Young modülü) yüksektir (91). Elastisite modülü, bir cisim için ne kadar büyük ise, o cisim daha rijittir (95).

2.3.7. Poisson oranı

Poisson Oranı elastik sınırlar içerisinde lateral gerilmenin aksiyel gerilmeye oranı olarak tanımlanır. Bu değer; materyalden materyale göre, -1 ile 0,5 arasında farklılık gösterir (96).

2.3.8. İzotropi - Homojenite - Lineer Elastisite

Cisimlerin; uzayda x,y,z eksenlerinde aynı elastikiyete sahip olması durumuna izotropi denir. Bu cisimler; poisson oranı ve elastik modül değerleriyle ifade edilebilir. Homojenite kavramı; cismin her noktasında aynı mekanik özelliklere sahip olması ile

tanımlanır. Lineer elastisite kavramı; cismin geriniminin etki eden kuvvetler altında orantısal olarak değiştiğini anlatır (97).

2.3.9. Stres Analiz Yöntemleri

Stres analiz yöntemleri; bir cisme gelen kuvvetlerin, cisim üzerinde nitelik ve nicelik olarak stresi analiz etmeyi amaçlayan ve pratik uygulamalardan önce, cismin dayanımını ölçmeye ve önlemler almaya yardımcı olan analiz yöntemleridir (97).

Diş hekimliğinde kullanılan stres analiz yöntemleri aşağıda listelenmiştir:(97)

- Gerilimölçer analiz yöntemi.
- Fotoelastik analiz yöntemi.
- Holografik interferometre analiz yöntemi.
- Kırılğan vernikle kaplama yöntemi.
- Termografik kuvvet analizi.
- Radyoteleometri.
- Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi.

Sonlu elemanlar analizi; 1960'lı yılların başlarında, havacılık ve uzay endüstrisinde, ısı transferi, sıvı akışı, kütle taşımacılığı ve elektromanyetik konularındaki yapısal problemleri çözmek için geliştirildi(89). İmplant diş hekimliğinde, ilk defa 1976 yılında Weinstein ve ark. kullanılmıştır(90). 1980'lerden bu yana implant diş hekimliğinde; implant ve çevre kemikte oluşacak streslerin değerlendirilmesinde, sonlu elemanlar analizinin kullanımı oldukça yaygınlaşmıştır (98).

Sonlu elemanlar analiz yöntemi, bütün bir yapının daha ufak parçalara bölünmesi ve analitik şekilde modellenmesi ile uygulanır. Bu yöntem, karışık yapıların daha basit alt gruplara ayrılarak, her bir grubun ayrı olarak hesaplanması şeklinde uygulanmaktadır. Böylece analizi in vitro veya in vivo ortamda çok zor olan kemik-implant-protetik parça kompleksinin ara yüzlerindeki davranışları çözümlemeyi kolaylaştırır (98).

Modelleme sisteminde, noktalar bir araya getirilerek düğümleri(nod), düğümlerin bir araya gelmesi ile de ağ(mesh) yapıları oluşturur. Bu oluşan ağ yapı, uygulanan kuvvete cismin nasıl cevap vereceğini belirleyen yapıdır. Düğüm noktaları ise meydana gelen stresleri yansıtır. Modelleme işlemi yapıldıktan sonra düğüm noktalarından birbirine bağlanan daha basit geometrik şekiller oluşur. Bunlara eleman denir. Uygulanan kuvvet, her eleman için ayrı ayrı değerlendirilir. Bu yüzden daha hassas bir analiz gerçekleştirmek için

eleman sayısını artırmak gerekir. Sonlu elemanlar analizi yönteminde, çizgisel elemanlar, 2 boyutlu katı elemanlar ve 3 boyutlu katı elemanlar kullanılmaktadır (99).

Oluşturulan modelin analizi yapılabilmesi için bazı verilerin tamamının bulunması gereklidir (99).

- Cismin geometrik koordinatları
- Cismin geometrisi ve boyutu
- Materyallerin poisson oranları ve Young modülü
- Uygulanacak olan kuvvetler
- Modelin sınır koşulları
- Uygulanacak analiz tipi

Sonlu elemanlar stres analizinde; modellerin farklı yükleme koşullarındaki analizi sonucu farklı değişkenlere ilişkin veriler elde edilebilir. Bu veriler asal gerilimler, aksiyal gerilimler, yer değiştirme değerleri, deformasyon değerleri veya eşdeğer gerilimler olabilir. Veriler değerlendirilirken incelenen materyalin mekanik özellikleri göz önüne alınır. Kemik gibi kırılğan materyaller için asal gerilim değerleri önemlidir. Bu verilerden elde edilecek en yüksek asal gerilim (maximum principal stress) modelde oluşan en yüksek çekme stres değerini, en düşük asal gerilim (minimum principal stress) ise modelde oluşan en yüksek sıkışma tipi gerilimi ifade eder. Sünek materyaller için ise Von Misses stres sonuçları önemlidir. İmplant materyali olarak kullanılan titanyumda oluşan streslere bakılırken özellikle Von Misses stresleri değerlendirilir. Ayrıca Von Misses değerleri genel olarak tüm yapıda oluşan stres değerleri hakkında da fikir vermektedir (99).

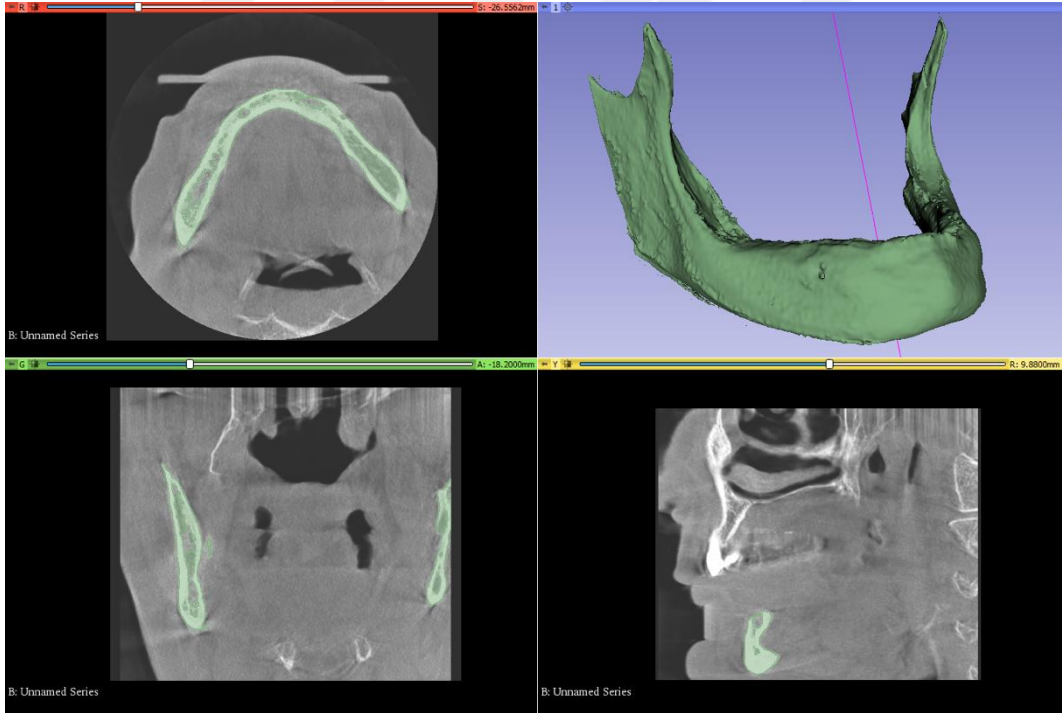
3. GEREÇ ve YÖNTEM

Bu çalışma Karadeniz Teknik Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi ve Tinus Technologies iş birliğiyle gerçekleştirilmiştir.

Üç boyutlu ağ yapısının düzenlenmesi ve matematiksel anlamda uygun katı ağ yapısına dönüştürülmesi, Üç boyutlu sonlu elemanlar analizi modellerinin oluşturulması ve sonlu elemanlar stres analizi işlemi; 2.40 GHz saat hızında INTEL Xeon E-2286 işlemcili, 64 GB ECC belleğe sahip HP iş istasyonlarında gerçekleştirilmiştir.

Tomografi verisinden kemik modelin elde edilmesi 3DSlicer yazılımında yapılmıştır.

Tomografi verisinden stl modelin elde edilmesi 3DSlicer yazılımında yapılmıştır. Tersine mühendislik ve üç boyutlu CAD faaliyetleri ANSYS Spaceclaim yazılımı, katı modellerin analiz ortamına uygun hale getirilmesi ve optimize ağ örgüsünün oluşturulması faaliyetleri ANSYS Workbench yazılımı ile gerçekleştirilmiştir; oluşturulan sonlu elemanlar modellerinin çözümü için LS-DYNA çözücüsü kullanılmıştır.



Şekil 8. The Visible Human Project CBCT Görüntüleri(100)

Kortikal Kemikler ve Trabeküler Kemiklerin Modellenmesi

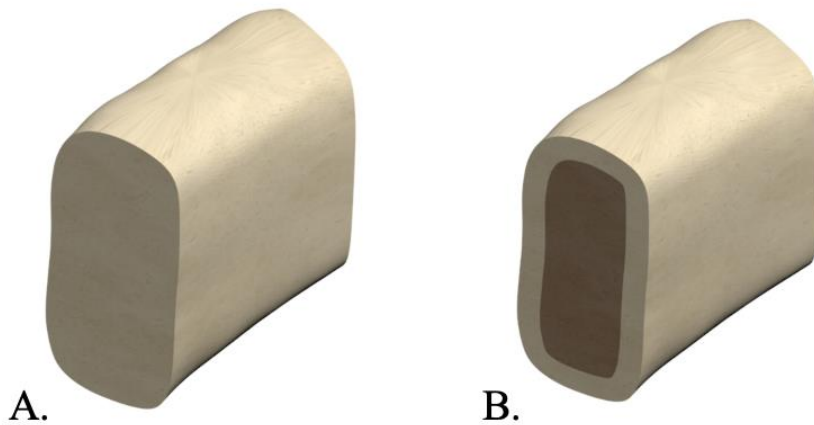
Çalışmada kullanılan kemik modellerinin oluşturulması için; erişkin bir bireyin tomografisi çekilmiştir. Tomografi verisi 0.1 mm kesit kalınlığı ile rekonstrükte edilmiştir. Rekonstrüksiyon sonucunda elde edilen tomografi verileri DICOM (dcm) formatında 3DSlicer yazılımına aktarılmıştır. DICOM formatındaki CT verisi 3DSlicer yazılımında uygun Hounsfield değerlerine göre ayrıştırılarak, segmentasyon işlemi ile üç boyutlu modellere dönüştürülmüştür. Modeller .stl formatında dışa aktarılmıştır.

Üç boyutlu modeller ANSYS Spaceclaim yazılımına aktarılmıştır ve burada mandibular kemik modeli çalışmaya uygun bir hale getirilmiştir.

Çalışmada D1 kemik densitesi tamamen kortikal kemikten ve D4 kemik densitesi 1.5 mm kortikal kemik, kalan kısım trabeküler kemik olmak üzere iki farklı yoğunlukta mandibula kemiği oluşturulmuştur.

D4 kemik modelinin oluşturulması için tomografiden elde edilen mandibula kemiğine içe doğru 1.5 mm offset verilmiştir. Offset verilen kemiğin iç yüzeyi trabeküler kemik olarak modellenmiştir.

Hazırlanan tüm modeller ANSYS Spaceclaim yazılımında 3 boyutlu uzayda doğru koordinatlara yerleştirilip modelleme işlemi tamamlanmıştır.



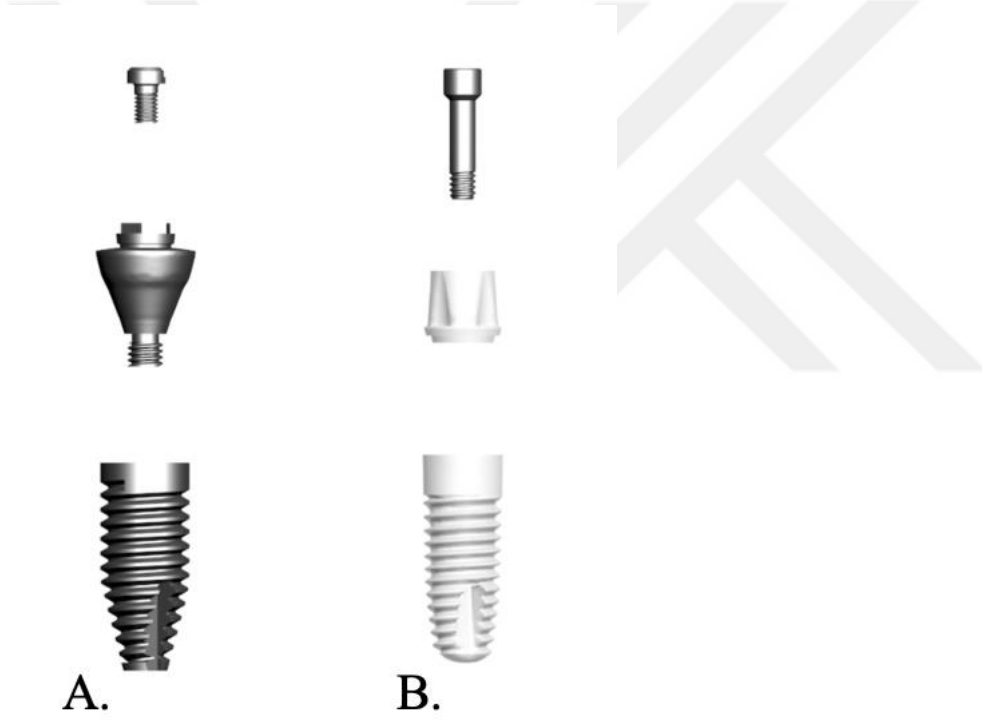
Şekil 9. Kortikal ve Trabeküler Kemiğin Görüntüsü. A. D1 kemik. B. D4 kemik

İmplant, Abutment, Vida, Siman ve Protezin Modellenmesi ve Çalışma Modellerinin Oluşturulması

Çalışmada kullanılan; Nobel Parallel ve Nobel Pearl implantlar, abutmentlar ve okluzal vidalar Nobel ürün kataloğunda yer alan verilere göre ANSYS Spaceclaim yazılımında modellenmiştir. modellenmiştir.

Manidbular molar diş Wheeler atlas verileri baz alınarak ANSYS Spaceclaim yazılımında modellenmiştir.

Modeller arasında kuvvet aktarımının sağlanabilmesi için ANSYS Workbench yazılımında mesh yapıları arasında uyumlandırma işlemi yapılmıştır.



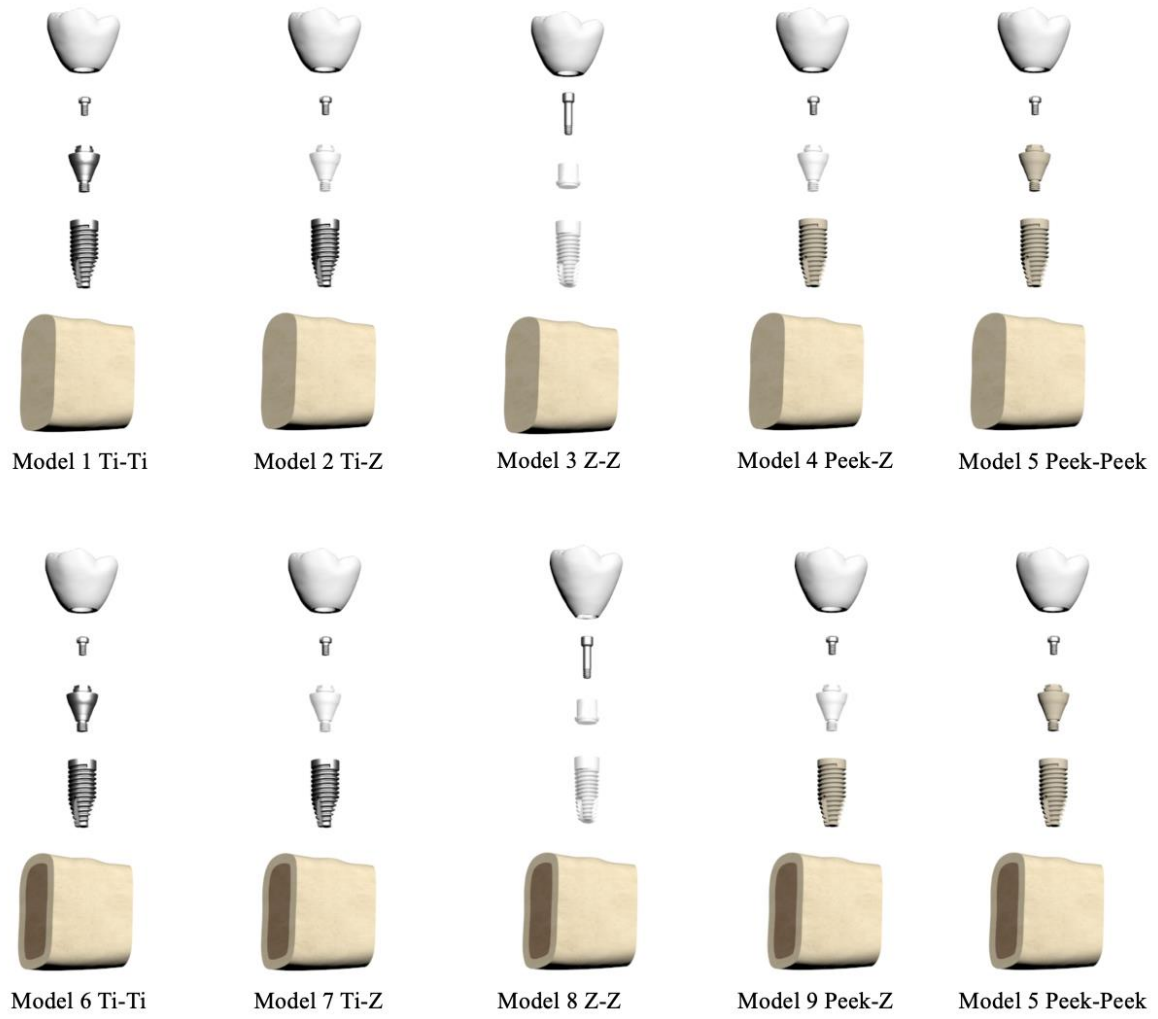
Şekil 10. İmplantların modellenmesi A. Nobel Parallel. B. Nobel Pearl

Çalışma Modelleri:

Tüm modellerde, 6 numaralı diş bölgesine bone level 4.3 mm çapında 10 mm uzunluğunda implantlar uygun şekilde yerleştirilmiştir. Farklı implant modellerinin, farklı yoğunlukta kemiklerin içine yerleştirildiği; farklı malzeme özelliklerine sahip abutment ve implantların kullanıldığı çalışmada on adet çalışma grubu oluşturulmuştur:

Tablo 1. Çalışma Modelleri

	Kemik Yoğunluğu	İmplant	Abutment	Üst Yapı
1	D1	Titanyum	Titanyum	Zirkonya
2	D1	Titanyum	Zirkonya	Zirkonya
3	D1	Zirkonya	Zirkonya	Zirkonya
4	D1	PEEK	Zirkonya	Zirkonya
5	D1	PEEK	PEEK	Zirkonya
6	D4	Titanyum	Titanyum	Zirkonya
7	D4	Titanyum	Zirkonya	Zirkonya
8	D4	Zirkonya	Zirkonya	Zirkonya
9	D4	PEEK	Zirkonya	Zirkonya
10	D4	PEEK	PEEK	Zirkonya

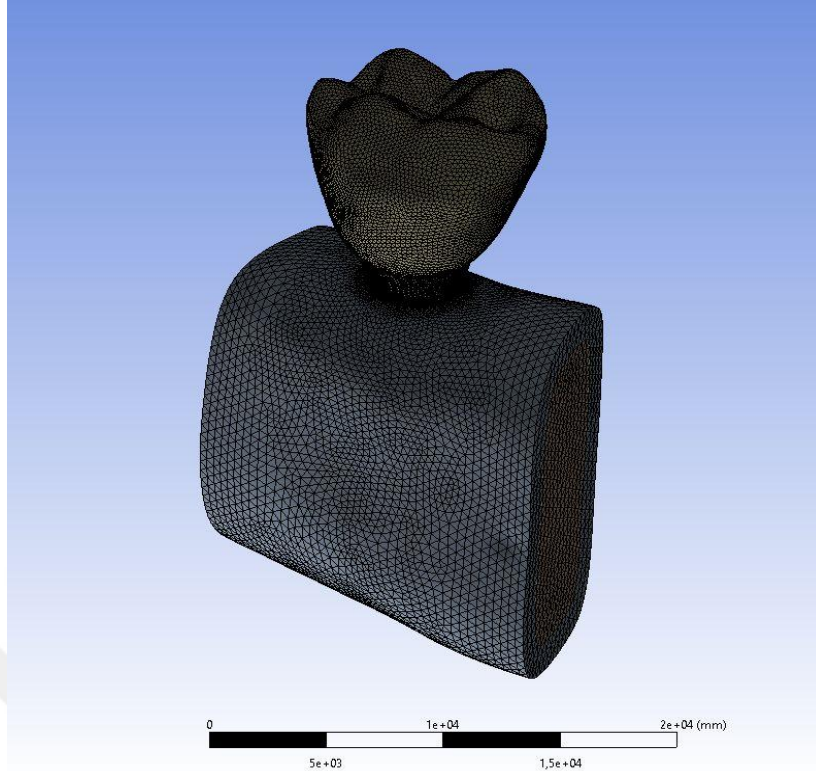


Şekil 11. Oluşturulan Çalışma Modelleri

Matematiksel Modellerin Elde dılması

Matematiksel modeller, geometrik modellerin mesh adı verilen basit ve küçük parçalara bölünmesiyle oluşmaktadır. ANSYS Spaceclaim yazılımında modelleme işlemi tamamlandıktan sonra modeller ANSYS Workbench yazılımıyla matematiksel olarak oluşturulup analize hazır hale getirilmiştir.

Analizlerin yapılabilmesi için, ANSYS Workbench yazılımında hazırlanan matematiksel modeller LS-DYNA çözücüsüne aktarılmıştır.



Şekil 12. Matematiksel Model (Mesh Model)

Malzeme Tanımları

Analizlerde elastik modül ve poisson oranı verilen malzemelerin doğrusal (lineer) malzeme özellikleri kullanılmıştır. Analizi yapılan modelin malzeme özellikleri sayısal olarak tanımlanmıştır.

Tablo 2. Sonlu Elemanlar Analizinde Kullanılan Materyallerin Özellikleri

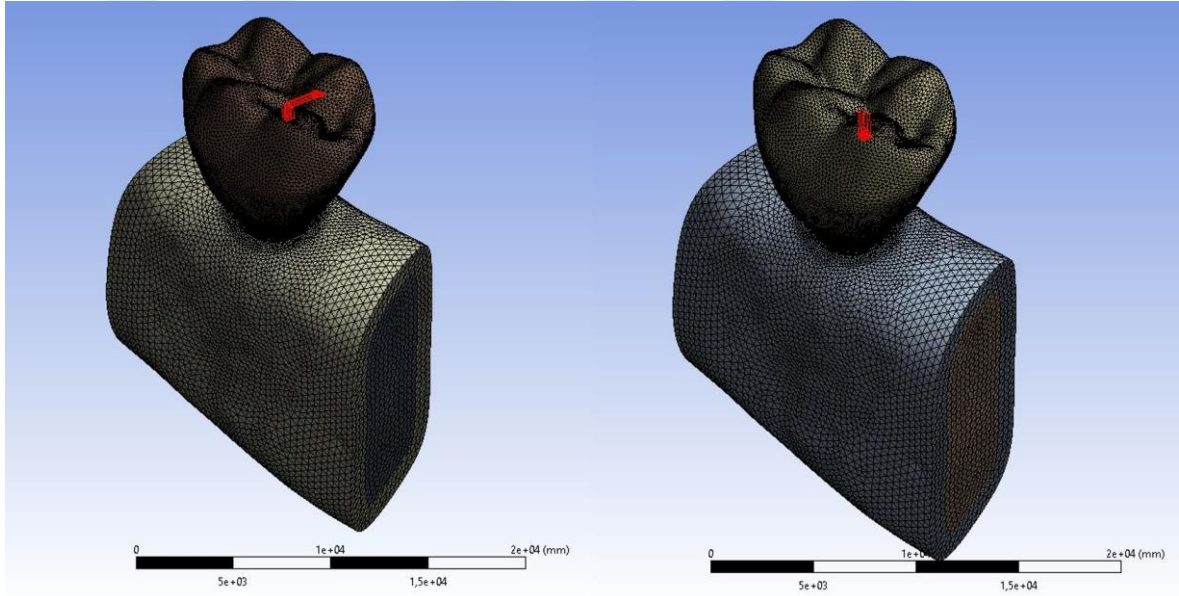
Malzeme	Elastik modül [mpa]	Poisson oranı [v]
Kortikal kemik	13700	0.3
D4 trabekuler kemik	1100	0.3
Peek	3850	0.4
Titanyum	110000	0.35
Y-tzp	200000	0.31

Yükleme Senaryoları ve Sınır Koşulları

Tüm modellere oblik ve vertikal olmak üzere iki tip yüklem uygulanmıştır. Yükler parafonksiyonel çiğneme kuvvetlerinin simülasyonunu temsil etmektedir. Aşağıda belirtilen yüklem koşulları altında on model için toplam yirmi lineer statik analiz gerçekleştirilmiştir:

- **Oblik yüklem senaryosu:** 500 N'luk oblik kuvvet molar dişin bukkal eğimine 30° açıyla uygulanmıştır.
- **Vertikal yüklem senaryosu:** İmplant uzun aksına paralel 1000 N kuvvet uygulaması yapılmıştır.

Kuvvetler çevre düğüm noktalarına dağıtılarak uygulanmış ve yüklem bölgelerinde gerilme tekilliğinin önüne geçilmiştir.



Şekil 13. Oblik ve Vertikal Yüklem Senaryosu

Kuantitatif Model Bilgileri

Oluşturulan iki analiz modeli için bilgiler aşağıdaki tabloda paylaşılmıştır.

Tablo 3. Çalışmadaki Modellerin Düğüm Sayısı ve Eleman Sayısı

	Düğüm sayısı	Eleman sayısı
Model 01	121444	488006
Model 02	121444	488006
Model 03	112222	456959
Model 04	121444	488006
Model 05	121444	488006
Model 06	129646	511402
Model 07	129646	511402
Model 08	116418	464806s
Model 09	129646	511402
Model 10	129646	511402

Sistemlerin Birleştirilmesi ve Parçalar Arası Bağlantı Durumu

Oluşturulan matematiksel modellerde analizlerin yapılabilmesi ve doğru sonuçların elde edilebilmesi için, modeli oluşturan parçaların birbirleriyle olan yüzey ilişkilerinin analiz programında tanımlanması gerekmektedir.

Modelleri oluşturan tüm komponentlerin temas eden yüzeyleri arasında (implant – kemik, implant – abutment, vida – implant & abutment, kortikal – trabeküler kemik) BONDED tipi kontak tanımı gerçekleştirilmiştir. Bu yaklaşım parçaların hareketi esnasında tam korelasyon ile hareket ettiği varsayımına dayanmaktadır.

Yorulma Analizi

İmplantların uzun dönemde güvenli opere edebilmesi için, maksimum yorulma ömrü veya sonsuz ömür kriterinin sağlanması önemlidir. Bu durum mekanik testler ve bilgisayar simülasyonlarıyla valide edilmektedir.

Çalışmamızda titanyum, zirkonya ve peek implant ve abutment'ların yorulma analizleri Goodman ve Soderberg yorulma teorilerine göre değerlendirilmiştir:

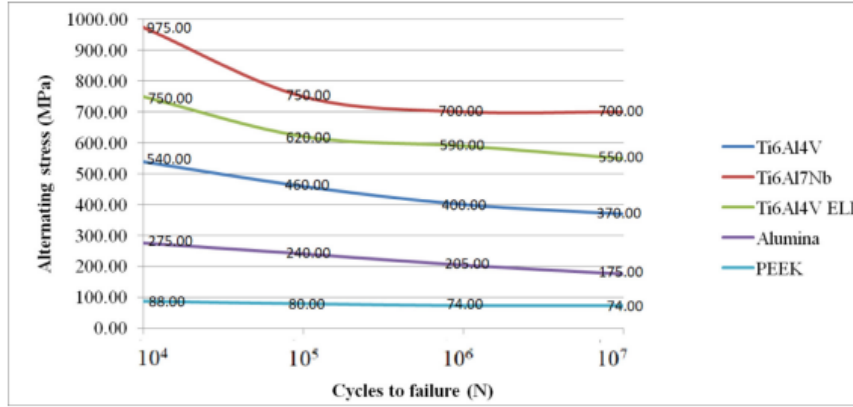
$$\text{Soderberg (USA, 1930)} : \frac{\sigma_a}{S_e} + \frac{\sigma_m}{S_y} = 1$$

$$\text{Goodman (England, 1899)} : \frac{\sigma_a}{S_e} + \frac{\sigma_m}{S_u} = 1$$

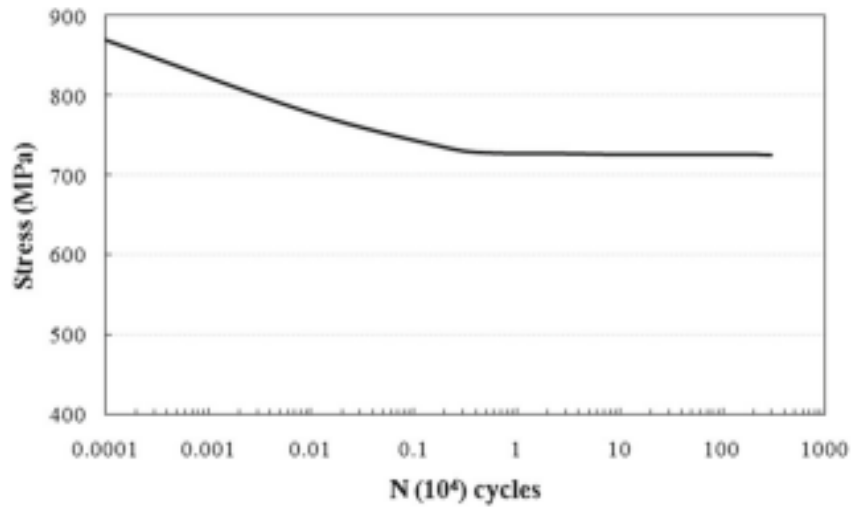
Şekil 14. Yorulma Analizinde Kullanılan Denklemler

Formüllerde yer alan değerler: S_e : Endurance Limit, S_y : Yield Strength, S_u : Ultimate Strength, σ_a : Alternating stress, σ_m : Mean stress, N : Safety Factor

Yorulma hesapları yapılırken titanyum, zirkonya ve peek malzemelerin yorulma özellikleri aşağıda verilen S-N eğrilerinden elde edilmiştir:



Şekil 15. Titanyum ve PEEK materyalinin S-N Eğrisi



Şekil 16. Zirkonya materyalinin S-N Eğrisi

4. BULGULAR

4.1. Sonlu Elemanlar Stres Analizi Bulguları

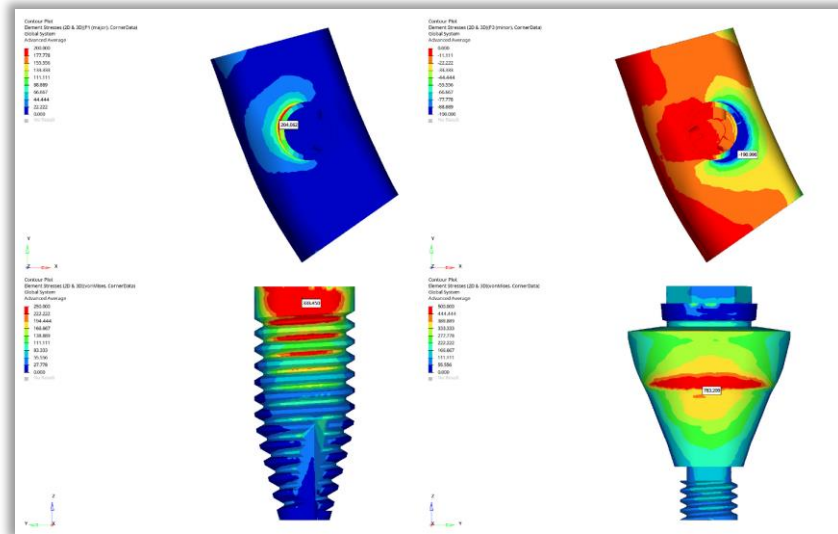
4.1.1. Oblik Kuvvet Uygulanan Modellerin Modellerin Stres Analizi

Model 1: Titanyum İmplant- Titanyum Abutment

Uygulanan kuvvet sonucunda kortikal kemikte oluşan maksimum asal stres değeri 204.062 N/mm² olarak, Minimum Asal Stres değeri ise -190.996 N/mm² olarak ölçüldü. İmplant yüzeyinde ölçülen en büyük VMS değeri 333.450 N/mm² , abutment yüzeyinde ölçülen en büyük VMS değeri 783.209 N/mm² olarak ölçüldü. Alternating Stress değeri implant için 166.725 N/mm², abutment için 391.605 N/mm² olarak hesaplandı. İmplant ömrü sonsuz döngü (10⁷ döngüden fazla), abutment ömrü 5*10⁶ döngü olarak bulundu.

Tablo 4: Model 1'in Stres Değerleri

	Ölçülen Değer	Stres	Ömür
K. Kemik	Pmax	204.062	
	Pmin	-190.996	
İmplant	Von Mises max	333.450	Sonsuz Ömür
	Alternating Stress	166,725	
Abutment	Von Mises max	783.209	5*106 cycles
	Alternating Stress	391,605	



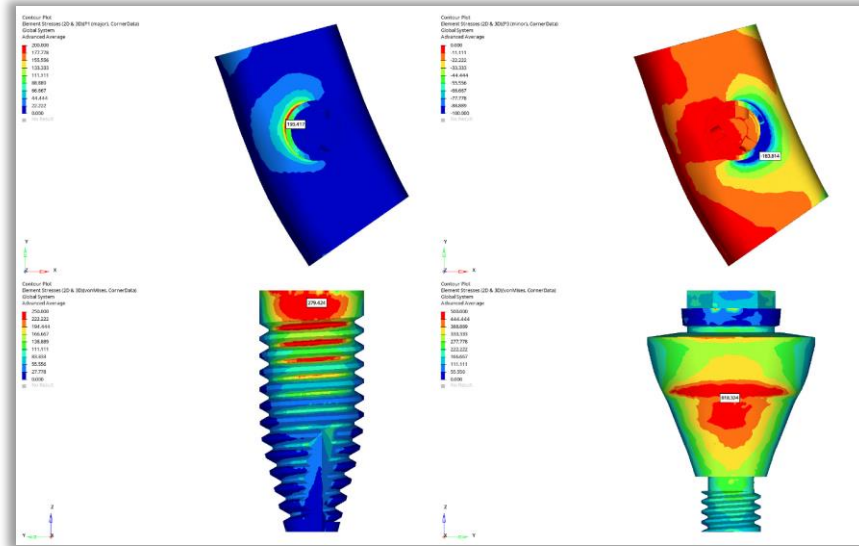
Şekil 17. Model 1'in Stres Değerlerinin Dağılımı

Model 2: Titanyum İmplant- Zirkonya Abutment

Uygulanan kuvvet sonucunda kortikal kemikte oluşan maksimum asal stres değeri 193.417 N/mm² olarak, Minimum Asal Stres değeri ise -183.814 N/mm² olarak ölçüldü. İmplant yüzeyinde ölçülen en büyük VMS değeri 279.424 N/mm² , abutment yüzeyinde ölçülen en büyük VMS değeri 818.324 N/mm² olarak ölçüldü. Alternating Stress değeri implant için 139,712 N/mm², abutment için 409,162 N/mm² olarak hesaplandı. İmplant ömrü sonsuz döngü (10⁷ döngüden fazla), abutment ömrü sonsuz döngü (10⁷ döngüden fazla) olarak bulundu.

Tablo 5: Model 2'nin Stres Değerleri

	Ölçülen Değer	Stres	Ömür
K. Kemik	Pmax	193.417	
	Pmin	-183.814	
Titanyum İmplant	Von Mises max	279.424	Sonsuz Ömür
	Alternating Stress	139,712	
Zirkonyum Abutment	Von Mises max	818.324	Sonsuz Ömür
	Alternating Stress	409,162	



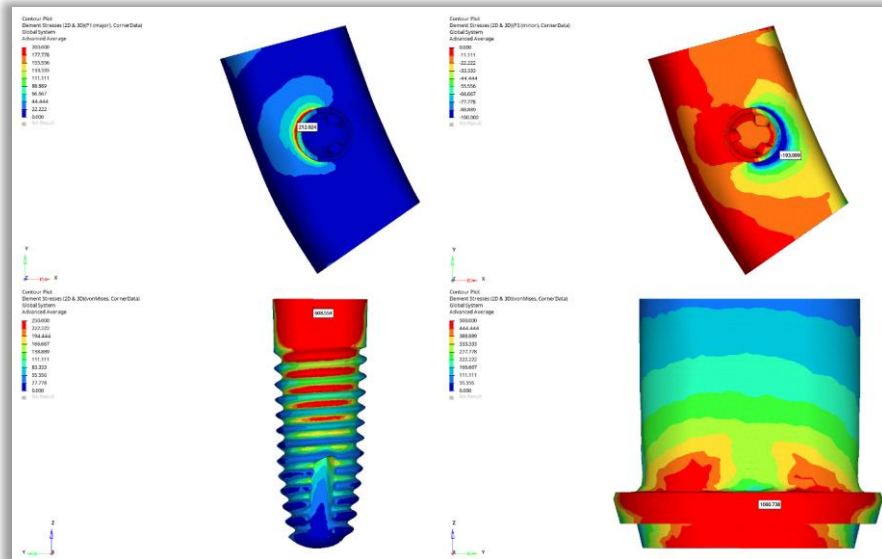
Şekil 18. Model 2'nin Stres Değerlerinin Dağılımı

Model 3: Zirkonya İmplant- Zirkonya Abutment

Uygulanan kuvvet sonucunda kortikal kemikte oluşan maksimum asal stres değeri 212.024 N/mm² olarak, Minimum Asal Stres değeri ise -193.099 N/mm² olarak ölçüldü. İmplant yüzeyinde ölçülen en büyük VMS değeri 608.554 N/mm² , abutment yüzeyinde ölçülen en büyük VMS değeri 1.060.738 N/mm² olarak ölçüldü. Alternating Stress değeri implant için 304.277 N/mm², abutment için 530.369 N/mm² olarak hesaplandı. İmplant ömrü sonsuz döngü (10⁷ döngüden fazla), abutment ömrü Von Mises Stres değeri S_u değerinden yüksek olduğu için fail olarak bulundu.

Tablo 6. Model 3'ün Stres Değerleri

	Ölçülen Değer	Stres	Ömür
K. Kemik	Pmax	212.024	
	Pmin	-193.099	
İmplant	Von Mises max	608.554	Sonsuz Ömür
	Alternating Stress	304,277	
Abutment	Von Mises max	1.060.738	Fail
	Alternating Stress	530,369	



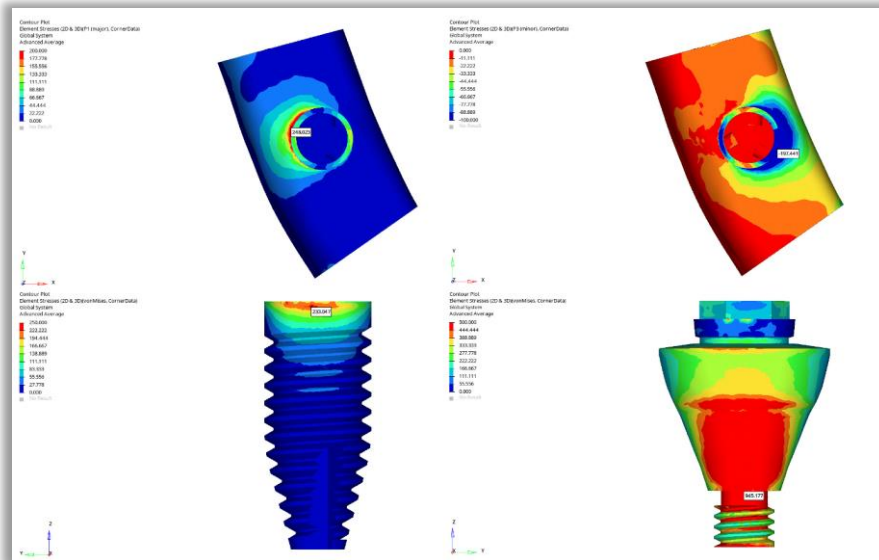
Şekil 19. Model 3'ün Stres Değerlerinin Dağılımı

Model 4: PEEK İmplant- Zirkonya Abutment

Uygulanan kuvvet sonucunda kortikal kemikte oluşan maksimum asal stres değeri 248.023 N/mm² olarak, Minimum Asal Stres değeri ise -197.441 N/mm² olarak ölçüldü. İmplant yüzeyinde ölçülen en büyük VMS değeri 233.047 N/mm² , abutment yüzeyinde ölçülen en büyük VMS değeri 945.177 N/mm² olarak ölçüldü. Alternating Stress değeri implant için 116.524 N/mm², abutment için 472.559 N/mm² olarak hesaplandı. İmplant fail (VMS>S_u), abutment ömrü sonsuz döngü (10⁷ döngüden fazla) olarak bulundu.

Tablo 7. Model 4'ün Stres Değerleri

	Ölçülen Değer	Stres	Ömür
K. Kemik	Pmax	248.023	
	Pmin	-197.441	
İmplant	Von Mises max	233.047	Fail max
	Alternating Stress	116,524	VM>Su
Abutment	Von Mises max	945.177	Sonsuz ömür
	Alternating Stress	472,559	



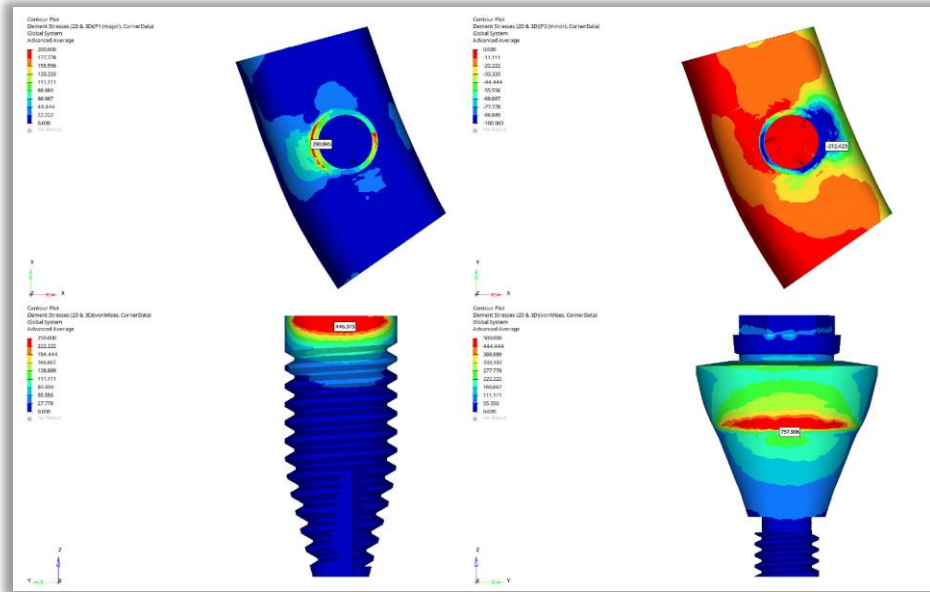
Şekil 20. Model 4'ün Stres Değerlerinin Dağılımı

Model 5: PEEK İmplant- PEEK Abutment

Uygulanan kuvvet sonucunda kortikal kemikte oluşan maksimum asal stres değeri 290.995 N/mm² olarak, Minimum Asal Stres değeri ise -212.423 N/mm² olarak ölçüldü. İmplant yüzeyinde ölçülen en büyük VMS değeri 446.373 N/mm² , abutment yüzeyinde ölçülen en büyük VMS değeri 757.906 N/mm² olarak ölçüldü. Alternating Stress değeri implant için 223.187 N/mm², abutment için 378.953 N/mm² olarak hesaplandı. İmplant fail (VMS>S_u), abutment fail (VMS>S_u) olarak bulundu.

Tablo 8. Model 5'in Stres Değerleri

	Ölçülen Değer	Stres	Ömür
K. Kemik	Pmax	290.995	
	Pmin	-212.423	
İmplant	Von Mises max	446.373	Fail max
	Alternating Stress	223,187	VM>Su
Abutment	Von Mises max	757.906	Fail max
	Alternating Stress	378,953	VM>Su



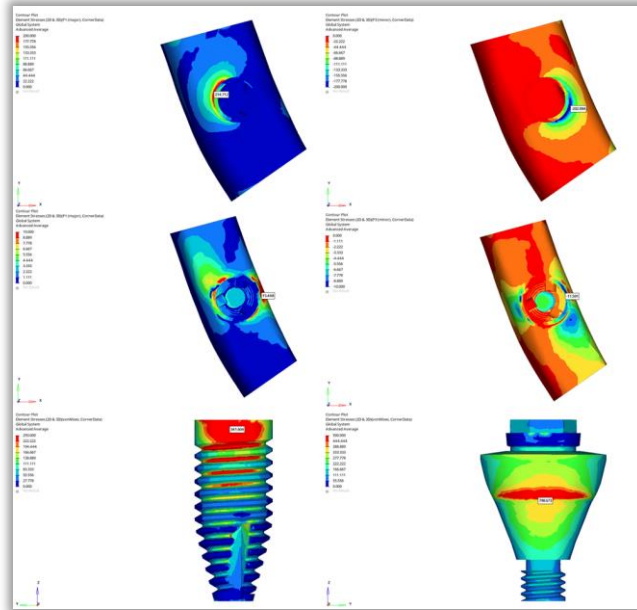
Şekil 21. Model 5'in Stres Değerlerinin Dağılımı

Model 6: D4 Kemik- Titanyum İmplant- Titanyum Abutment

Uygulanan kuvvet sonucunda kortikal kemikte oluşan maksimum asal stres değeri 214.712 N/mm² olarak, Minimum Asal Stres değeri ise -202.094 N/mm² olarak ölçüldü. Spongios kemikte oluşan maksimum asal stres değeri 15.448 N/mm² olarak, Minimum Asal Stres değeri ise -11.591 N/mm² olarak ölçüldü. İmplant yüzeyinde ölçülen en büyük VMS değeri 341.604 N/mm², abutment yüzeyinde ölçülen en büyük VMS değeri 798.673 N/mm² olarak ölçüldü. Alternating Stress değeri implant için 170.802 N/mm², abutment için 399.337 N/mm² olarak hesaplandı. İmplant ömrü sonsuz döngü (10⁷ döngüden fazla), abutment ömrü 10⁶ döngü olarak bulundu.

Tablo 9. Model 6'nın Stres Değerleri

	Ölçülen Değer	Stres	Ömür
K. Kemik	Pmax	214.712	
	Pmin	-202.094	
S. Kemik	Pmax	15.448	
	Pmin	-11.591	
İmplant	Von Mises max	341.604	Sonsuz ömür
	Alternating Stress	170,802	
Abutment	Von Mises max	798.673	10 ⁶ cycles
	Alternating Stress	399,337	



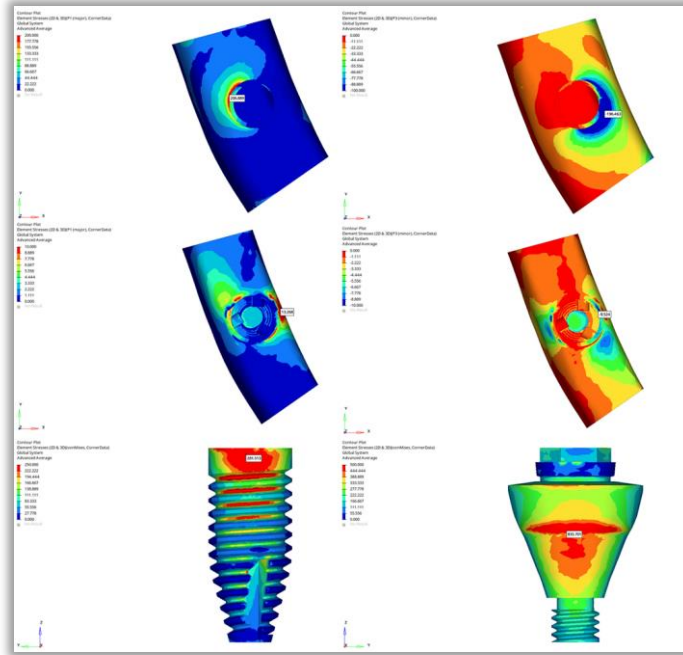
Şekil 22. Model 6'nın Stres Değerlerinin Dağılımı

Model 7: D4 Kemik- Titanyum İmplant- Zirkonya Abutment

Uygulanan kuvvet sonucunda kortikal kemikte oluşan maksimum asal stres değeri 206.889 N/mm² olarak, Minimum Asal Stres değeri ise -196.463 N/mm² olarak ölçüldü. Spongios kemikte oluşan maksimum asal stres değeri 13.268 N/mm² olarak, Minimum Asal Stres değeri ise -9.524 N/mm² olarak ölçüldü. İmplant yüzeyinde ölçülen en büyük VMS değeri 281.513N/mm² , abutment yüzeyinde ölçülen en büyük VMS değeri 835.701 N/mm² olarak ölçüldü. Alternating Stress değeri implant için 140.757 N/mm², abutment için 417.851 N/mm² olarak hesaplandı. İmplant ömrü sonsuz döngü (10⁷ döngüden fazla), abutment ömrü sonsuz döngü (10⁷ döngüden fazla) olarak bulundu.

Tablo 10. Model 7'nin Stres Değerleri

	Ölçülen Değer	Stres	Ömür
K. Kemik	Pmax	206.889	
	Pmin	-196.463	
S. Kemik	Pmax	13.268	
	Pmin	-9.524	
İmplant	Von Mises max	281.513	Sonsuz ömür
	Alternating Stress	140,757	
Abutment	Von Mises max	835.701	Sonsuz ömür
	Alternating Stress	417,851	



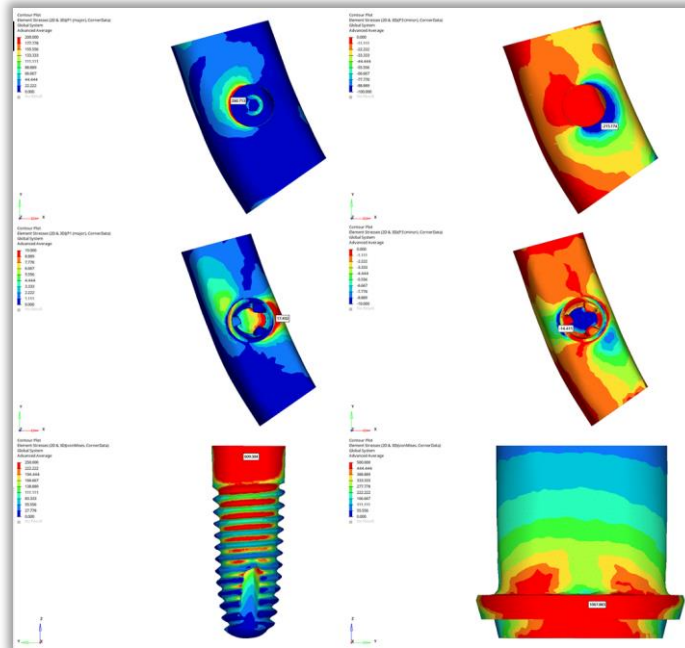
Şekil 23. Model 7'nin Stres Değerlerinin Dağılımı

Model 8: D4 Kemik- Zirkonya İmplant- Zirkonya Abutment

Uygulanan kuvvet sonucunda kortikal kemikte oluşan maksimum asal stres değeri 260.713 N/mm² olarak, Minimum Asal Stres değeri ise -215.174 N/mm² olarak ölçüldü. Spongios kemikte oluşan maksimum asal stres değeri 17.402 N/mm² olarak, Minimum Asal Stres değeri ise -14.411 N/mm² olarak ölçüldü. İmplant yüzeyinde ölçülen en büyük VMS değeri 609.304 N/mm² , abutment yüzeyinde ölçülen en büyük VMS değeri 1.067.883 N/mm² olarak ölçüldü. Alternating Stress değeri implant için 304.652 N/mm², abutment için 533.942 N/mm² olarak hesaplandı. İmplant ömrü sonsuz döngü (10⁷ döngüden fazla), abutment fail (VMS>S_u) olarak bulundu.

Tablo 11. Model 8'in Stres Değerleri

	Ölçülen Değer	Stres	Ömür
K. Kemik	Pmax	260.713	
	Pmin	-215.174	
S. Kemik	Pmax	17.402	
	Pmin	-14.411	
İmplant	Von Mises max	609.304	Sonsuz ömür
	Alternating Stress	304,652	
Abutment	Von Mises max	1.067.883	Fail
	Alternating Stress	533,942	



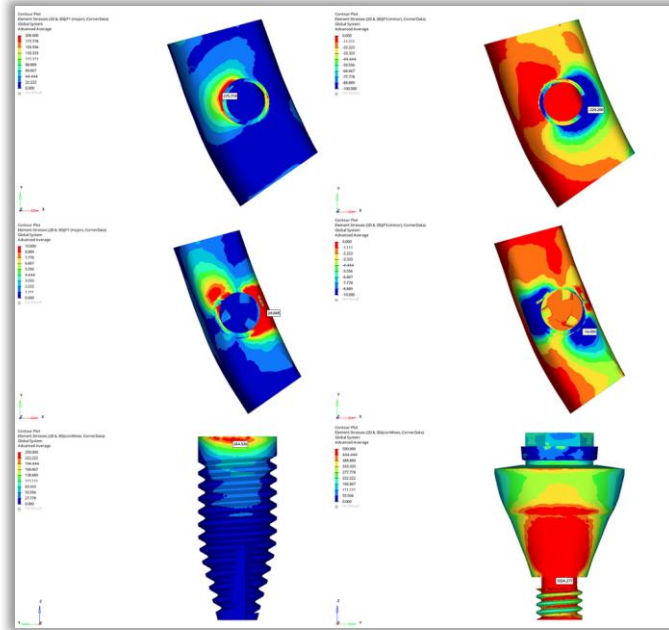
Şekil 24. Model 8'in Stres Değerlerinin Dağılımı

Model 9: D4 Kemik- PEEK İmplant- Zirkonya Abutment

Uygulanan kuvvet sonucunda kortikal kemikte oluşan maksimum asal stres değeri 275.719 N/mm² olarak, Minimum Asal Stres değeri ise -229.200 N/mm² olarak ölçüldü. Spongioz kemikte oluşan maksimum asal stres değeri 24.648 N/mm² olarak, Minimum Asal Stres değeri ise -14.095 N/mm² olarak ölçüldü. İmplant yüzeyinde ölçülen en büyük VMS değeri 244.526 N/mm² , abutment yüzeyinde ölçülen en büyük VMS değeri 1.024.277 N/mm² olarak ölçüldü. Alternating Stress değeri implant için 122.263 N/mm², abutment için 512.139 N/mm² olarak hesaplandı. İmplant fail (VMS>S_u), abutment ömrü <10⁴ döngü (max VM > S_y/low cycle fatigue) olarak bulundu.

Tablo 12. Model 9'un Stres Değerleri

	Ölçülen Değer	Stres	Ömür
K. Kemik	Pmax	275.719	
	Pmin	-229.200	
S. Kemik	Pmax	24.648	
	Pmin	-14.095	
İmplant	Von Mises max	244.526	fail max VM > S _u
	Alternating Stress	122,263	
Abutment	Von Mises max	1.024.277	< 10 ⁴ cycles max VM > S _y (low cycle fatigue)
	Alternating Stress	512,139	



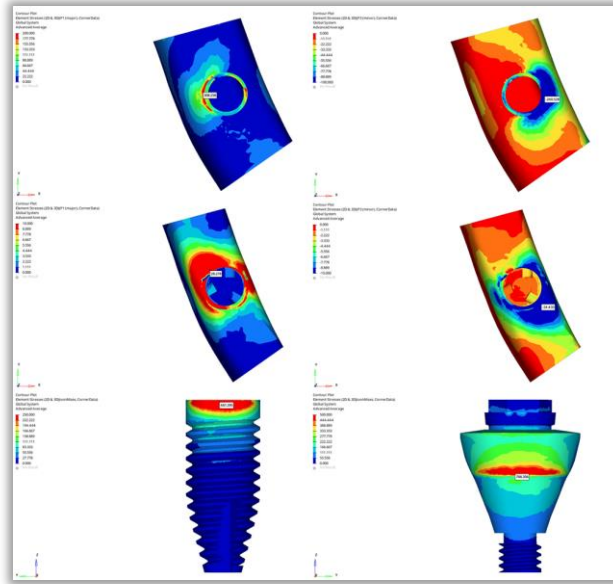
Şekil 25. Model 9'un Stres Değerlerinin Dağılımı

Model 10: D4 Kemik- PEEK İmplant- PEEK Abutment

Uygulanan kuvvet sonucunda kortikal kemikte oluşan maksimum asal stres değeri 308.258 N/mm² olarak, Minimum Asal Stres değeri ise -240.528 N/mm² olarak ölçüldü. Spongios kemikte oluşan maksimum asal stres değeri 28.278 N/mm² olarak, Minimum Asal Stres değeri ise -24.433 N/mm² olarak ölçüldü. İmplant yüzeyinde ölçülen en büyük VMS değeri 461.395 N/mm², abutment yüzeyinde ölçülen en büyük VMS değeri 766.356 N/mm² olarak ölçüldü. Alternating Stress değeri implant için 230.698 N/mm², abutment için 383.178 N/mm² olarak hesaplandı. İmplant fail (VMS>S_u), abutment fail (VMS>S_u) olarak bulundu.

Tablo 13. Model 10'un Stres Değerleri

	Ölçülen Değer	Stres	Ömür
K. Kemik	Pmax	308.258	
	Pmin	-240.528	
S. Kemik	Pmax	28.278	
	Pmin	-24.433	
İmplant	Von Mises max	461.395	fail max VM > Su
	Alternating Stress	230,698	
Abutment	Von Mises max	766.356	fail max VM > Su
	Alternating Stress	383,178	



Şekil 26. Model 10'un Stres Değerlerinin Dağılımı

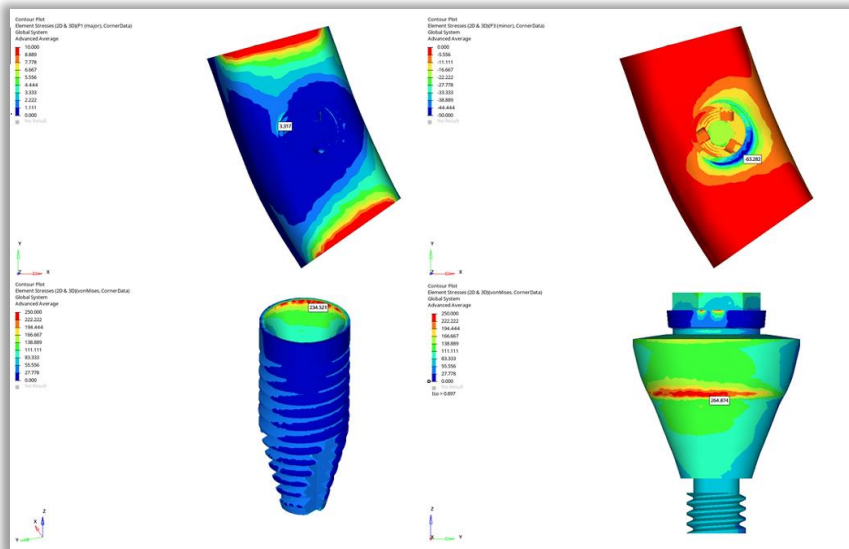
4.1.2. Vertikal Kuvvet Uygulanan Modellerin Modellerin Stres Analizi

Model 1: Titanyum İmplant- Titanyum Abutment

Uygulanan kuvvet sonucunda kortikal kemikte oluşan maksimum asal stres değeri 3.317 N/mm² olarak, Minimum Asal Stres değeri ise -63.282 N/mm² olarak ölçüldü. İmplant yüzeyinde ölçülen en büyük VMS değeri 234.521 N/mm² , abutment yüzeyinde ölçülen en büyük VMS değeri 264.874 N/mm² olarak ölçüldü. Alternating Stress değeri implant için 117.261 N/mm², abutment için 132.437 N/mm² olarak hesaplandı. İmplant ömrü sonsuz döngü (10⁷ döngüden fazla), abutment ömrü sonsuz döngü (10⁷ döngüden fazla) olarak bulundu.

Tablo 14. Model 1'in Stres Değerleri

	Ölçülen Değer	Stres	Ömür
K. Kemik	Pmax	3.317	
	Pmin	-63.282	
İmplant	Von Mises max	234.521	Sonsuz ömür
	Alternating Stress	117,261	
Abutment	Von Mises max	264.874	Sonsuz ömür
	Alternating Stress	132,437	



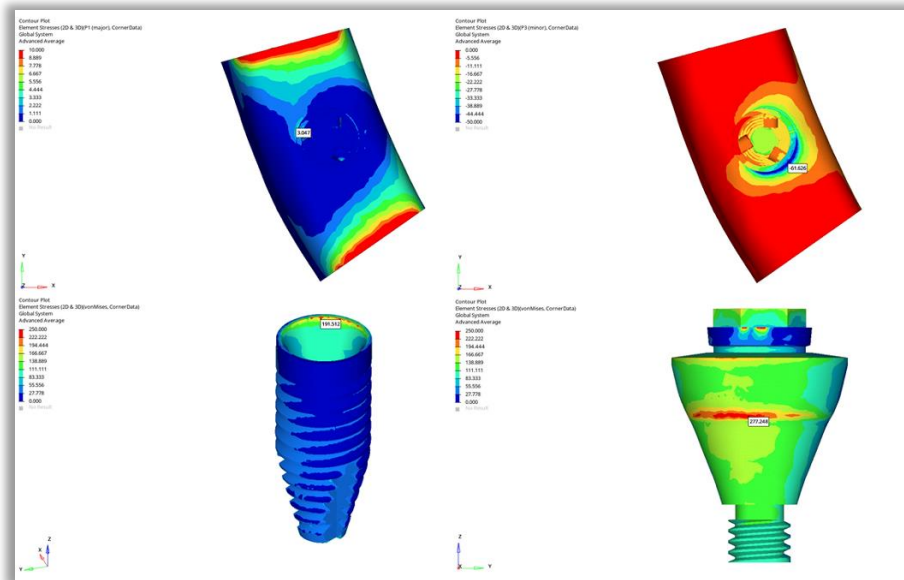
Şekil 27. Model 1'in Stres Değerlerinin Dağılımı

Model 2: Titanyum İmplant- Zirkonya Abutment

Uygulanan kuvvet sonucunda kortikal kemikte oluşan maksimum asal stres değeri 3.047 N/mm² olarak, Minimum Asal Stres değeri ise -61.626 N/mm² olarak ölçüldü. İmplant yüzeyinde ölçülen en büyük VMS değeri 191.512 N/mm² , abutment yüzeyinde ölçülen en büyük VMS değeri 277.248 N/mm² olarak ölçüldü. Alternating Stress değeri implant için 95.756 N/mm², abutment için 138.624 N/mm² olarak hesaplandı. İmplant ömrü sonsuz döngü (10⁷ döngüden fazla), abutment ömrü sonsuz döngü (10⁷ döngüden fazla) olarak bulundu.

Tablo 15. Model 2'nin Stres Değerleri

	Ölçülen Değer	Stres	Ömür
K. Kemik	Pmax	3.047	
	Pmin	-61.626	
İmplant	Von Mises max	191.512	Sonsuz ömür
	Alternating Stress	95,756	
Abutment	Von Mises max	277.248	Sonsuz ömür
	Alternating Stress	138,624	



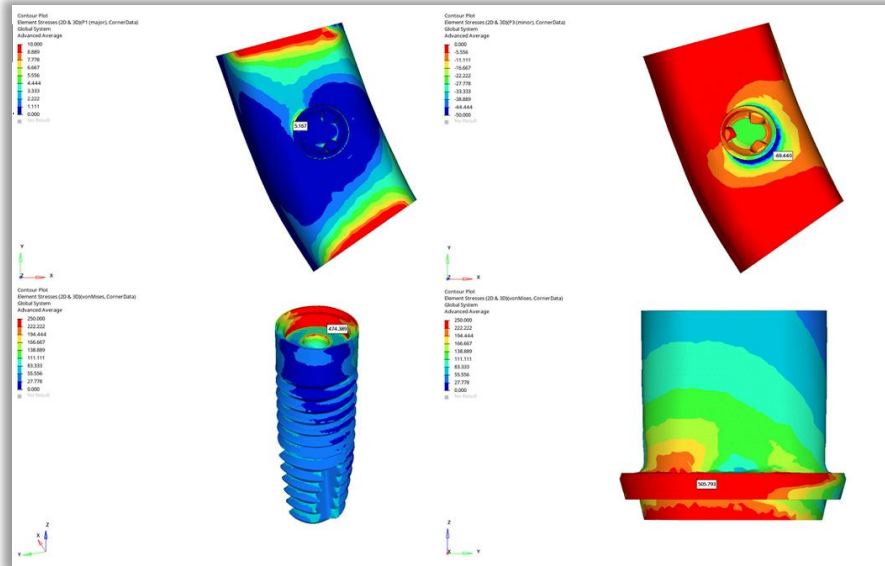
Şekil 28. Model 2'nin Stres Değerlerinin Dağılımı

Model 3: Zirkonya İmplant- Zirkonya Abutment

Uygulanan kuvvet sonucunda kortikal kemikte oluşan maksimum asal stres değeri 5.167 N/mm² olarak, Minimum Asal Stres değeri ise -69.440 N/mm² olarak ölçüldü. İmplant yüzeyinde ölçülen en büyük VMS değeri 474.389 N/mm² , abutment yüzeyinde ölçülen en büyük VMS değeri 505.793 N/mm² olarak ölçüldü. Alternating Stress değeri implant için 237.195 N/mm², abutment için 252.897 N/mm² olarak hesaplandı. İmplant ömrü sonsuz döngü (10⁷ döngüden fazla), abutment ömrü sonsuz döngü (10⁷ döngüden fazla) olarak bulundu.

Tablo 16. Model 3'ün Stres Değerleri

	Ölçülen Değer	Stres	Ömür
K. Kemik	Pmax	5.167	
	Pmin	-69.440	
İmplant	Von Mises max	474.389	Sonsuz ömür
	Alternating Stress	237,195	
Abutment	Von Mises max	505.793	Sonsuz ömür
	Alternating Stress	252,897	



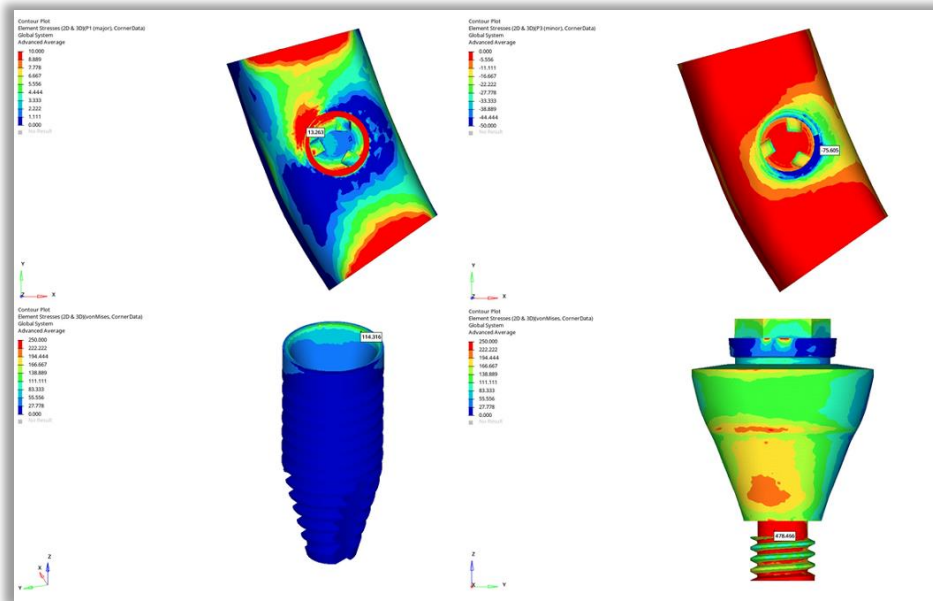
Şekil 29. Model 3'ün Stres Değerlerinin Dağılımı

Model 4: PEEK İmplant- Zirkonya Abutment

Uygulanan kuvvet sonucunda kortikal kemikte oluşan maksimum asal stres değeri 13.263 N/mm² olarak, Minimum Asal Stres değeri ise -75.605 N/mm² olarak ölçüldü. İmplant yüzeyinde ölçülen en büyük VMS değeri 114.316 N/mm² , abutment yüzeyinde ölçülen en büyük VMS değeri 478.466 N/mm² olarak ölçüldü. Alternating Stress değeri implant için 57.158 N/mm², abutment için 239.233 N/mm² olarak hesaplandı. İmplant ömrü fail ($\max VM > S_u$), abutment ömrü sonsuz döngü (10^7 döngüden fazla) olarak bulundu.

Tablo 17. Model 4'ün Stres Değerleri

	Ölçülen Değer	Stres	Ömür
K. Kemik	Pmax	13.263	
	Pmin	-75.605	
İmplant	Von Mises max	114.316	fail max VM > Su
	Alternating Stress	57,158	
Abutment	Von Mises max	478.466	Sonsuz ömür
	Alternating Stress	239,233	



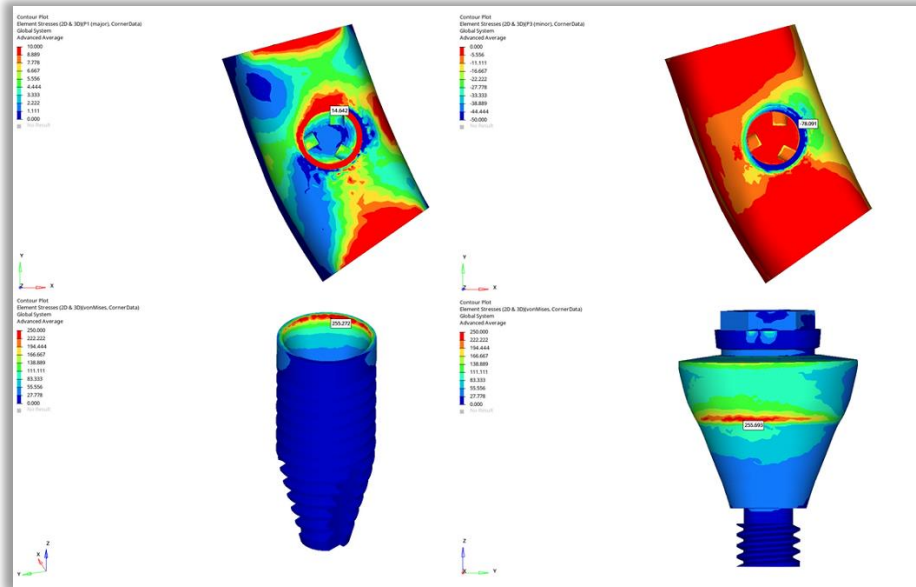
Şekil 30. Model 4'ün Stres Değerlerinin Dağılımı

Model 5: PEEK İmplant- PEEK Abutment

Uygulanan kuvvet sonucunda kortikal kemikte oluşan maksimum asal stres değeri 14.642 N/mm² olarak, Minimum Asal Stres değeri ise -78.091 N/mm² olarak ölçüldü. İmplant yüzeyinde ölçülen en büyük VMS değeri 255.272 N/mm² , abutment yüzeyinde ölçülen en büyük VMS değeri 255.693 N/mm² olarak ölçüldü. Alternating Stress değeri implant için 57.158 N/mm², abutment için 239.233 N/mm² olarak hesaplandı. İmplant ömrü fail (max VM > S_u), abutment ömrü fail (max VM > S_u) olarak bulundu.

Tablo 18. Model 5'in Stres Değerleri

	Ölçülen Değer	Stres	Ömür
K. Kemik	Pmax	14.642	
	Pmin	-78.091	
İmplant	Von Mises max	255.272	fail max VM > S _u
	Alternating Stress	127,636	
Abutment	Von Mises max	255.693	fail max VM > S _u
	Alternating Stress	127,847	



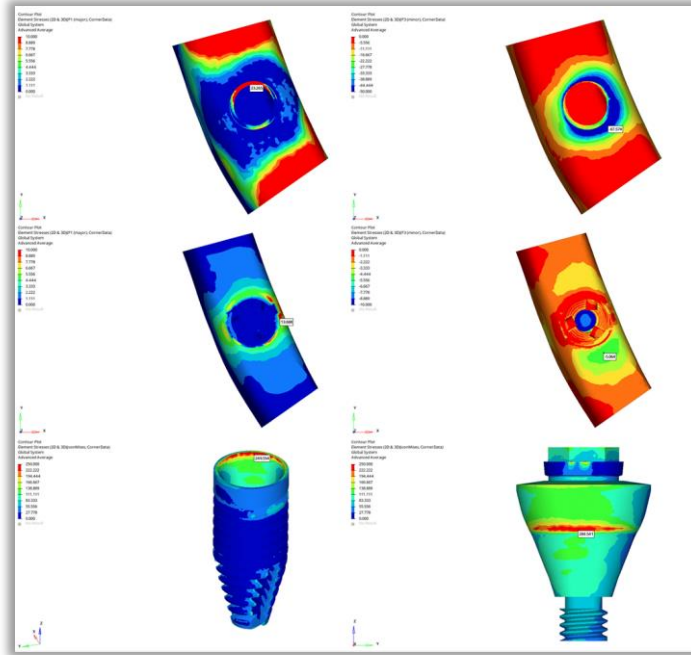
Şekil 31. Model 5'in Stres Değerlerinin Dağılımı

Model 6: D4 Kemik- Titanyum İmplant- Titanyum Abutment

Uygulanan kuvvet sonucunda kortikal kemikte oluşan maksimum asal stres değeri 23.265 N/mm² olarak, Minimum Asal Stres değeri ise -67.574 N/mm² olarak ölçüldü. Spongios kemikte oluşan maksimum asal stres değeri 13.688 N/mm² olarak, Minimum Asal Stres değeri ise -5.064 N/mm² olarak ölçüldü. İmplant yüzeyinde ölçülen en büyük VMS değeri 249.554 N/mm², abutment yüzeyinde ölçülen en büyük VMS değeri 284.541 N/mm² olarak ölçüldü. Alternating Stress değeri implant için 124.777 N/mm², abutment için 124.271 N/mm² olarak hesaplandı. İmplant ömrü sonsuz döngü (10⁷ döngüden fazla), abutment ömrü sonsuz döngü (10⁷ döngüden fazla) olarak bulundu.

Tablo 19. Model 6'nın Stres Değerleri

	Ölçülen Değer	Stres	Ömür
K. Kemik	Pmax	23.265	
	Pmin	-67.574	
S. Kemik	Pmax	13.688	
	Pmin	-5.064	
İmplant	Von Mises max	249.554	Sonsuz ömür
	Alternating Stress	124,777	
Abutment	Von Mises max	284.541	Sonsuz ömür
	Alternating Stress	124,271	



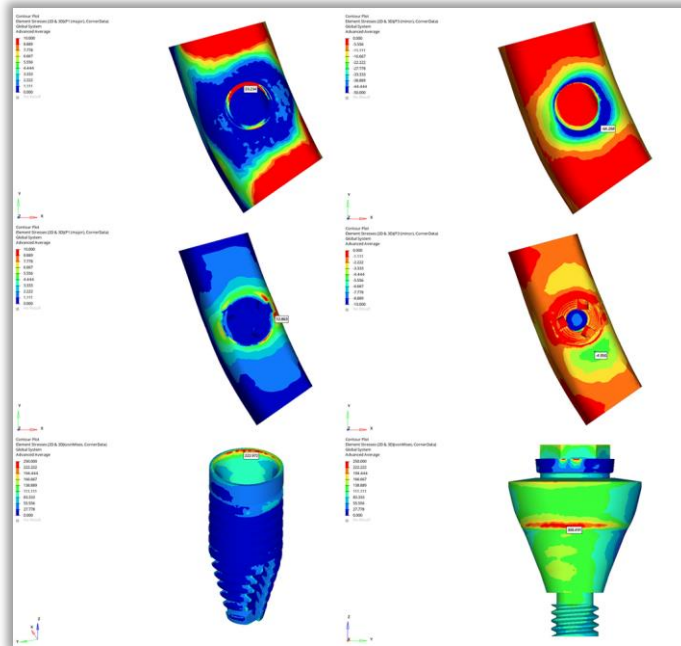
Şekil 32. Model 6'nın Stres Değerlerinin Dağılımı

Model 7: D4 Kemik- Titanyum İmplant- Zirkonya Abutment

Uygulanan kuvvet sonucunda kortikal kemikte oluşan maksimum asal stres değeri 23.234 N/mm² olarak, Minimum Asal Stres değeri ise -64.268 N/mm² olarak ölçüldü. Spongios kemikte oluşan maksimum asal stres değeri 12.863 N/mm² olarak, Minimum Asal Stres değeri ise -4.950 N/mm² olarak ölçüldü. İmplant yüzeyinde ölçülen en büyük VMS değeri 222.972 N/mm², abutment yüzeyinde ölçülen en büyük VMS değeri 300.491 N/mm² olarak ölçüldü. Alternating Stress değeri implant için 111.486 N/mm², abutment için 150.246 N/mm² olarak hesaplandı. İmplant ömrü sonsuz döngü (10⁷ döngüden fazla), abutment ömrü sonsuz döngü (10⁷ döngüden fazla) olarak bulundu.

Tablo 20. Model 7'nin Stres Değerleri

	Ölçülen Değer	Stres	Ömür
K. Kemik	Pmax	23.234	
	Pmin	-64.268	
S. Kemik	Pmax	12.863	
	Pmin	-4.950	
İmplant	Von Mises max	222.972	Sonsuz ömür
	Alternating Stress	111,486	
Abutment	Von Mises max	300.491	Sonsuz ömür
	Alternating Stress	150,246	



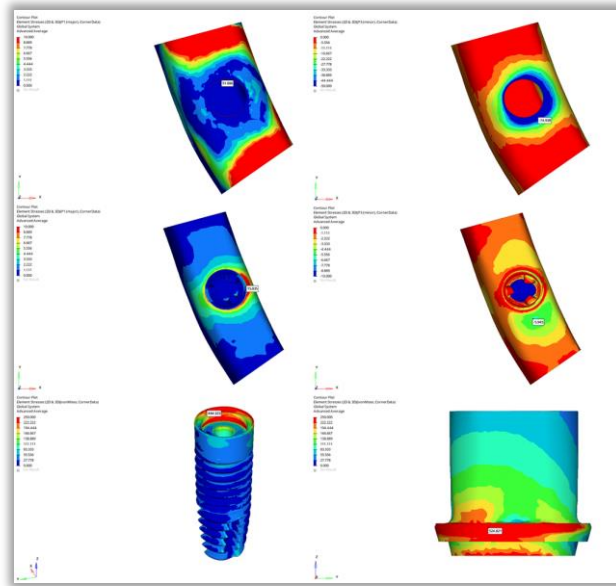
Şekil 33. Model 7'nin Stres Değerlerinin Dağılımı

Model 8: D4 Kemik- Zirkonya İmplant- Zirkonya Abutment

Uygulanan kuvvet sonucunda kortikal kemikte oluşan maksimum asal stres değeri 51.006 N/mm² olarak, Minimum Asal Stres değeri ise -74.938 N/mm² olarak ölçüldü. Spongioz kemikte oluşan maksimum asal stres değeri 15.035 N/mm² olarak, Minimum Asal Stres değeri ise -5.945 N/mm² olarak ölçüldü. İmplant yüzeyinde ölçülen en büyük VMS değeri 484.323 N/mm², abutment yüzeyinde ölçülen en büyük VMS değeri 524.821 N/mm² olarak ölçüldü. Alternating Stress değeri implant için 242.162 N/mm², abutment için 262.411 N/mm² olarak hesaplandı. İmplant ömrü sonsuz döngü (10⁷ döngüden fazla), abutment ömrü sonsuz döngü (10⁷ döngüden fazla) olarak bulundu.

Tablo 21. Model 8'in Stres Değerleri

	Ölçülen Değer	Stres	Ömür
K. Kemik	Pmax	51.006	
	Pmin	-74.938	
S. Kemik	Pmax	15.035	
	Pmin	-5.945	
İmplant	Von Mises max	484.323	Sonsuz ömür
	Alternating Stress	242,162	
Abutment	Von Mises max	524.821	Sonsuz ömür
	Alternating Stress	262,411	



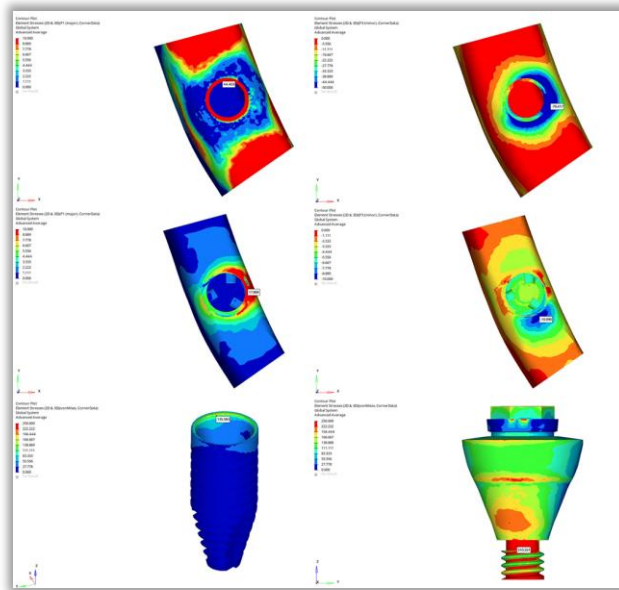
Şekil 34. Model 8'in Stres Değerlerinin Dağılımı

Model 9: D4 Kemik- PEEK İmplant- Zirkonya Abutment

Uygulanan kuvvet sonucunda kortikal kemikte oluşan maksimum asal stres değeri 44.403 N/mm² olarak, Minimum Asal Stres değeri ise 79.417 N/mm² olarak ölçüldü. Spongioz kemikte oluşan maksimum asal stres değeri 17.804 N/mm² olarak, Minimum Asal Stres değeri ise -10.090 N/mm² olarak ölçüldü. İmplant yüzeyinde ölçülen en büyük VMS değeri 135.583 N/mm², abutment yüzeyinde ölçülen en büyük VMS değeri 510.551 N/mm² olarak ölçüldü. Alternating Stress değeri implant için 67.792 N/mm², abutment için 255.276 N/mm² olarak hesaplandı. İmplant ömrü fail (max VM > S_u), abutment ömrü sonsuz döngü (10⁷ döngüden fazla) olarak bulundu.

Tablo 22. Model 9'un Stres Değerleri

	Ölçülen Değer	Stres	Ömür
K. Kemik	Pmax	44.403	
	Pmin	-79.417	
S. Kemik	Pmax	17.804	
	Pmin	-10.090	
İmplant	Von Mises max	135.583	fail max VM > Su
	Alternating Stress	67,792	
Abutment	Von Mises max	510.551	Sonsuz ömür
	Alternating Stress	255,276	



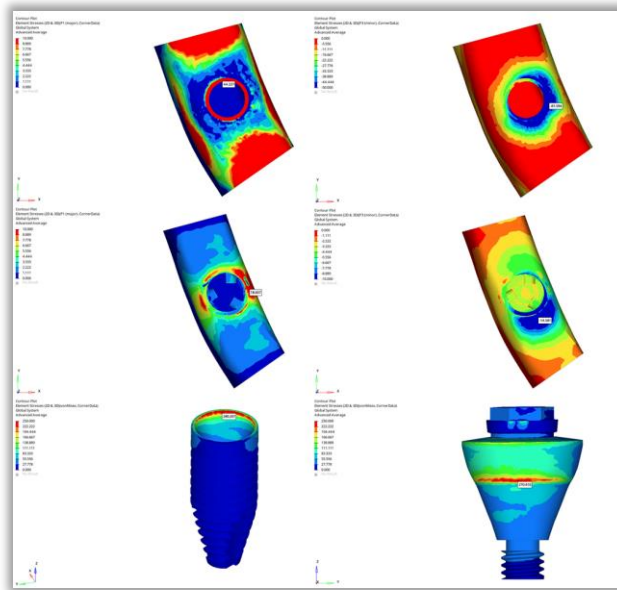
Şekil 35. Model 9'un Stres Değerlerinin Dağılımı

Model 10: D4 Kemik- PEEK İmplant- PEEK Abutment

Uygulanan kuvvet sonucunda kortikal kemikte oluşan maksimum asal stres değeri 44.227 N/mm² olarak, Minimum Asal Stres değeri ise -81.594 N/mm² olarak ölçüldü. Spongios kemikte oluşan maksimum asal stres değeri 18.657 N/mm² olarak, Minimum Asal Stres değeri ise -14.581 N/mm² olarak ölçüldü. İmplant yüzeyinde ölçülen en büyük VMS değeri 280.207 N/mm², abutment yüzeyinde ölçülen en büyük VMS değeri 270.455 N/mm² olarak ölçüldü. Alternating Stress değeri implant için 67.792 N/mm², abutment için 255.276 N/mm² olarak hesaplandı. İmplant ömrü fail (max VM > S_u), abutment ömrü fail (max VM > S_u) olarak bulundu.

Tablo 23. Model 10'un Stres Değerleri

	Ölçülen Değer	Stres	Ömür
K. Kemik	Pmax	44.227	
	Pmin	-81.594	
S. Kemik	Pmax	18.657	
	Pmin	-14.581	
İmplant	Von Mises max	280.207	fail max VM > Su
	Alternating Stress	140,104	
Abutment	Von Mises max	270.455	fail max VM > Su
	Alternating Stress	135,228	



Şekil 36. Model 10'un Stres Değerlerinin Dağılımı

4.2.Yorulma Analizi Sonuçları

Yapılan Sonlu Elemanlar Stres Analizi sonucunda modellerdeki implant ve abutment materyallerinin yorulma analizi için maksimum ve minimum Von-Mises Stres değerleri ölçüldü. Bu çalışmada, modellerde çiğneme döngülerinde materyallerdeki minimum Von-Mises Stresi 0 MPa olarak belirlendi. Alternating Stress ve Mean Stress hesaplaması formül yardımıyla hesaplandı. Alternating Stress sonuçları materyallerin S-N eğrilerine göre değerlendirildi.

Tablo 24. Oblik Kuvvet İmplant ve Abutment Alternating Stress Değerleri ve Yorulma Analizi Sonuçları

Oblik	Model	İmplant Alternating Stress	Abutment Alternating Stress	İmplant Ömrü		Abutment Ömrü	
1	t-t	166,725	391,605	infinite life		5*10 ⁶ döngü	
2	t-z	139,712	409,162	infinite life		infinite life	
3	z-z	304,277	530,369	infinite life		fail	
4	p-z	116,524	472,559	fail	max VM > Su	infinite life	
5	p-p	223,187	378,953	fail	max VM > Su	fail	max VM > Su
6	t-t	170,802	399,337	infinite life		10 ⁶ döngü	
7	t-z	140,757	417,851	infinite life		infinite life	
8	z-z	304,652	533,942	infinite life		fail	
9	p-z	122,263	512,139	fail	max VM > Su	< 10 ⁴ döngü	max VM > Sy (low cycle fatigue)
10	p-p	230,698	383,178	fail	max VM > Su	fail	max VM > Su

Model 1'deki titanyum implant 10⁷ döngüden fazla ömre sahipken titanyum abutmentin ömrü 5.10⁶ döngü olarak hesaplanmıştır.

Titanyum implant ve zirkonya abutment ile oluşturulan senaryo hem D1 hem de D4 kemik densitesinde 10⁷ döngüden fazla ömre sahiptir.

Zirkonya implant ve zirkonya abutmenttan oluşan Model 3 ve Model 8'de zirkonya implantlar için 10⁷ döngüden fazla ömür hesaplanmışken zirkonya abutmentlar için maximum Von-Mises değeri S_u değerinden büyük olduğu için fail olarak kabul edildi.

PEEK materyali ile oluşturulan tüm senaryolarda uygulanan oblik kuvvet sonucunda hem implant hem de abutmentların maksimum Von-Mises değeri PEEK materyalinin S_u değerinden büyük olduğu için fail olarak kabul edildi.

PEEK implant ve zirkonya abutment ile oluşturulan Model 9'daki zirkonya abutmentın Maksimum Von-Mises değeri zirkonya materyalinin (Yield Strengthinden) S_y değerinden büyük olduğu için low cycle fatigue olarak hesaplandı.

Tablo 25. Vertikal Kuvvet İmplant ve Abutment Alternating Stress Değerleri ve Yorulma Analizi Sonuçları

Vertikal	Model	Implant Alternating Stress	Abutment Alternating Stress	İmplant Ömrü		Abutment Ömrü	
1	t-t	117,261	132,437	infinite life		infinite life	
2	t-z	95,756	138,624	infinite life		infinite life	
3	z-z	237,195	252,897	infinite life		infinite life	
4	p-z	57,158	239,233	fail	max VM > S_u	infinite life	
5	p-p	127,636	127,847	fail	max VM > S_u	fail	max VM > S_u
6	t-t	124,777	124,271	infinite life		infinite life	
7	t-z	111,486	150,246	infinite life		infinite life	
8	z-z	242,162	262,411	infinite life		infinite life	
9	p-z	67,792	255,276	fail	max VM > S_u	infinite life	
10	p-p	140,104	135,228	fail	max VM > S_u	fail	max VM > S_u

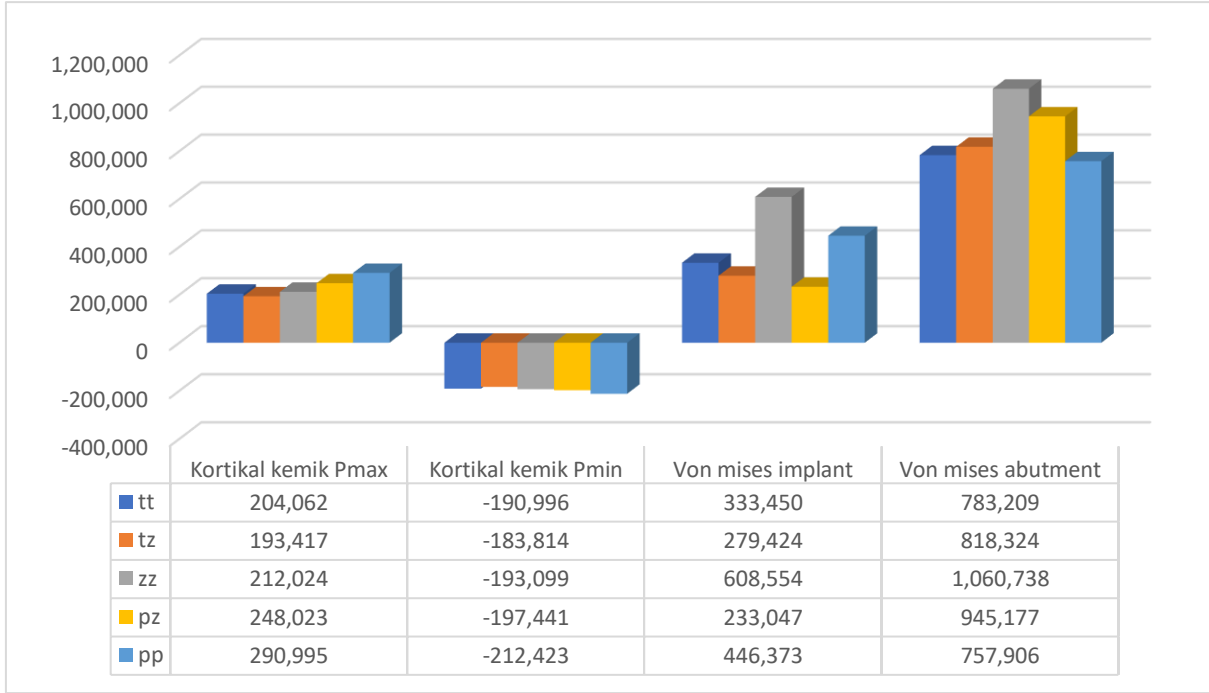
Vertikal kuvvet sonucunda PEEK materyali ile oluşturulan tüm senaryolarda hem implant hem de abutment için maksimum Von-Mises değeri materyalin S_u değerinden büyük olduğu için fail kabul edilmiştir.

Titanyum ve zirkonya materyalleri ile oluşturulan ve vertikal kuvvet uygulanan tüm senaryolarda hem implant hem de abutment ömrü 10^7 döngüden fazla olarak hesaplanmıştır.

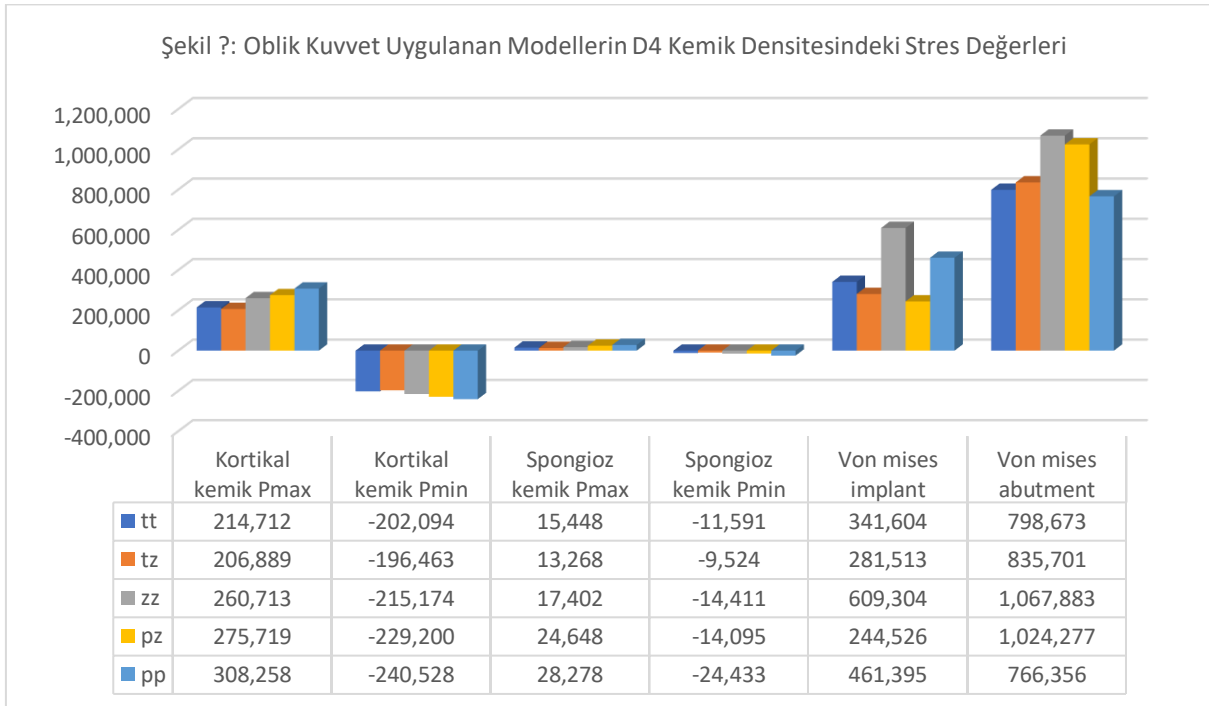
Tablo 26. Titanyum, PEEK ve Zirkonya materyallerinin S_e , S_y ve S_u değerleri

	Titanium	Peek	YTZP
S_e	370	74	720
S_y	900	90,9	995
S_u	950	95	1050

4.3. Sonlu Elemanlar Stres Analizi Bulguların Karşılaştırılması



Şekil 37. Oblik Kuvvet Uygulanan Modellerin D1 Kemik Densitesindeki Stres Değerleri



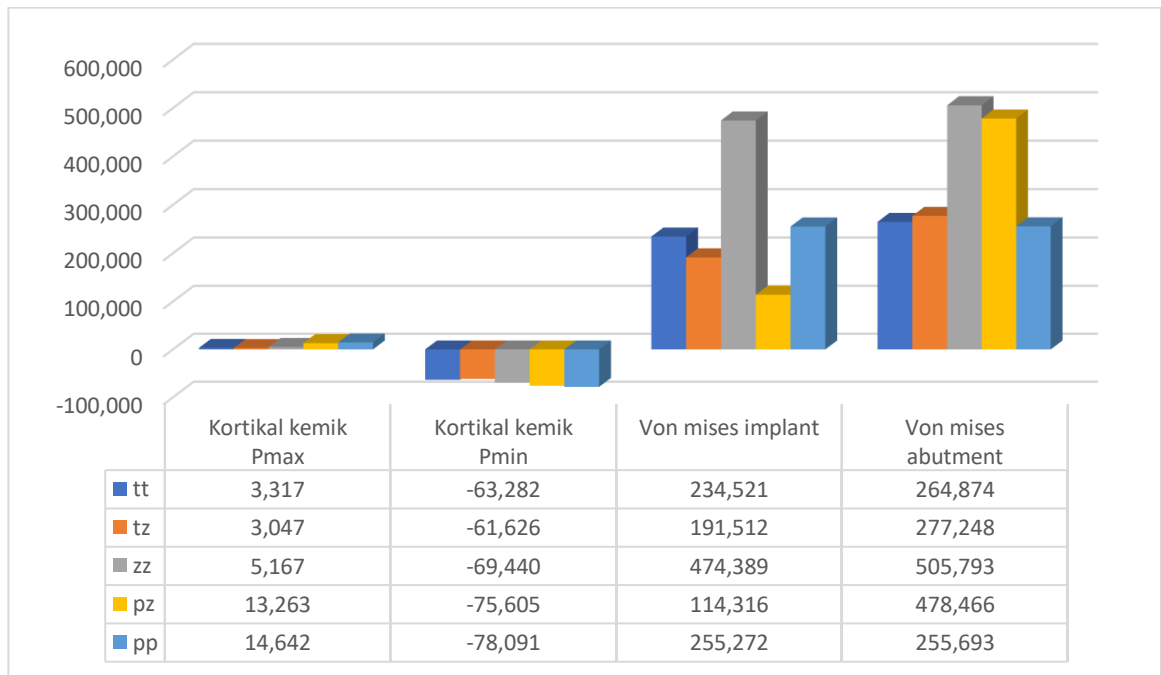
Şekil 38. Oblik Kuvvet Uygulanan Modellerin D4 Kemik Densitesindeki Stres Değerleri

Modellemelerde oblik yüklemede, kortikal kemikteki Maksimum Asal Stres değeri en yüksek D4 kemik densitesinde ve Model 10’da olduğu görülmüştür. En düşük Maksimum Asal Stres değeri ise D1 kemik densitesinde ve Model 2’dedir. Oblik yüklemede kortikal kemikteki Maksimum Asal Stres değerleri incelendiğinde D4 kemikte D1 kemiğe oranla stres değeri daha yüksektir.

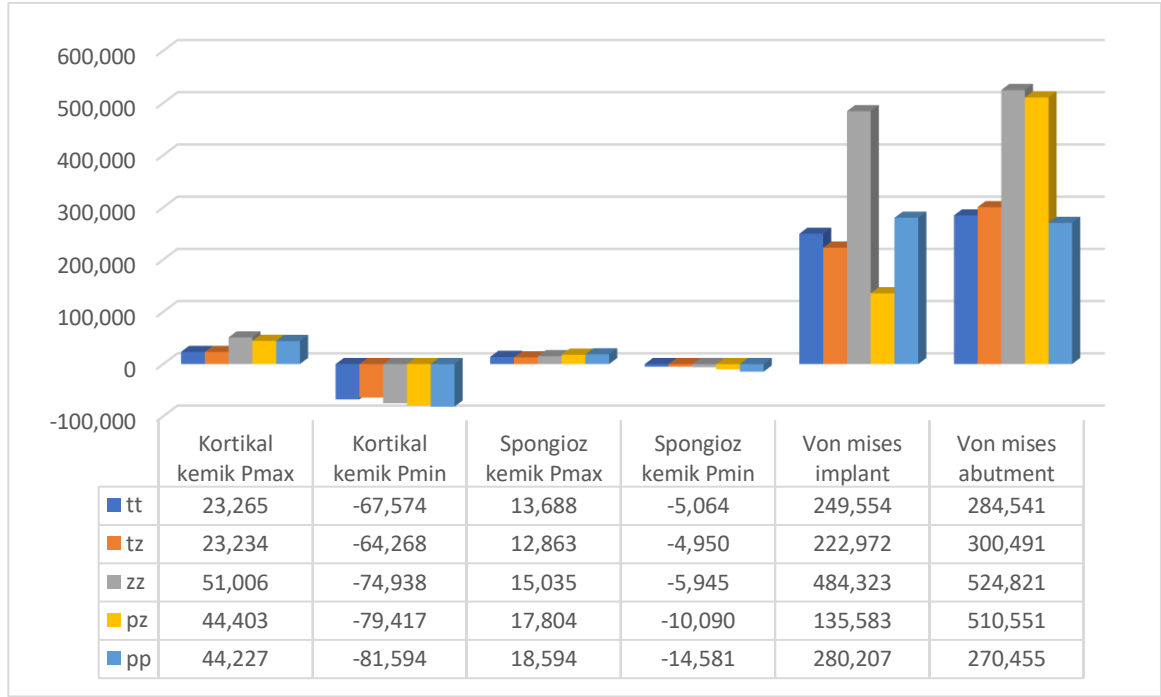
Modellemelerde oblik yüklemede Minimum Asal Stres değerleri incelendiğinde Model 2’de en düşük olduğu görülmüştür. En yüksek Minimum Asal Stres değeri ise D4 kemik densitesinde ve Model 10’dadır.

Modellemelerde oblik yüklemede, implanttaki Von-Mises stres değerleri incelendiğinde en yüksek değerin D4 kemik densitesinde ve Model 8’deki zirkonya abutmenta sahip zirkonyum implantta olduğu görülmüştür. En düşük değerin ise D1 kemik densitesinde ve Model 4’teki zirkonya abutmenta sahip PEEK implantta olduğu görülmüştür.

Modellemelerde oblik yüklemede, abutmenttaki Von-Mises stres değerleri incelendiğinde en yüksek değerin D4 kemik densitesinde ve Model 8’deki zirkonya abutmentta olduğu görülmüştür. En düşük değer ise D1 kemik densitesinde ve Model 10’da PEEK abutmenttadır.



Şekil 39. Vertikal Kuvvet Uygulanan Modellerin D1 Kemik Densitesindeki Stres Değerleri



Şekil 40. Vertikal Kuvvet Uygulanan Modellerin D4 Kemik Densitesindeki Stres Değerleri

Modellemelerde vertikal yüklemde, kortikal kemikteki Maksimum Asal Stres değeri en yüksek D4 kemik densitesinde ve Model 8’de olduğu görülmüştür. En düşük Maksimum Asal Stres değeri ise D1 kemik densitesinde ve Model 2’dedir. Vertikal yüklemde kortikal kemikteki Maksimum Asal Stres değerleri incelendiğinde D4 kemikte D1 kemiğe oranla stres değeri daha yüksektir.

Modellemelerde vertikal yüklemde Minimum Asal Stres değerleri incelendiğinde D4 kemik densitesinde ve Model 10’da en yüksektir. En düşük Minimum Asal Stres değeri ise D1 kemik densitesinde ve Model 2’de olduğu görülmüştür.

Modellemelerde vertikal yüklemde, implanttaki Von-Mises stres değerleri incelendiğinde en yüksek değerin D4 kemik densitesinde ve Model 8’deki zirkonya abutmenta sahip zirkonyum implantta olduğu görülmüştür. En düşük değerin ise D1 kemik densitesinde ve Model 4’teki zirkonya abutmenta sahip PEEK implantta olduğu görülmüştür.

Modellemelerde vertikal yüklemde, abutmentteki Von-Mises stres değerleri incelendiğinde en yüksek değerin D4 kemik densitesinde ve Model 8’deki zirkonya abutmentta olduğu görülmüştür. En düşük değer ise D1 kemik densitesinde ve Model 10’da PEEK abutmenttadır.

5. TARTIŞMA

İnsan vücudunda çeşitli sebeplerle oluşan eksik parçaların estetik ve fonksiyonunu sağlayacak şekilde restore edilmesi insanlık tarihi kadar eski bir konudur. Teknolojinin gelişmesiyle, diş eksikliklerinin giderilmesinde günümüzde modern endosseoz dental implantlar kullanılmaktadır (101).

Branemark ve ark. osseoentegrasyon mekanizmasını tanımlamasıyla; titanyum, diş hekimliğinde dental implant materyali olarak kullanılmaya başlanmış olup yüksek başarı oranına sahiptir (32,102).

Günümüzde titanyum ve alaşımları, implant üretiminde en sık kullanılan materyallerdir ve dental implantolojide altın standart haline gelmiştir. Günümüzde kullanılan titanyum dental implantlar, saf titanyuma (CpTi), direnci arttırmak amacıyla düşük miktarda alüminyum ve vanadyum ilave edilmesiyle elde edilen Ti-6Al-4V (Ti-6 alüminum-4 vanadium) şeklindedir (27). Titanyum materyali, genellikle mukozadan görülebilen koyu grimsi renk yansıması yapması en büyük dezavantajlarından biridir. Bu nedenle ince mukozal biyotip varlığında ve dişeti çekilmelerinde estetiğin bozulmasına yol açabilir (103).

Titanyum implantların olası immünolojik reaksiyonlara neden olması ve birtakım estetik problemler oluşturabilmelerinden dolayı implant materyellerine alternatif geliştirilmiştir(36). Zirkonya olarak bilinen zirkonyum dioksit, implante edilebilir bir seramik olarak titanyuma alternatif bir malzeme olarak tanıtılmıştır(104). Vücutta inert oldukları düşünülmektedir ve metalik implantlara kıyasla daha az iyon salınımı sergilerler (105). Yitriyum oksit ile stabilize edilen zirkonya, yüksek kırılma direnci sebebiyle dental implant tedavilerinde en çok tercih edilen formudur (106). Zirkonya materyali 200 GPa değerindeki elastik modülü ile titanyuma göre daha rijit bir materyaldir. Zirkonya materyalinin biyolojik açıdan dişetine uyumunun daha iyi olduğu ve titanyum materyaline göre plak tutulumunun daha az olduğu belirtilmiştir. Zirkonya implantlar diş rengine yakın olması nedeniyle titanyum implantların en büyük dezavantajı olan diş eti kenarlarındaki metalik renk yansımasını göstermemektedir. Bu nedenle doğala daha yakın bir görüntü oluşması zirkonya implantların avantajlarından biridir (107,108).

PEEK materyali yüksek mekanik performans gösteren sentetik bir termoplastik polimerdir ve 3.6 GPa elastik modülüne sahiptir(45). Tıp alanında yaygın olarak kullanılan PEEK materyali, titanyuma alternatif olarak başarılı sonuçlar göstermiştir.

Biyouyumluluğunun yüksek olması nedeniyle PEEK; implant materyali, iyileşme başlıkları, geçici abutmentler ve implant destekli hibrit protezlerin üretimi için kullanılmıştır(47). PEEK materyali biyolojik olarak inerttir. Suda çözünmeme özelliği ve diğer maddelerle etkileşimi düşüktür. Bu nedenle metallere karşı alerjisi olan hastalarda uygun bir seçenek olabilir(109). Manyetik rezonans görüntülemeye (MRI) izin verir ve çeşitli sterilizasyon işlemleri sırasında bozulmaya dayanıklıdır. PEEK materyalinin en önemli özelliklerinden biri düşük elastiklik modülüdür ve bu özelliği sayesinde sabit protez tedavilerinde kullanıldığı düşünülmektedir. PEEK materyalinin düşük maliyeti ve kolay işlenebilir olması sayesinde kullanım alanı artmıştır (110).

Doğal diş köklerinin etrafında bulunan periodontal ligamentler, dental implantların etrafında bulunmaz. Doğal dişte periodontal ligament; kuvveti absorbe ederek ve dağıtarak kemikte oluşacak stresleri azaltır. Fakat kemik ile implant direkt temas halindedir. Klinik olarak, oklüzal kuvvetler önce proteze, sonra implant tarafından kemiğe iletilir. Bu kuvvetler fizyolojik sınırı aştığında, peri-implant kemikteki stresler mikro çatlaklara ya da bölgedeki kan akımını engelleyerek kemik rezorpsiyonuna sebep olmaktadır (111). Kemiğe iletilen bu yük; implant ve protezin materyali, implantın boyutları, tasarımı, ve uygulandığı kemiğin yoğunluğu gibi faktörlerden etkilenmektedir(54).

Dental implantoloji biyomekaniğine bakış açısı kazanmak için en başta implant ve çevresindeki kemiğin davranışını anlamak gerekir(112). Ancak, kemik ile implant ara yüzeyinde yüklerin nasıl oluştuğunu ve dağıldığını, bu kuvvetlerin çevre dokular ile implant materyalleri üzerindeki etkilerini göstermek oldukça güçtür. Çünkü yüklemenin tipi, miktarı, yönü, kemik hacmi ve yoğunluğu, destek implantların sayısı, implantların açısı ve protez tipi gibi birçok faktör implant biyomekaniğinin in vivo olarak incelenmesini karmaşık hale getirmektedir (112,113). Bu nedenle, implant restorasyonlarının biyomekaniğini anlamak amacıyla çalışmaların bir model üzerinde stres analiz yöntemlerinden faydalanılarak yapılması gündeme gelmiştir. Bu yöntemler içerisinde avantajları dolayısıyla en sık kullanılan yöntem, sonlu elemanlar analizi olmuştur (114). Bu nedenle bu çalışmada bruksizm hastalarında farklı implant ve abutment materyallerinin D1 ve D4 kemik densitelerinde oluşturduğu stres ve implant-abutment materyallerindeki yorulma analizi sonlu elemanlar metodu ile incelenmiştir.

Sonlu elemanlar stres analizi yöntemi in vivo şartlarda ölçülmesi güç olan kemik-implant-üst yapı sistemine ait gerilmelerin ölçülmesinde birçok araştırmacı tarafından sıklıkla kullanılan yöntemlerinden biridir (9,93,115–117).

Assunção ve ark. sonlu elemanlar stres analizi yöntemiyle, dental implantolojide bir diğer stres analiz yöntemi olarak kullanılan fotoelastik yöntemi kıyasladıkları çalışmanın sonuçlarına göre, nicel verilerde sonlu elemanlar stres analizi yöntemine oranla fotoelastik yöntemin yetersiz kaldığını bildirmişlerdir(118). Sonlu elemanlar stres analizi yöntemi kullanılarak gerçek yapıya oldukça yakın model elde edilebilmesi, karmaşık geometrik yapılara kolaylıkla uygulanabilmesi, stres tipinin ve dağılımının hassas bir şekilde incelenebilmesi sağlanmaktadır (119).

Karataşlı, yaptığı çalışmada sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile mekanik testleri karşılaştırılmalı olarak incelemiş ve her iki yönteme ait sonuçların tutarlı ve kıyaslanabilir olduğunu belirtmiştir(120). Belirtilen tüm avantajlarından dolayı bu çalışmada sonlu elemanlar stres analizi yöntemi kullanılmıştır.

Ancak yapılan çalışmalarda, dental restorasyonların gerilme analizleri için 2 boyutlu modellemenin yetersiz kaldığı sonucuna varılmıştır.

Sonlu elemanlar stres analizi yöntemi kullanılırken 2 boyutlu ve 3 boyutlu modellemelerin yapılması çalışmanın hassasiyeti ve sonuçların doğruluğu açısından önemlidir. Modellenen yapıların anatomik olarak düzensiz olması sebebiyle modellerin 3 boyutlu olarak hazırlanması gerçeğe daha yakın sonuç elde edilmesini sağlamaktadır(119). 3 boyutlu olarak hazırlanan modellerde on, on iki, on dört yüzlü elemalar kullanılabildiğinden çok daha net sonuçlara ulaşılabilmektedir(121).

Sonlu elemanlar stres analiz yönteminde, gerçeğe daha yakın sonuçlar elde edebilmek için, doğal kemik dokuları modellenmektedir. Bu kemik dokuları modellenirken bilgisayarlı tomografi gibi dijital görüntüleme tekniklerinden faydalanılmaktadır(98).

Çalışmamızda klinik koşullara daha yakın olacağı düşüncesiyle, mandibulanın anatomisini taklit edilebilmek için “ The Visible Human Project” veri tabanından alınan 0.1 mm kesitli bilgisayarlı tomografi görüntüleri ile yapılan düzenlemelerle yeni çene modelleri hazırlanmıştır(100).

Sonlu elemanlar analiz sisteminde kuvvet dağılımı her eleman için ayrı ayrı hesaplanacağından, duyarlı analiz yapılabilmesi için modellemedeki eleman sayısı önem

taşımaktadır ve bu sayı mümkün olduğunca arttırılmaya çalışılmalıdır(92,112). Bununla birlikte, eleman ve düğüm noktası sayısı arttıkça analiz süresi de uzamaktadır. Bu nedenle yapılan çalışmaların pek çoğunda eleman ve düğüm noktası sayısı sınırlı tutulmakta veya eleman ve düğümler özellikle kuvvet uygulanan bölgelere dağıtılarak diğer bölgelerde oldukça az sayıda bırakılmaktadır(122).

Materyalin özellikleri yapı içerisindeki stres dağılımını büyük ölçüde etkilemektedir. (98) Sonlu elemanlar analiz çalışmalarında modellemede kullanılan materyaller için kabul edilmiş sabit bir elastisite modülü ve Poisson oranı bulunmamaktadır(123). Matematiksel modellerde seçilen materyaller için belirlenmiş sabit veriler olmaması, sonuçları çeşitlendirerek, benzer çalışmalar arasındaki esas farklılığı oluşturmaktadır. Bu sebeple, çalışmalarda kullanılan elastisite modül değerlerinin canlı dokuların elastisite modüllerine benzer olması, sonuçların doğruluğu açısından oldukça önem taşımaktadır(124). Bu çalışmada, kullanılan tüm materyaller için geçmişte yapılan çalışmalarda sıklıkla kullanılan değerler esas alınarak stres analizi gerçekleştirilmiştir.

Bazı çalışmalarda bu oranlar tek tip alınmıştır. Ancak kemik kortikal ve spongioz olmak üzere 2 ye ayrılır ve çenenin farklı bölgelerinde nicelik ve niteliği farklıdır. Mandibula posterior bölgede D1 kemik densitesi ve D4 kemik densitesi bulunur. Bu çalışmada genel olarak çene kemiklerinin lokasyonlarına göre farklılıklar gözetilerek D1 ve D4 kemik densitelerinde çalışma planlanmıştır(56).

Anizotropik maddeler, uygulanan stres ölçümünde farklı noktalarda farklı ölçüm değerleri sergileyebilirler. Özellikle kemik dokusunda olduğu gibi, remodelling süreçlerini içeren dinamik dokular anizotropik özellik sergilerler. Bu durum stres ölçümünü zorlaştırmakta ve elde edilen verilerin hassasiyetini etkilemektedir. Bu durum homojen olmayan materyaller için de geçerlidir(124). Bu yüzden, literatürde de yapıldığı gibi, bu sorunu gidermek ve ölçümlerin doğruluğunu her noktada eşit kılmak için kullanılan materyaller homojen ve izotropik olarak kabul edilmiştir(125).

Sonlu eleman analizi çalışmalarında kemiğin yanı sıra, osseointegrasyon miktarının da tam olarak modellenmesi mümkün olmamaktadır(126,127). Çünkü ışık mikroskobu altında yapılan incelemeler neticesinde kemik-implant temasının %100 olduğu düşünülse de, klinik olarak elde edilen histolojik veriler bunu göstermemektedir(98,128,129). İmplant kemik arası osseointegrasyon hiçbir zaman % 100 olmamaktadır(122,130,131). Bu

çalışmada, diğer sonlu eleman analizi çalışmalarına benzer şekilde implant %100 osseointegre kabul edilmiştir.

Keyak ve ark., Huang ve ark. yaptıkları sonlu elemanlar analizinin doğruluğunu belirlemek için birçok klinik çalışma ile sonlu elemanlar analizi sonuçları karşılaştırılmış ve homojen, izotropik ve %100 osseointegre kabul edilen varsayımların gerçeği etkilemeyecek kadar önemsiz olduğu belirtilmiştir(132,133).

Modeller arası kıyaslama yapıldığı için kas ataçmanları dikkate alınmamıştır. Kemik modelin her kenardan sabitlendiği kabul edilmiştir.

Yükleme şekline göre statik ve dinamik olmak üzere iki çeşit sonlu elemanlar stres analizi yöntemi bulunmaktadır. Dental implantın yorulma direncini sorgulayan statik yüklem, sabit hızla gelen bir eğik kuvvet karşısında implantın bükülme veya kırılma direncini ortaya koyar. Wang ve ark. (134), diş sıkma ve gıcırdatma durumunda olduğu gibi yavaş mandibular hareketlerin simüle edildiğini düşündüğünden statik analiz yönteminin kullanılması gerektiğini belirtmişlerdir. Göre (116) , brüksizmi olan bireylerin simüle edildiği sonlu elemanlar stres analizi çalışmasında statik yüklem altında analiz gerçekleştirmiştir. Bu doğrultuda çalışmamızda statik sonlu elemanlar stres analizi yöntemi kullanılmıştır.

Çiğneme kuvvetlerinin yön, süre ve büyüklük açısından değerlendirilmesi analizin doğruluğunu etkileyen önemli faktörlerdendir(116). Dental implantolojide sonlu elemanlar stres analiz yöntemi uygulanırken, implantların sadece vertikal kuvvetlere maruz kalmadığı; aynı zamanda horizontal ve vertikal kuvvet vektörlerinin birleşiminden meydana gelen oblik kuvvetlere de maruz kaldığı ve bu oblik kuvvetlerin, vertikal kuvvetlere oranla daha yıkıcı stres oluşturduğu belirtilmiştir(98). Sonlu elemanlar analiz çalışmalarında, kuvvetin uygulanış şekliyle ilgili de farklı görüşler mevcuttur. Bazı çalışmalar kuvvet uygulaması için cusp-marjinal sırt ilişkisini (135,136), bazı çalışmalar cusp-fossa ilişkisini esas alırken (10,129,137), bazı çalışmalar ise kuvvetleri direk santral fossadan uygulamayı tercih etmektedir (138). Özellikle tek diş eksikliklerinde restorasyonlarda oluşturulması gereken oklüzal ilişki cusp-marjinal sırt ilişkisi şeklindedir. Ancak bu ilişkide restorasyona gelen yükler komşu dişler tarafından da paylaşılmaktadır(139). Bu nedenle çalışmamızda, sadece restorasyonun kuvvetleri karşılayacağı ve böylece sonuçların daha objektif olarak elde edilebileceği bir senaryo hazırlayabilmek amacıyla, cusp-fossa ilişkisi tercih edilmiştir.

Çalışmamızda bruksizm esnasında oluşan parafonksiyonel hareketleri taklit etmek amacıyla oluşturulan tüm modellerde hem vertikal hem de oblik yönde kuvvetler uygulanmıştır. Oklüzal düzleme dik yöndeki kuvvet uygulanması diş sıkmasını; oklüzal düzleme 30 derece olacak şekilde oblik yöndeki kuvvet uygulaması ise diş gıdırdatma esnasında oluşan kuvvet bileşkesinin yönünü simüle etmektedir(140,141).

Sonlu elemanlar stres analizi çalışmalarının asıl sonucunu belirleyecek olan yükleme koşulunun oblik yükleme koşulu olduğu düşünülmektedir(142–144). Bu düşüncenin sebebi, yıkıcı kuvvetlerin esas olarak yatay kuvvetlerin olması ve dik yükleme koşulunda çok belirgin olmayan asıl yıkıcı stres birikimlerinin oblik yükleme koşulunda daha belirgin bir şekilde meydana gelmesidir. Anitua ve ark. tarafından yapılan bir çalışmada, implantın aksı dışında kuvvet uygulandığında abutment vidası için stres ve kırıkta belirgin bir artış rapor edilmiştir(145). Bununla birlikte, dikey yönde kuvvet uygulanmasında devirici kol uzunluğu sıfır olduğu için aks dışı kuvvete oranla daha önemsiz olduğu bildirilmiştir(145).

Bu tez çalışmasında; literatürdeki çalışmaların sonuçları ile uyumlu olarak, oblik kuvvetler uygulanan modellerde, dik kuvvetler uygulanan modellere göre, hem dental implant ve abutment üzerinde oluşan Von Mises stres değerleri, hem de kemik üzerinde oluşan asal stres değerlerinin daha yüksek olduğu gösterilmiştir.

Çiğneme sırasında oluşan kuvvetlerin büyüklüğü ile ilgili literatürde değişkenlik gösteren veriler mevcuttur. Bu veriler cinsiyet, mevcut kas yapısı, kasın tonusu, yaş, diş eksikliği, parafonksiyonel alışkanlık varlığı, bruksizm ve ağız içerisinde yapılan ölçüm yöntemlerinin farklılığına göre değişmektedir(146).

Doğal dişlerde restorasyon varlığı kuvvetlerde değişikliğe sebep olmamaktadır. Erkeklerde ortalama maksimum ısırma gücü 53.6-64.4 kg, kadınlarda ise 35.8-44.9 kg olarak belirtilmiştir. Ferrario (147), birinci büyük azı diş bölgesindeki ortalama çiğneme kuvvetini bayan hastalarda 234.46 N, erkek hastalarda 306,07 N olarak belirtmiştir. Bruksizmi olan hastalarda yapılan çalışmalarda molar dişlerindeki maksimum ısırma gücü erkek hastaların 911 N, kadın hastalarda ise 569 N olarak saptanmıştır(148).

Nokturnal(gece) bruksizmde maksimum ısırma kuvveti 415 N, diüurnal bruksizmde ise 775 N olarak belirtilmiştir (149). Göre ve ark. bruksizmi olan bireylerin simüle edildiği çalışmalarında mandibular kanin, birinci küçük azı ve ikinci büyük azı bölgesine yerleştirilmiş implantlar üzerine 5 üyeli köprü modeli üzerine toplam kuvvet 1000 N olacak

şekilde kuvvet uygulamışlardır (140). Bu bilgiler doğrultusunda çalışmamızda dikey yönde toplam 1000 N, oblik yönde ise toplam 500 N olacak şekilde dinamik kuvvet uygulanmıştır.

Misch kortikal kemikteki implant kemik kontağının trabeküler kemiğe göre daha fazla olduğunu, kortikal kemiğin daha güçlü ve deformasyona karşı dirençli olduğunu belirtmiştir(150). Ayrıca stresin kortikal kemikte yoğunlaşmasının diğer bir nedeninin de implantın kortikal kemikle sadece küçük bir yüzeyinin temas etmesiyle ve implantın kalan yüzeyinin ise sponjiyöz kemiğin tamamen içinde olması sebebiyle daha geniş bir temas yüzeyine aktarılması ile de açıklanabileceğini düşünmekteyiz.

Başarılı bir osseointegrasyon için kemik kantitesi ve densitesinin de önemi belirtilmiştir (151). Kemik densitesi, implant-kemik temas miktarı ile doğrudan ilişkilidir. Bunun sebebi temas yüzdesinin kortikal kemikte trabeküler kemikten daha yüksek olmasıdır(54). Densitesi yüksek kemikte primer stabilitenin artması, osseointegrasyonu ve dolayısıyla implant prognozunu artırmaktadır(151,152).

Literatürde çekme stres değerlerinin en yüksek görüldüğü bölgelerin, rezorpsiyonun ilk olarak başlayacağı bölgeler olarak kabul edilmiştir (153,154). Stres yoğunluğunun implantın boyun bölgesinde en üst yivlerde ve bu bölgeye komşu kortikal kemikte olduğu, implantın orta ve apikal bölgesine doğru ise azaldığı bildirilmiştir(155). Bu durum, kortikal kemiğin elastik modülünün daha yüksek olması sebebiyle gelen kuvvetlerin büyük çoğunluğunu taşıdığının ve kuvvet uygulandığında kemiğin bir dayanak noktası ve fulkrum olarak görev yaptığını göstermektedir. Çalışmamızda hem dikey hem oblik kuvvet uygulaması sonrasında elde edilen veriler benzer çalışmalarla uyumlu olup, gerilmelerin implantların boyun bölgesinde ve çevreleyen kortikal kemikte yoğunlaştığını göstermiştir.

Osteointegrasyon kaybı ve kemik rezorpsiyonu bakımından basma kuvvetlerinin daha önemli olduğu Lan ve ark.'nın yaptıkları çalışmalarında belirtilmiştir (156). Kemik dokusu; üzerine gelen basma streslerine, çekme streslerine göre daha dayanıklıdır fakat çalışmamızda, daha ayrıntılı değerlendirme yapabilmek amacıyla hem maksimum principle stres (çekme) hem de minimum principle stres değerleri kullanılmıştır. Çalışmamızda, klinik olarak anlamlı değerlendirmeler yapabilmek için, kemik dokusunun daha az dirençli olduğu maximum çekme streslerinin detaylı değerlendirilmesi yapılmıştır.

İmplanta gelen kuvvetlerin en çok kortikal kemik tarafından karşılandığı ve daha düşük oranda ise spongioz kemikte stres görüldüğü belirtilmiştir (157). Spongiyöz kemiğe göre daha rijit yapısı, elastisite modülünün yüksekliği ve kemiğin dış kısmında bulunarak

kuvvetlerle ilk karşılaşma bölgesi olmasından dolayı en fazla stres kortikal kemik tabakasında görülmektedir (158,159). Çalışmamızda kortikal kemikte oluşan maksimum çekme ve basma stresleri 308.258 MPa ve -240.528 MPa iken; spongioz kemikte oluşan en yüksek çekme ve basma stresleri 28.278 MPa ve -24.433 MPa'dır. Kortikal kemikte en yüksek çekme stres değerleri PEEK implant ve PEEK abutment yerleştirilen modellerde, en düşük çekme stres değerleri de titanyum implant ve zirkonya abutment yerleştirilen modellerde olduğu belirlenmiştir.

Kortikal kemik varlığı ve kalınlığı sonlu elemanlar analizinin sonucunu etkileyecek önemli özelliklerden biridir.(160). Clelland ve ark. yaptıkları sonlu elemanlar analizi çalışmasında; maksilladaki kemik miktarının ve yapısının stres dağılımı üzerine etkisini incelemişlerdir. Kortikal kemik kalınlığının 1,5 mm'den 3 mm'ye artması sonucunda kortikal kemikteki maksimum gerilme değerlerinin %50 oranında azaldığını tespit etmişlerdir(161). Okumora ve ark. yaptıkları sonlu elemanlar analiz çalışmasında; kortikal kemik mevcudiyetinin stres dağılımı üzerine etkisini incelemişlerdir. Kortikal kemiğin bulunmadığı ve implantların sadece spongioz kemik tarafından desteklendiği modellerde en yüksek stres değerlerini tespit etmişlerdir(162). Bu çalışmada da literatür ile uyumlu olarak tamamen kortikal D1 kemik densitesindeki kemikte, kortikal kemik kalınlığını 1.5 mm alındığı D4 kemik densitesinde göre daha düşük asal stres değerleri bulunmuştur.

Literatürde yapılan çalışmalarda primer stabilite ve implantların başarı oranının kemik kalitesi ile birebir ilişkili olduğu rapor edilmiştir(163). D4 kemik densitesi ise D1'e göre 10 kat zayıftır. D4 kemik densitesinde primer stabilite sağlamak oldukça güçtür(164).

Almeida ve ark. yaptıkları çalışmada 4 farklı kemik yoğunluğundaki modellerde aksiyal ve bukkolingual kuvvetin oluşturduğu stres dağılımını incelemişlerdir. Sonuç olarak yüklemelerde kemikteki en yüksek stres değerlerinin D3 ve D4 kemik densitesinde görüldüğünü bildirmişlerdir. D1 ve D2 kemikte ise daha düşük stres konsantrasyonları izlenmiştir. Gerilim değerleri açısından en yüksek değer D4 kemikte oluşurken değerlerin D3, D2 ve D1 olacak şekilde sırayla azaldığını belirtmişlerdir(165).

Benzer şekilde Lin ve ark. çeşitli kemik tiplerine sahip modellerde implant-diş destekli sistemler üzerinde yapmış oldukları çalışma sonuçlarında kemik yoğunluğu azaldıkça kemikte meydana gelen Von Mises değerinin arttığını, özellikle stres değerinin D4 kemik tipinde yüksek olduğunu belirtmişlerdir(166)

Lin ve ark. kemik yoğunluğu arttıkça stresin kemikte daha uniform yayıldığını, kemik kalitesi D1 den D4'e doğru azaldıkça da kortikal kemik kalınlığı azaldığından stres miktarının daha yüksek bulunduğunu belirtmişlerdir. D4 tip kemikte ise çok ince bir kortikal tabaka olması ve trabeküler kemiğin hakim olması nedeniyle boyun bölgesinde meydana gelen stresin ince bir kortikal tabakada yoğunlaştığından daha yüksek değerler elde edildiğini belirtmişlerdir(166).

Çalışma bulgularını değerlendirdiğimizde her modelde D1 kemik densitesindeki Maksimum ve Minimum Asal stres değeri D4 kemikten daha yüksek değerde bulunması Lin ve ark. yaptığı belirttiği nedenlerle açıklanabilir.

Çalışmamızda kullandığımız implant materyallerinin elastik modülleri; titanyum 110 GPa, zirkonya 200 GPa ve PEEK 3.85 GPa değerlerindedir(167,168). Kortikal kemiğin elastik modülü ise 13.7 GPa, spongiyöz kemiğin elastik modülü 1.1 GPa değerindedir(169). Titanyum ve zirkonya implant gruplarımız kortikal kemiğe göre çok daha yüksek elastik modülüne sahiptir.

PEEK implantların kemik-implant temas alanının titanyum implantlara göre daha düşük olduğu belirtilmiştir. PEEK implantlar, düşük elastik modülü sayesinde üzerlerine gelen kuvvetleri titanyuma göre daha homojen ve fazla miktarda etrafındaki kemiğe iletir, bu sayede kendi üzerinde daha az stres oluşmasını sağlamaktadır(170). Sarot ve ark. yaptığı çalışmada PEEK implantların kortikal kemikte, titanyuma göre daha fazla stres oluşturduğunu belirtmişlerdir(171). Çalışmamızda da PEEK implant kullandığımız grupta, implanta gelen kuvvetlerin daha çok çevre kemiğe iletilerek kortikal kemikte daha yüksek stres değerleri görülmesine ve implantta daha düşük stres değerleri görülmesine neden olmuştur, bulgularımız yapılan çalışmalarla paralellik göstermektedir.

Güngör ve ark. tarafından yapılan çalışmada üst çene ön bölge kısmi dişsizlikte zirkonya ve titanyum implant destekli sabit protezde; kemik, implant, abutment ve protez üzerine gelen stresler araştırılmıştır. Çalışmada, kortikal kemikte oluşan stres değerleri; zirkonya implant kullanılan modellerde titanyum implant kullanılan modellere göre daha düşük bulunmuştur (114). Çalışmamızda kortikal kemikte oluşan en yüksek stresler, elastik modülü en düşük olan PEEK implant kullanılan modellerde tespit edilmiştir. Kortikal kemikte oluşan en düşük stresler ise elastik modülü en yüksek olan zirkonya implant kullanılan modellerde tespit edilmiştir. Titanyum implant kullandığımız modellerde ise

kortikal kemikte oluşan stresler zirkonya ve PEEK implant kullanılan modellerdeki değerlerin arasında görülmüştür.

Metaller veya bazı polimerler gibi sünebilir materyaller için Von Mises stresi önemli bir kavramdır. Eğer materyal üzerinde oluşan maksimum Von Mises stres değeri, materyalin akma dayanımını aşarsa materyal üzerinde plastik deformasyon meydana gelir. Farklı modellerde, uygulanan kuvvetler karşısında implant boynunda oluşan stres yoğunluklarının eğilimini, daha önce de yapılmış çalışmalarla kabul görmüş olan Von Mises stres değerinin hem nicelik olarak hem nitelik olarak değerlendirilmesiyle belirlenir(113,172). Bu tez çalışmasında; oluşturulan bütün modellerde en yüksek Von Mises stres değeri zirkonya implant ve abutmentta, en düşük Von Mises stres değeri ise peek implant ve abutmentta görülmüştür. Ancak PEEK materyalinin akma dayanımı bu değerlerin altında olduğu için implant ve abutment başarısız olarak kabul edilmiştir. Oblik kuvvet altında D1 ve D4 kemik densitesindeki zirkonya materyalinin akma dayanımı abutment için ölçülen Von Mises değerinden düşük olduğu için başarısız olarak kabul edilmiştir.

Güngör ve ark. yaptıkları çalışmada, üst çene ön bölge kısmi dişsizlikte zirkonya ve titanyum implant destekli sabit protezde; kemik, implant, abutment ve protez üzerine gelen stresler incelenmiştir. Çalışmada, titanyum implant üzerine gelen Von Mises stres değerleri 135.88 MPa, zirkonya implant üstüne gelen Von Mises stres değerleri ise 209.36 MPa olarak bulunmuştur. Zirkonyanın elastik modülü titanyuma göre daha yüksek olduğu için titanyuma göre stresleri daha çok kendi üzerinde biriktirdiğini belirtmişlerdir (114).

Choi ve arkadaşlarının mandibular birinci molar diş eksikliğinde yapılan tek implant için sonlu elemanlar analizi sonuçlarına göre zirkonya modeli, titanyum modeline göre abutmentte daha yüksek von Mises stres değerleri sergilemiştir. Buna ek olarak, Zirkonya modeli, Titanyum modeline kıyasla implant çevresindeki destek kemiğine stres iletimi açısından daha olumlu sonuçlar göstermiştir. Bu sonuçlar, zirkonyanın yüksek sertliği ve elastik modülünden kaynaklanmaktadır, ancak stres değeri malzemenin kırılma dayanımından daha düşüktür. Bu nedenle, Zirkonya modelinin klinik kullanım için yeterli estetik ve stres modüle edici özelliklere sahip olduğu düşünülebilir(173).

Eskitaşçıoğlu ve ark. yaptığı sonlu elemanlar analiz çalışması sonucunda, dayanakta meydana gelen gerilmelerin en yüksek değerlerinin, dayanak ve implant yapılarının üst bölümülerinde yoğunlaştığı tespit edilmiştir(113,155). Koca ve ark. yaptığı üç boyutlu sonlu elemanlar analizi çalışmasında dayanakta meydana gelen gerilmelerin

konsantrasyonlarının implantlardaki gerilme değerlerinden daha yüksek olduğu görülmüştür(113). Bu çalışmada da abutmente ait elde edilen gerilme değerleri, oblik ve vertikal kuvvet uygulanan tüm modellerde implantlardan elde edilen gerilme değerlerinden daha yüksektir.

Tretto ve ark. SESA ile yaptıkları çalışmada, üst çene santral diş bölgesinde tip 3 kemiğe yerleştirilen titanyum implant üstüne titanyum abutment ile zirkonya implant üstüne zirkonya abutmentin; kortikal kemikte, implantta ve abutmentte oluşturdukları stresleri incelemişlerdir. Çalışmanın sonucunda zirkonya implant ve zirkonya abutmentta, titanyum implant ve titanyum abutmenta göre daha fazla stres oluştuğunu ve zirkonya materyalinin kullanıldığı grupta titanyum materyalinin kullanıldığı gruba göre D1 ve D4 kemik densitelerinde daha düşük stresler oluştuğunu belirlemişlerdir(174). Çalışmamızdaki farklı implant yerleşimlerinde, titanyum implant ve zirkonya abutment kullandığımız gruplarda D1 ve D4 kemik densitelerinde diğer gruplara göre daha düşük değerlerde çekme ve basma stresi bulunmuştur.

Çağlar ve ark. maksilla santral diş bölgesinde uyguladıkları titanyum implant üzerine titanyum ve zirkonya abutment ve tek parça zirkonya dental implantın kemikte, implantta ve abutmentte oluşturdukları stresleri incelemişlerdir. Titanyum implant ve zirkonyum abutment modelinde implant ve kortikal kemik üzerinde oluşan Von Mises ve kompresif stresler Titanyum implant ve titanyum abutment modelinde görülen değerlerden daha düşük bulunmuştur. Zirkonya implantın kortikal kemikte en düşük stresleri oluşturduğu ve zirkonya abutment implant ve kortikal kemikte titanyum abutmenta göre daha düşük von Mises ve kompresif streslere neden olduğunu bildirmiştir(175).

Fabris ve ark. zirkonya, PEEK, karbon fiber takviyeli PEEK (CFR-PEEK) veya cam fiber takviyeli PEEK'ten (GFR-PEEK) oluşan tek parça implantlarla geleneksel titanyum dental implantların biyomekaniğini sonlu elemanlar yöntemi ile değerlendirmek amacıyla yaptıkları çalışmada düşük elastik modüle sahip PEEK ve CFR-PEEK implantların kortikal kemikte daha yüksek stres oluşturduğunu, titanyum implantın daha uygun stres dağılımı sağladığını ve PEEK materyallerinin dayanımının uzun vadeli klinik performans için düşük olduğunu belirtmişlerdir (176).

Çalışmamızda statik analiz sonucunda titanyum materyalinin başarılı PEEK materyalinin başarısız sonuçlar sergilediği görülmüştür. Yorulma analizi sonucunda tekrarlanan kuvvetlere maruz kalan materyallerde başarısızlık riski artmakta ve kırık

meydana gelebilmektedir. Dolayısıyla bir materyalin dayanıklılığı ve kırılma direncini o materyalin başarısızlık göstermeden dayanabileceği, tekrarlanan kuvvetlerin en üst seviyesi belirlemektedir. Bu seviyenin belirlenebilmesi için kullanılan yorulma deneyleri, sürekli tekrar eden mekanik, kimyasal ve termal siklusların meydana getirdiği etkileri in vitro koşullarda taklit eden deneysel yöntemlerdir(94). Bu nedenle çalışmamızda, klinik koşulları daha iyi yansıtabilmek için, statik yük uygulamasına ilave olarak yorulma analizi yapılmış ve implantlarda meydana gelen yorulma değerlerine bakılmıştır.

Yorulma analizi ile her bir model için kullanılan implantların uzun dönem başarısı kemiksel yapı farklılıkları ile farklı implant materyallerinin yorulma özelliği göz önünde bulundurularak incelenmiştir. Elde edilen sonuçlar, 1 yıllık çiğneme sayısı olan 383 250 siklus değerine bölünerek implantların ortalama klinik başarı yılı hesaplanmıştır(177).

Literatür incelendiğinde dental implant materyallerinde sonlu elemanlar ile yorulma analizi çalışma sayısı yetersizdir. Bu çalışmada titanyum, zirkonya ve PEEK materyallerinin oluşturulan senaryodaki parafonksiyonel kuvvetler sonucunda yorulma analizi ve döngüsel ömürleri hesaplanmıştır.

PEEK materyali için dayanım sınırını geçen Von Mises stres değerleri ($vMax > S_u$) sebebiyle statik analiz sonucu başarısız olan implantlar ve abutmentler fail olarak kabul edilmiştir. Modellerde ölçülen Von Mises stres değeri ile Alternating stres değeri ölçülerek materyalin yorulma ömrü hesaplanmıştır. Dik ve oblik kuvvetler karşılaştırıldığında oblik kuvvetlerin implant ve abutment için hesaplanan yorulma ömründe belirleyici olduğu görülmüştür. Oblik kuvvet altında titanyum implant ve titanyum abutment modelinde abutmenta gelen von Mises stres değeri ile Alternating Stres değeri hesaplandığında abutmentte D1 kemik densitesinde 5.10^6 döngü sonrasında, D4 kemik densitesinde ise 10^6 döngü sonrasında yorulma olduğu hesaplanmıştır. Oblik kuvvet altında PEEK implant ve zirkonya abutment modelinde, zirkonya abutmentin maksimum von Mises stres değeri materyalin akma dayanımından yüksek olduğu için ($vMax > S_y$) 10^4 döngüden daha az sürede yorulma olduğu hesaplanmıştır.

Lindtner ve ark. vida gevşemesini ve döngüsel kuvvetlere karşı gösterdikleri davranışı değerlendirmek amacıyla standart titanyum vidalarla karşılaştırmak için karbon ile güçlendirilmiş PEEK (CFR-PEEK) ve polimetil metakrilat (PMMA) siman takviyeli CFR-PEEK vidaları 10 kadvanın lumbar vertebraına yerleştirmişlerdir. Standart titanyum yerine CFR-PEEK kullanılması seçilen test düzeneğinde vida gevşemesini etkilemezken,

PMMA CFR/PEEK vidalarının ankrajını artırdığını belirtmişlerdir(178). Bizim çalışmamızda PEEK dental implant materyalinin fail olmasının sebebi CFR-PEEK materyaline göre daha düşük elastisite modülüne sahip olması ile açıklanabilir.

Lommen ve ark. yaptığı çalışmada mandibula rekonstrüksiyonu için fiber takviyeli PEEK (f-PEEK), (PEEK), polieteterketoneketon (PEKK) ve polifenilsülfon (PPSU) polimer plakların mekanik yorgunluğunu değerlendirmek amacıyla sentetik madibulalara implante edilmiştir. Mekanik testte 300 N kuvvet uygulanan plaklarda; titanyum plakalar en yüksek yorulma dayanımını sağlamasına rağmen, f-PEEK ve PEEK plakalar 250.000 çiğneme döngüsü boyunca başarı göstermiştir ve bu da mandibula rekonstrüksiyonu için yeterli mekanik dayanımı gösterdiğini belirtmiştir (179). Bizim çalışmamızda, PEEK materyalinin başarısız olması parafonksiyonel kuvvetler uygulanması ile açıklanabilir.

Nakano ve ark. yaptıkları çalışmada titanyum ve zirkonya abutmentler ile oblik ve vertikal yüklemenin implant bileşenleri üzerindeki etkilerini araştırmıştır. Dayanaklar saf titanyumdan (Ti grubu) ya da zirkonyadan (TZP grubu) yapılmıştır. TZP grubunda, implant gövdesinde konfigürasyon değişiklikleri gözlenmiş ve abutment yüzeyinde Ti tespit edilmiştir. Oblik kuvvetin vertikal kuvvete göre daha yıkıcı etkileri olduğunu belirtmişlerdir. TZP grubunun Ti grubuna kıyasla klinik olarak dezavantajlı olduğu öne sürülmüştür (180).

Gehrke ve ark. yaptıkları in vitro çalışmada döngüsel kuvvet uygulamasından önce ve sonra zirkonya ve titanyum abutmentlerin mekanik davranışını değerlendirmiştir. Yapılan çalışmada titanyum implantlarda zirkonya abutment kullanımının implant altıgeninde değişikliklere ve/veya kalıcı deformasyonlara neden olabileceğini belirtmiştir. Ayrıca, abutmentlerin köşelerinde stres, zirkonya abutmentlerde mikro kırılmalara ve ardından mikro boşluk oluşumuna yol açtığını bildirmiştir(181). Bu çalışmada sonlu elemanlar yorulma analizinde en başarılı sonuç titanyum implant ve zirkonyum abutment modelinde bulunmuştur.

Dik ve oblik kuvvet uygulanan tüm modeller karşılaştırıldığında ise; dik kuvvet uygulanan tüm implant modellerinden elde edilen kliniksel başarı değerleri, oblik kuvvet uygulanan modellerden daha üstün bulunmuştur. Oblik kuvvet uygulamasının implantların klinik başarı sürelerini azalttığı görülmüştür.

İmplantların başarısında düşük ve yüksek kemik yoğunluklarını karşılaştıran araştırmalarda, implant başarısızlığının düşük yoğunluklu kemikte daha fazla olduğu bulunmuştur(54,182). Bu klinik çalışmalara paralel olarak çalışmamızda dik kuvvetler

altında düşük yoğunluklu kemikte implantların klinik başarı süresinin daha az olduğu saptanmıştır. Ancak, tasarlanan modellerde mandibular kemik yapısı maksilladan daha yoğun olmasına rağmen, dinamik oblik kuvvetler altında elde edilen sonuçlar yukarıda bahsedilen çalışmalardan farklı olarak, mandibular modellerdeki implantlarda daha yüksek başarısızlık görülmesi şeklinde ortaya çıkmıştır. Bu sonuç, kemik yapının yoğunluğunun fazla olması dolayısıyla elastiklik modülünün yükselmesi ve yapının direncinin artmasının yanısıra fonksiyonel kuvvetler karşısında oluşabilecek deformasyonlara karşı da dayanıklı olması ile ilişkilendirilebilir(113). Chou ve arkadaşları, mandibular premolar bölgede iki farklı (düşük ve yüksek) yoğunluktaki kemik yapıya dar çaplı (3,5 mm) implantlar yerleştirmiş ve bu implantlara oblik olarak uyguladıkları 100N'luk kuvvet sonrası kemiğin davranışını sonlu elemanlar analiz çalışması ile incelemişlerdir. Çalışmanın sonucunda da, yüksek yoğunluklu kemiğin elastikiyetinin düşük kemik yoğunluğuna göre çok daha düşük olduğunu tespit edilmiştir(183). Çalışmamızda modellerden elde edilen yorulma deneyi sonuçlarının, kemiğin yoğunluğu, bu yoğunluğa bağlı olarak oluşan yüksek dayanımı ve düşük elastikiyeti dolayısıyla, implantlar üzerine gelen oblik yüklerin kemik yapıda değil implantlar üzerinde yoğunlaşması neticesinde ortaya çıktığı düşünülmektedir.

Ayrıca yorulma deneyinde oblik kuvvet uygulanan mandibular örnekler içerisinde en başarısız modelin PEEK implant modeli olduğu tespit edilmiştir. Elde edilen bu sonucun ise, PEEK ve titanyum materyallerinin çekme dayanımı ve elastisite modülü değerleri arasındaki farklılığa bağlı olarak ortaya çıktığı düşünülmüştür.

Çalışmamızın sonuçlarına göre tüm gruplarda kemik densitesi arttıkça oluşturulan modellerin tüm bileşenlerinde stres değerlerinin azaldığı saptanmıştır. Çalışmamızda elde edilen veriler doğrultusunda bruksizmi olan hastalarda oklüzal kuvvetlerin implant ve çevre dokularında oluşturduğu stresleri azaltmak için literatürde var olan düzenlemelere ilaveten titanyum implant ve zirkonya abutment materyalin kullanılması önerilebilir. Ancak bu konuyla ilgili daha fazla araştırma yapılmasına ihtiyaç vardır.

Çalışmanın Limitasyonları

1. Çalışmada uygulanan kuvvetler bruksizm hastalarında farklılık gösterebilir.
2. Mukoza ve periodontal doku materyal özellikleri çalışmaya dahil edilmedi.

3. İmplantlar %100 osseointegre kabul edilmiştir. Kemik homojen ve izotropik kabul edildi. Vital dokularda bu mümkün değildir. Ancak Keyak ve ark. belirttiği üzere sonlu elemanlar analizi vital doku değerlerini yansıtmada başarılıdır(132).



6. SONUÇ

Zirkonya abutment kullanılan tüm modellerde hem kemikteki asal stres değerlerinde hem de dental implantlardaki Von Mises stres değerinde azalma görülmüştür. Oblik kuvvetlerde dahi titanyum implant üzeri zirkon abutment uygulamasının stres dağılımına etkisinin olumlu olması sebebi ile bruksizm hastalarında bu materyallerin kullanılmasının döngüsel kuvvetlerde daha uzun ömüre sahip olacağı belirtilebilir.

Tiitanyum implant ve titanyum abutment modelinin dental implantolojide sıklıkla kullanılırken yapılan yorulma analizi sonucunda titanyum materyaline göre zirkonyanın tekrarlanan kuvvetler karşısında daha başarılı sonuç vermektedir. Bu materyalin klinik uygulamada kullanımı gelecek vadetmektedir.



KAYNAKLAR

1. Lobbezoo F, Van Der Zaag J, Van Selms MKA, Hamburger HL, Naeije M. Principles for the management of bruxism*. J Oral Rehabil [Internet]. 2008;35(7):509–23.
2. Manfredini D, Lobbezoo F. Role of psychosocial factors in the etiology of bruxism. J Orofac Pain. 2009;23(2):153–66.
3. Ahlberg J, Savolainen A, Rantala M, Lindholm H, Könönen M. Reported bruxism and biopsychosocial symptoms: a longitudinal study. Community Dent Oral Epidemiol. 2004;32(4):307–11.
4. Berglundh T, Abrahamsson I, Lindhe J. Bone reactions to longstanding functional load at implants: an experimental study in dogs. J Clin Periodontol. 2005;32(9):925–32.
5. Chrcanovic BR, Kisch J, Albrektsson T, Wennerberg A. Bruxism and dental implant treatment complications: a retrospective comparative study of 98 bruxer patients and a matched group. Clin Oral Implants Res. 2017;28(7):e1–9.
6. Petrie CS, Williams JL. Comparative evaluation of implant designs: influence of diameter, length, and taper on strains in the alveolar crest. Clin Oral Implants Res. 2005;16(4):486–94.
7. Ivanoff CJ, Sennerby L, Johansson C, Rangert B, Lekholm U. Influence of implant diameters on the integration of screw implants. An experimental study in rabbits. Int J Oral Maxillofac Surg. 1997;26(2):141–8.
8. Misch Carl E HW. The procedures, limitations and indications for small diameter implants and a case report. Oral Health. 2004;94:16–30.
9. Al-Sukhun J KJ. Biomechanics of the mandible: Part II. Development of a 3-dimensional finite element model to study mandibular functional deformation in subjects treated with dental implants. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants. 2007;22(3).
10. Sevimay, Müjde. İmplant üstü kron tasarımlarında farklı materyallerin stres dağılımına etkisinin sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile incelenmesi. 2002.
11. Implantology: history and review -
12. Granat J. Was there implantology 7000 years ago? L'Information dentaire. 1990;72(22):1959–61.
13. The glossary of prosthodontic terms. J Prosthet Dent. 2005;94(1):10–92.
14. Jokstad A, Braegger U, Brunski JB, Carr AB, Naert I, Wennerberg A. Quality of dental implants. Int Dent J. 2003;53:409–43.
15. Block MS. Dental Implants: The Last 100 Years. Journal of Oral and Maxillofacial Surgery. 2018 Jan 1;76(1):11–26.

16. Anil A TTSP. Rutin kontrollerdeki implantların değerlendirilmesi. *Oral İmplantoloji Der.* 1995;2:1–5.
17. Graig RG & PJM. Restorative dental materials. In St Louis, Missouri: Mosby Co.; 2002.
18. Brånemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindström J, Hallén O, et al. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl.* 1977;16:1–132.
19. Albrektsson T, Sennerby L, Wennerberg A. State of the art of oral implants. *Periodontol* 2000. 2008 Jun;47(1):15–26.
20. Hahn JA. The Blade Implant. *The Journal of the American Dental Association.* 1990 Sep 1;121(3):394–402.
21. Stellingsma C, Vissink A, Meijer HJA, Kuiper C, Raghoobar GM. Implantology and the severely resorbed edentulous mandible. *Crit Rev Oral Biol Med* [Internet]. 2004 [cited 2023 Jul 28];15(4):240–8. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/15284188/>
22. Carlsson L, Röstlund T, Albrektsson B, Albrektsson T, Brånemark PI. Osseointegration of titanium implants. *Acta Orthop Scand* [Internet]. 1986 [cited 2023 Jul 31];57(4):285–9. Available from: <https://www.tandfonline.com/action/journalInformation?journalCode=iort20>
23. Muddugangadhar BC, Amarnath GS, Tripathi S, Dikshit S, Ms D. Biomaterials for Dental Implants: An Overview *International Journal of Oral Implantology and Clinical Research.* 2(1):13–24.
24. W. Neville, Douglas D. Damm, Carl M. Allen, Angela C. Chi, *Oral and Maxillofacial Pathology* - Brad
25. Fernando E, Contreras R, Elias G, Henriques P, Ruiz Giolo S, Antonio M, et al. Fit of cast commercially pure titanium and Ti-6Al-4V alloy crowns before and after marginal refinement by electrical discharge machining.
26. Wang RR, Fenton A. Titanium for prosthodontic applications: a review of the literature. *Quintessence Int.* 1996;27(6):401–8.
27. Gaviria L, Salcido JP, Guda T, Ong JL. Current trends in dental implants. 2014;
28. Hek Fak Derg D. Atatürk Üniv.
29. Elias CN, Lima JHC, Valiev R, Meyers MA. Biomedical applications of titanium and its alloys. *JOM.* 2008;60(3):46–9.
30. Nakamura K, Kanno T, Milleding P, Ortengren U. Zirconia as a dental implant abutment material: a systematic review. *Int J Prosthodont.* 2010;23(4):299–309.

31. Titanium applications in dentistry. The Journal of the American Dental Association. 2003 Mar 1;134(3):347–9.
32. Matarasso S, Rasperini G, Iorio Siciliano V, Salvi GE, Lang NP, Aglietta M. A 10-year retrospective analysis of radiographic bone-level changes of implants supporting single-unit crowns in periodontally compromised vs. periodontally healthy patients. Clin Oral Implants Res. 2010 Sep;21(9):898–903.
33. Karoussis IK, Brägger U, Salvi GE, Bürgin W, Lang NP. Effect of implant design on survival and success rates of titanium oral implants: a 10-year prospective cohort study of the ITI® Dental Implant System. Clin Oral Implants Res. 2004;15(1):8–17.
34. Leonhardt Kerstin Gröndahl Christina Bergström Ulf Lekholm Å, Gröndahl K, Bergström C, Frölunda V, Leonhardt Å. Long-term follow-up of osseointegrated titanium implants using clinical, radiographic and microbiological parameters. Clin Oral Impl Res. 2002;13:127–32.
35. Egusa H, Ko N, Shimazu T, Yatani H. Suspected association of an allergic reaction with titanium dental implants: A clinical report. Journal of Prosthetic Dentistry. 2008;100(5):344–7.
36. Özkurt Z, Kazazoglu E. Zirconia Dental Implants: A Literature Review. Journal of Oral Implantology [Internet]. 2011 [cited 2023 Mar 30];37(3):367–76.
37. Weingart D, Steinemann S, Schilli W, Strub JR, Hellerich U, Assenmacher J, et al. Titanium deposition in regional lymph nodes after insertion of titanium screw implants in maxillofacial region. Int J Oral Maxillofac Surg. 1994;23:450–2.
38. Oliva J, Oliva X, Oliva JD. One-year follow-up of first consecutive 100 zirconia dental implants in humans: a comparison of 2 different rough surfaces. Int J Oral Maxillofac Implants. 2007;22(3):430–5.
39. Wenz HJ, Bartsch J, Wolfart S, Kern M. Osseointegration and clinical success of zirconia dental implants: a systematic review. Int J Prosthodont. 2008;21(1):27–36.
40. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. Biomaterials. 1999 Jan;20(1):1–25.
41. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain M V. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. Dental Materials. 2004 Jun;20(5):449–56.
42. Gahlert M, Gudehus T, Eichhorn S, Steinhauser E, Kniha H, Erhardt W, et al. Biomechanical and histomorphometric comparison between zirconia implants with varying surface textures and a titanium implant in the maxilla of miniature pigs.
43. Hisbergues M, Vendeville S, Vendeville P. Review Zirconia: Established Facts and Perspectives for a Biomaterial in Dental Implantology. 2008.
44. Eschbach L. Nonresorbable polymers in bone surgery. Injury. 2000;31.

45. Najeeb S, Zafar MS, Khurshid Z, Siddiqui F. Applications of polyetheretherketone (PEEK) in oral implantology and prosthodontics. *J Prosthodont Res*. 2016 Jan 1;60(1):12–9.
46. Staniland PA, Wilde CJ, Bottino FA, Di Pasquale G, Pollicino A, Recca A. Synthesis, characterization and study of the thermal properties of new polyarylene ethers. *Polymer (Guildf)*. 1992 Jan 1;33(9):1976–81.
47. Kurtz SM, Devine JN. PEEK biomaterials in trauma, orthopedic, and spinal implants. *Biomaterials*. 2007 Nov;28(32):4845–69.
48. Wenz LM, Merritt K, Brown SA, Moet A, Steffee AD. In vitro biocompatibility of polyetheretherketone and polysulfone composites. *J Biomed Mater Res [Internet]*. 1990;24(2):207–15.
49. Balcı B. Farklı estetik abutmentların döngüsel yorulma yüklemesi sonrasında kırılma dayanımlarının değerlendirilmesi. 2015.
50. Green S, Schlegel J. A Polyaryletherketone Biomaterial for use in Medical Implant Applications.
51. Rodriguez F, Rodriguez F. Principles of polymer systems. 2003;760.
52. Martin RB, Ishida J. The relative effects of collagen fiber orientation, porosity, density, and mineralization on bone strength. *J Biomech*. 1989 Jan 1;22(5):419–26.
53. Schwitalla AD, Abou-Emara M, Spintig T, Lackmann J, Müller WD. Finite element analysis of the biomechanical effects of PEEK dental implants on the peri-implant bone. *J Biomech*. 2015 Jan 2;48(1):1–7.
54. Misch CE. Contemporary Implant Dentistry. 1999. 8–90 p.
55. Cawood JI, Howell RA. A classification of the edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 1988 Aug 1;17(4):232–6.
56. Randolph Resnik. Misch's Contemporary Implant Dentistry. 4th ed. Elsevier; 2020.
57. Lekholm U ZG. Patient selection and preparation, in tissue integrated prostheses. In: *Osseointegration in Clinical Dentistry*. 1985.
58. Misch CE. Bone character: second vital implant criterion. *Dent Today*. 1988;7(39).
59. Randolph Resnik. Misch's Contemporary Implant Dentistry. 4th ed. Elsevier; 2020.
60. Misch CE. Contemporary Implant Dentistry. 1999. 8–90 p.
61. Fernández-Tresguerres Hernández-Gil I, Angel Alobera Gracia M, del Canto Pingarrón M, Blanco Jerez L, Carlos J, Titular P. Physiological bases of bone regeneration I. Histology and physiology of bone tissue.

62. Premnath K, Sridevi J, Kalavathy N, Nagaranjani P, Ranganath Sharmila M. Evaluation of Stress Distribution in Bone of Different Densities Using Different Implant Designs: A Three-Dimensional Finite Element Analysis.
63. Orofacial pain: Guidelines for assessment, diagnosis, and management.
64. Nocturnal bruxism and its clinical management - PubMed [Internet]. [cited 2023 Oct 14]. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/1997355/>
65. Okeson JP. Management of temporomandibular disorders and occlusion. 8th ed. Maryland Heights: Mosby (Elsevier); 2020.
66. Yengin E. Temporomandibular Rahatsızlıklarda Teshis ve Tedavi, . In İstanbul: Dilek Matbaacılık; 2000. p. 234–9.
67. Lavigne GJ, Rompré PH, Montplaisir JY. Sleep bruxism: validity of clinical research diagnostic criteria in a controlled polysomnographic study. *J Dent Res*. 75(1):546–52.
68. De Laat A, Macaluso GM. Sleep bruxism as a motor disorder. *Movement Disorders*. 2002;17(S2):S67–9.
69. Lobbezoo F, Naeije M. Bruxism is mainly regulated centrally, not peripherally. *J Oral Rehabil*. 2001;28(12):1085–91.
70. Lobbezoo F, Brouwers JEIG, Cune MS, Naeije M. Dental implants in patients with bruxing habits. *J Oral Rehabil*. 2006;33(2):152–9.
71. Reding GR, Rubright WC, Zimmerman SO. Incidence of Bruxism. <http://dx.doi.org/101177/00220345660450042701>. 1966;45(4):1198–204.
72. MOHL ND ZGCGRJ. A textbook of occlusion. Chicago: Quintessence Publishing; 1988. 17–25 p.
73. Nocturnal bruxism and its clinical management -
74. Misch CE. The effect of bruxism on treatment planning for dental implants - PubMed. *Dent Today*. 2002;21(9):76–81.
75. Kim Y, Oh TJ, Misch CE, Wang HL. Occlusal considerations in implant therapy: clinical guidelines with biomechanical rationale. *Clin Oral Implants Res*. 2005;16(1):26–35.
76. Bechir ES, Bechir A, Gioga C, Manu R, Burcea A, Dascălu I. The Advantages of BioHPP Polymer as Superstructure Material in Oral Implantology. *Materiale Plastice*. 2016;53(3):394–8.
77. Lavigne GJ. Sleep Bruxism Etiology: The Evolution of a Changing Paradigm. *J Can Dent Assoc*.
78. Shetty S, Pitti V, Babu CLS, Kumar GPS, Deepthi BC. Bruxism: A Literature Review. *Journal of International Oral Health [Internet]*. 2014 Sep [cited 2023 Oct 14];6(6):105–9.

79. Carra MC, Huynh N, Lavigne G. Sleep Bruxism: A Comprehensive Overview for the Dental Clinician Interested in Sleep Medicine. *Dent Clin North Am.* 2012;56(2):387–413.
80. Oral K. Bruksizm tanı ve tedavi. Quintessence Yayıncılık; 2012.
81. Lang A. History and uses of BOTOX (botulinum toxin type A). *Lippincott's case management.* 2004;9(2):109–12.
82. Silva LS, Verri FR, Lemos CAA, Martins CM, Pellizzer EP, de Souza Batista VE. Biomechanical effect of an occlusal device for patients with an implant-supported fixed dental prosthesis under parafunctional loading: A 3D finite element analysis. *Journal of Prosthetic Dentistry.* 2021;126(2):223.e1-223.e8.
83. Borges Radaelli MT, Idogava HT, Spazzin AO, Noritomi PY, Boscato N. Parafunctional loading and occlusal device on stress distribution around implants: A 3D finite element analysis. *Journal of Prosthetic Dentistry.* 2018;120(4):565–72.
84. Choi JW, Heo SJ, Koak JY, Kim SK, Lim YJ, Kim SH, et al. Biological responses of anodized titanium implants under different current voltages. *J Oral Rehabil.* 2006;33(12):889–97.
85. Cox T, Kohn MW, Impelluso T. Computerized analysis of resorbable polymer plates and screws for the rigid fixation of mandibular angle fractures. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery.* 2003;61(4):481–7.
86. Jafari A, Shetty KS, Kumar M. Study of stress distribution and displacement of various craniofacial structures following application of transverse orthopedic forces - A three-dimensional FEM study | Request PDF. *Angle Orthod.* 2003;73(1):12–20.
87. Bohluli B, Motamedi MHK, Bohluli P, Sarkarat F, Moharamnejad N, Tabrizi MHS. Biomechanical stress distribution on fixation screws used in bilateral sagittal split ramus osteotomy: Assessment of 9 methods via finite element method. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery.* 2010;68(11):2765–9.
88. Pickover C. Archimedes to Hawking: Laws of Science and the Great Minds Behind Them. *Choice Reviews Online.* 2008 Sep 1;46(01):46-0258-46–0258.
89. Budynas R. KNK. Shigley's mechanical engineering design. 10th Edition. McGraw Hill; 2014.
90. Cattaneo PM, Dalstra M, Melsen B. The transfer of occlusal forces through the maxillary molars: A finite element study. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* 2003;123(4):367–73.
91. Caputo AA, Standlee JP. Biomechanics in clinical dentistry. Quintessence Publishing. Chicago: Quintessence Publishing; 1987. 123–149 p.

92. Korkmaz F. Maksiller Defektlerde Kuvvet Dağılımının Uygulanan İmplantların Tip Ve Lokalizasyonlarına Göre Sonlu Elemanlar Analizi Yöntemiyle Değerlendirilmesi. [Doktora Tezi.]. [Ankara.]; 2008.
93. Gökçen Sargın A. Üst çenede iki implant destek üzerine uygulanan mesial uzantılı restorasyonlar oklüzal kuvvetlerin implant çevre dokularında neden olduğu stres dağılımının üç boyutlu sonlu elemanlar analiz yöntemi ile incelenmesi [Doktora Tezi]. [Ankara]; 2015.
94. Mammadzada S. İmplant dizaynının kemikteki stres dağılımına etkisinin sonlu elemanlar analizi ile değerlendirilmesi. [Doktora Tezi]. [İzmir]; 2009.
95. Rodgers MM, Cavanagh PR. Glossary of biomechanical terms, concepts, and units. Phys Ther. 1984;64(12):1886–902.
96. ZAIMOĞLU A CGEEAL. Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi. Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi; 1993.
97. Adıgüzel O. Sonlu elemanlar analizi: Derleme bölüm I: Diş hekimliğinde kullanım alanları, temel kavramlar ve eleman tanımları. Dicle Üniversitesi Diş Hekim Derg. 2010;11:18–23.
98. Geng JPA, Tan KBC, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. Journal of Prosthetic Dentistry. 2001;85(6):585–98.
99. van Staden RC, Guan H, Loo YC. Application of the finite element method in dental implant research. Comput Methods Biomech Biomed Engin. 2006;9(4):257–70.
100. The National Library of Medicines Visible Human Project.
101. Ring ME. A thousand years of dental implants: a definitive history. Compend Contin Educ Dent. 1995;16.
102. Brånemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindström J, Hallén O, et al. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. Scand J Plast Reconstr Surg Suppl. 1977;16:1–132.
103. Heydecke G, Kohal R, Gläser R. Optimal esthetics in single-tooth replacement with the Re-Implant system: a case report. Int J Prosthodont. 1999;
104. Rodriguez AE, Monzavi M, Yokoyama CL, Nowzari H. Zirconia dental implants: A clinical and radiographic evaluation. Journal of Esthetic and Restorative Dentistry. 2018;30(6):538–44.
105. Sennerby L, Dasmah A, Larsson B, Iverhed M. Bone Tissue Responses to Surface-Modified Zirconia Implants: A Histomorphometric and Removal Torque Study in the Rabbit. Clin Implant Dent Relat Res. 2005;7(SUPPL. 1):s13–20.
106. Monzavi M, Noubissi S, Nowzari H. The Impact of In Vitro Accelerated Aging, Approximating 30 and 60 Years In Vivo, on Commercially Available Zirconia Dental Implants. Clin Implant Dent Relat Res. 2017;19(2):245–52.

107. Mörmann WH, Bindl A. All-ceramic, chair-side computer-aided design/computer-aided machining restorations. *Dent Clin North Am.* 2002 Apr 1;46(2):405–26.
108. Salihoğlu U, Boynueğri D, Engin D, Duman AN, Gökalp P, Baloş K. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants. 2011. p. 26 Bacterial Adhesion and Colonization Differences Between Zirconium Oxide and Titanium Alloys: An In Vivo Human Study
109. Zoidis P, Papathanasiou I. Modified PEEK resin-bonded fixed dental prosthesis as an interim restoration after implant placement. *J Prosthet Dent.* 2016;116(5):637–41.
110. Kurtz SM. Synthesis and Processing of PEEK for Surgical Implants. *PEEK Biomaterials Handbook, Second Edition.* 2019 Jan 1;11–25.
111. Ishigaki S, Nakano T, Yamada S, Nakamura T, Takashima F. Biomechanical stress in bone surrounding an implant under simulated chewing. *Clin Oral Implants Res.* 2003 ;14(1):97–102.
112. Özyılmaz E. Üst Çene Tasarımı ve Dental İmplantların Statik Analizi. [Yüksek Lisans Tezi,]. [Çorum.]; 2011.
113. Koca OL, Eskitascioglu G, Usumez A. Three-dimensional finite-element analysis of functional stresses in different bone locations produced by implants placed in the maxillary posterior region of the sinus floor. *J Prosthet Dent.* 2005 Jan 1;93(1):38–44.
114. Bankoğlu Güngör M, Yılmaz H. Evaluation of stress distributions occurring on zirconia and titanium implant-supported prostheses: A three-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent.* 2016;116(3):346–55.
115. Gö E, Lü Mser Evliog G, Lu ˘. Assessment of the Effect of Two Occlusal Concepts for Implant-Supported Fixed Prostheses by Finite Element Analysis in Patients With Bruxism.
116. Göre E. Bruksizmi Olan hastalarda implant üstü sabit protezler farklı oklüzyon tiplerinin implant başarısına etkisinin sonlu elemanlar analiz yöntemiyle değerlendirilmesi [DoktoraTezi]. [İstanbul]; 2010.
117. Küçükkurt s. Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ve dental implantoloji alanında yapılan araştırmalar. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi.* 2019;29(4):701–10.
118. Assunção WG, Tabata LF, Barão VAR, Rocha EP. Comparison of stress distribution between complete denture and implant-retained overdenture-2D FEA. *J Oral Rehabil.* 2008;35(10):766–74.
119. Yeğin Z. Anterior maksillaya yerleştirilen implantlarda kullanılan farklı açılardaki abutmentlarda oklüzal yüklemeler sonucu oluşan kuvvet dağılımlarının sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile incelenmesi. [Doktora Tezi]. [Ankara]; 2016.

120. Karataşlı B. Farklı alt yapı materyalleri kullanımının stres dağılımına etkisinin sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ve mekanik testler ile karşılaştırmalı olarak incelenmesi. [Doktora Tezi]. [İstanbul]; 2010.
121. Meijer hja, starmans fjm, bosman f, steen wha. A comparison of three finite element models of an edentulous mandible provided with implants. J Oral Rehabil. 1993 ;20(2):147–57.
122. Iplikçioğlu H, Akça K. Comparative evaluation of the effect of diameter, length and number of implants supporting three-unit fixed partial prostheses on stress distribution in the bone. J Dent. 2002;30(1):41–6.
123. Toksavul S, Zor M, Toman M, Güngör MA, Nergiz I, Artunç C. Analysis of dentinal stress distribution of maxillary central incisors subjected to various post-and-core applications. Oper Dent. 2006;31(1):89–96.
124. Baggi L, Cappelloni I, Di Girolamo M, Maceri F, Vairo G. The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: A three-dimensional finite element analysis. Journal of Prosthetic Dentistry. 2008;100(6):422–31.
125. İnan Ö SMEOEG. Comparison of finite element and photoelastic stress analysis methods. Türkiye Klin J Dent Sci. 2009;15(2):93–101.
126. Menicucci G LMPPPG. Mandibular implant-retained overdenture: finite element analysis of two anchorage systems. Int J Oral Maxillofac Implants. 1998;13(3):369–76.
127. Kohal R.J PGKPTASJR. Three-dimensional computerized stress analysis of commercially pure titanium and yttrium-partially stabilized zirconia implants. Int J Prosthodont. 2002;15(2):189–94.
128. Teixeira ER, Sato Y, Akagawa Y, Shindoi N. A comparative evaluation of mandibular finite element models with different lengths and elements for implant biomechanics. J Oral Rehabil. 1998;25(4):299–303.
129. Alper B, Gultekin P, Yalci S. Application of Finite Element Analysis in Implant Dentistry. Finite Element Analysis - New Trends and Developments. 2012 Oct 10;
130. Ashman RB, Van Buskirk WC. The Elastic Properties of a Human Mandible. <http://dx.doi.org/101177/08959374870010011401>. 1987;1(1):64–7.
131. Şimşek B, Erkmen E, Yilmaz D, Eser A. Effects of different inter-implant distances on the stress distribution around endosseous implants in posterior mandible: a 3D finite element analysis. Med Eng Phys. 2006;28(3):199–213.
132. Keyak JH, Meagher JM, Skinner HB, Mote CD. Automated three-dimensional finite element modelling of bone: a new method. J Biomed Eng. 1990 Sep 1;12(5):389–97.

133. Huang Jehn-Shyun Huang Ching-Chang Ko Jui-Ting Hsu Chih-Han Chang Michael C Chen HLY, Huang HL, Hsu JT, Chang CH, C Chen MY, H-I H, et al. Effects of splinted prosthesis supported a wide implant or two implants: a three-dimensional finite element analysis. Clin Oral Implants Res. 2005;16(4):466–72.
134. Wang TM, Leu L, Wang JS, Lin LD. Effects of prosthesis materials and prosthesis splinting on peri-implant bone stress around implants in poor-quality bone: a numeric analysis. Int J Oral Maxillofac Implants. 2002;
135. Şeker E. Greftlenmiş Ve Greftlenmemiş Posterior Maksillada Uygulanan İmplant Destekli Farklı Tasarımlı Sabit Protezlerin Destek Dokulardaki Etkilerinin Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi İle İncelenmesi. [Lefkoşa.]; 2011.
136. Yüzbaşıoğlu HE. İmplantüstü Sabit Bölümlü Protezlerde Kullanılan Seramik İmplant Dayanaklarının Sonlu Elemanlar Yöntemi İle İncelenmesi. [Doktora Tezi]. [Samsun.]; 2006.
137. Effect of metal-ceramic or all-ceramic superstructure materials on stress distribution in a single implant-supported prosthesis: three-dimensional finite element analysis.
138. Shrikar RD, Karthikeyan I, Gaddale R. 3D finite element analysis of immediate loading of single wide versus double implants for replacing mandibular molar. J Indian Soc Periodontol. 2013;17(6):777.
139. Okeson JP. Management Of Temporomandibular Disorders And Occlusion. . 6th Ed. St. Louis, Missouri: Elsevier Mosby.; 2008.
140. Göre E, Evlioğlu G. Assessment of the effect of two occlusal concepts for implant-supported fixed prostheses by finite element analysis in patients with bruxism. J Oral Implantol. 2014;40(1):69–75.
141. Juodzbaly G, Kubilius R, Eidukynas V, Raustia AM. Stress distribution in bone: single-unit implant prostheses veneered with porcelain or a new composite material. Implant Dent [Internet]. 2005 Jun [cited 2023 Oct 7];14(2):166–75.
142. Akça K, İplikcioğlu H. Finite element stress analysis of the effect of short implant usage in place of cantilever extensions in mandibular posterior edentulism. J Oral Rehabil. 2002;29(4):350–6.
143. Verri FR, Batista VEDS, Santiago JF, Almeida DADF, Pellizzer EP. Effect of crown-to-implant ratio on peri-implant stress: A finite element analysis. Materials Science and Engineering: C. 2014 Dec 1;45:234–40.
144. Two-dimensional FEM analysis of hydroxyapatite implants: diameter effects on stress distribution -
145. Anitua E, Murias-Freijo A, Flores J, Alkhraisat MH. Replacement of missing posterior tooth with off-center placed single implant: Long-term follow-up outcomes. J Prosthet Dent. 2015 Jul 1;114(1):27–33.

146. Soğancı G. Farklı implant planlamalarının yapıldığı tam dişsiz yarık damaklarda oklüzal kuvvetler altında oluşan gerilimin sonlu elemanlar analizi ile değerlendirilmesi. [Ankara]; 2012.
147. Ferrario VF, Sforza C, Serrao G, Dellavia C, Tartaglia GM. Single tooth bite forces in healthy young adults. *J Oral Rehabil.* 2004;31(1):18–22.
148. Waltimo A, Nyström M, Känänen M. Bite force and dentofacial morphology in men with severe dental attrition. *Scand J Dent Res.* 1994;102(2):92–6.
149. Nishigawa K, Bando E, Nakano M. Quantitative study of bite force during sleep associated bruxism. *J Oral Rehabil.* 2001;28(5):485–91.
150. Murakami N, Wakabayashi N. Finite element contact analysis as a critical technique in dental biomechanics: a review. *J Prosthodont Res.* 2014;58(2):92–101.
151. Goiato MC, Dos Santos DM, Santiago JF, Moreno A, Pellizzer EP. Longevity of dental implants in type IV bone: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2014;43(9):1108–16.
152. Fuh LJ, Huang HL, Chen CS, Fu KL, Shen YW, Tu MG, et al. Variations in bone density at dental implant sites in different regions of the jawbone. *J Oral Rehabil* [Internet]. 2010;37(5):346–51.
153. Çağlar A, Aydın C, Ozen J, Yılmaz C, Korkmaz T. Effects of mesiodistal inclination of implants on stress distribution in implant-supported fixed prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2006;
154. Himmlová L, Dostálová T, Kácvský A, Konvičková S. Influence of implant length and diameter on stress distribution: A finite element analysis. *Journal of Prosthetic Dentistry.* 2004;91(1):20–5.
155. Eskitascioglu G, Usumez A, Sevimay M, Soykan E, Unsal E. The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: A three-dimensional finite element study. *Journal of Prosthetic Dentistry.* 2004;91(2):144–50.
156. Bone stress analysis of various angulations of mesiodistal implants with splinted crowns in the posterior mandible: a three-dimensional finite element study. [cited 2023 Oct 7];
157. Tekin S, Deger Y, Demirci F. Evaluation of the use of PEEK material in implant-supported fixed restorations by finite element analysis. *Niger J Clin Pract.* 2019;22(9):1252–8.
158. Weinberg LA, Kruger B. Biomechanical considerations when combining tooth-supported and implant-supported prostheses. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology.* 1994 Jul 1;78(1):22–7.
159. A comparison of implant/prosthesis loading with four clinical variables - PubMed [Internet]. [cited 2023 Oct 7]. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/8595100/>

160. Tepper G, Haas R, Zechner W, Krach W, Watzek G. Three-dimensional finite element analysis of implant stability in the atrophic posterior maxilla: a mathematical study of the sinus floor augmentation. *Clin Oral Implants Res.* 2002;13(6):657–65.
161. Clelland NL, Lee JK, Bimbenet OC, Gilat A. Use of an Axisymmetric Finite Element Method to Compare Maxillary Bone Variables for a Loaded Implant. *Journal of Prosthodontics.* 1993;2(3):183–9.
162. Okumura N, Stegaroiu R, Nishiyama H, Kurokawa K, Kitamura E, Hayashi T, et al. Finite element analysis of implant-embedded maxilla model from CT data: comparison with the conventional model. *J Prosthodont Res.* 2011 Jan;55(1):24–31.
163. Turkyilmaz I, Aksoy U, McGlumphy EA. Two Alternative Surgical Techniques for Enhancing Primary Implant Stability in the Posterior Maxilla: A Clinical Study Including Bone Density, Insertion Torque, and Resonance Frequency Analysis Data. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2008;10(4):231–7.
164. Gulsahi A, Gulsahi A. Bone Quality Assessment for Dental Implants. *Implant Dentistry - The Most Promising Discipline of Dentistry.* 2011
165. Almeida EO, Rocha EP, Júnior ACF, Anchietà RB, Poveda R, Gupta N, et al. Tilted and short implants supporting fixed prosthesis in an atrophic maxilla: a 3D-FEA biomechanical evaluation. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2015;17:e332–42.
166. Lin CL, Chang SH, Wang JC. Finite Element Analysis of Biomechanical Interactions of A Tooth-Implant Splinting System for Various Bone Qualities. *Chang Gung Med J.* 2006;29:143–53.
167. Cheng YC, Jiang CP, Lin DH. Finite element based optimization design for a one-piece zirconia ceramic dental implant under dynamic loading and fatigue life validation. *Structural and Multidisciplinary Optimization.* 2019;59(3):835–49.
168. Belwanshi M, Jayaswal P, Aherwar A. Mechanical behaviour investigation of PEEK coated titanium alloys for hip arthroplasty using finite element analysis. *Mater Today Proc.* 2022 Jan 1;56:2808–17.
169. Cibirka RM, Razzoog ME, Lang BR, Stohler CS. Determining the force absorption quotient for restorative materials used in implant occlusal surfaces. *J Prosthet Dent.* 1992;67(3):361–4.
170. Schwitalla A, Müller WD. PEEK dental implants: a review of the literature. *J Oral Implantol.* 2013;39(6):743–9.
171. Sarot JR, Contar CMM, Cruz ACC Da, De Souza Magini R. Evaluation of the stress distribution in CFR-PEEK dental implants by the three-dimensional finite element method. *J Mater Sci Mater Med.* 2010;21(7):2079–85.

172. Zampelis A, Rangert B, Heijl L. Tilting of splinted implants for improved prosthodontic support: a two-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent.* 2007;97.
173. Choi SM, Choi H, Lee DH, Hong MH. Comparative finite element analysis of mandibular posterior single zirconia and titanium implants: a 3-dimensional finite element analysis Du-Hyeong Lee. 2021;
174. Tretto PHW, dos Santos MBF, Spazzin AO, Pereira GKR, Bacchi A. Assessment of stress/strain in dental implants and abutments of alternative materials compared to conventional titanium alloy-3D non-linear finite element analysis. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 2020;23(8):372–83.
175. Three-Dimensional Finite Element Analysis of Titanium and Yttrium-Stabilized Zirconium Dioxide Abutments and Implants
176. Fabris D, Moura JPA, Fredel MC, Souza JCM, Silva FS, Henriques B. Biomechanical analyses of one-piece dental implants composed of titanium, zirconia, PEEK, CFR-PEEK, or GFR-PEEK: Stresses, strains, and bone remodeling prediction by the finite element method. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2022;110(1):79–88.
177. Khraisat A, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Fatigue resistance of two implant/abutment joint designs. *Journal of Prosthetic Dentistry* [Internet]. 2002 [cited 2023 Oct 7];88(6):604–10.
178. Lindtner RA, Schmid R, Nydegger T, Konschake M, Schmoelz W. Pedicle screw anchorage of carbon fiber-reinforced PEEK screws under cyclic loading. *European Spine Journal.* 2018;27(8):1775–84.
179. Lommen J, Schorn L, Sproll C, Kübler NR, Nicolini LF, Merfort R, et al. Mechanical Fatigue Performance of Patient-Specific Polymer Plates in Oncologic Mandible Reconstruction. *J Clin Med.* 2022;11(12):3308.
180. Nakano R, Homma S, Takanashi T, Hirano T, Furuya Y, Yajima Y. Influence of eccentric cyclic loading on implant components: Comparison between titanium and zirconia abutments. *Dent Mater J.* 2021;40(1):235–44.
181. Gehrke SA, Poncio da Silva PM, Calvo Guirado JL, Delgado-Ruiz RA, Dedavid BA, Aline Nagasawa M, et al. Mechanical behavior of zirconia and titanium abutments before and after cyclic load application. *J Prosthet Dent.* 2016;116(4):529–35.
182. Friberg B, Jemt T, Lekholm U. Early Failures in 4,641 Consecutively Placed Branemark Dental Implants. A Study from Stage I Surgery to the Connection of Completed Prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1991;142–6.
183. Chou HY, Müftü S, Bozkaya D. Combined effects of implant insertion depth and alveolar bone quality on periimplant bone strain induced by a wide-diameter, short implant and a narrow-diameter, long implant. *J Prosthet Dent.* 2010;104(5):293–300.

