T.C.
RECEP TAYYİP ERDOĞAN ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
İNŞAAT MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

YÜKSEK LİSANS TEZİ

KEMİK DOKUDA VE İMPLANT ÇEVRESİNDEKİ GERİLME DAĞILIMINA FARKLI PROTEZ MALZEMELERİN ETKİSİNİN İNCELENMESİ

Merve TERZİ

TEZ DANIŞMANI
Doç. Dr. Murat YAYLACI
JÜRİ ÜYELERİ
Doç. Dr. Sabit Melih ATEŞ
Dr. Öğr. Üyesi Dursun Murat SEKBAN

RİZE - 2020

Her Hakkı Saklıdır

T.C.
RECEP TAYYİP ERDOĞAN ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

KEMİK DOKUDA VE İMPLANT ÇEVRESİNDEKİ GERİLME DAĞILIMINA FARKLI PROTEZ MALZEMELERİN ETKİSİNİN İNCELENMESİ

Doç. Dr. Murat YAYLACI danışmanlığında, Merve TERZİ tarafından hazırlanan bu çalışma Enstitü Yönetim Kurulu kararı ile oluşturulan jüri tarafından 27/01/2020 tarihinde İnşaat Mühendisliği Anabilim Dalı'nda **YÜKSEK LİSANS** tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Üyeleri	**Unvanı, Adı Soyadı**	**İmza**
Başkan	: Doç. Dr. Sabit Melih ATEŞ	
Üye	: Doç. Dr. Murat YAYLACI	
Üye	: Dr. Öğr. Üyesi Dursun Murat SEKBAN	

Doç. Dr. Ferhat KALAYCI
ENSTİTÜ MÜDÜRÜ

ÖNSÖZ

Bu çalışma, Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü İnşaat Mühendisliği Anabilim Dalı'nda Yüksek Lisans Tezi olarak hazırlanmıştır. Kemik dokuda ve implant çevresindeki gerilme dağılımına farklı protez malzemelerinin etkisinin incelenmesi konulu tez çalışmasını bana öneren ve tez sürecinin her aşamasında bilgi ve tecrübelerinden faydalandığım, her danıştığımda bana değerli zamanını ayıran öğrencisi olmaktan onur duyduğum danışman hocam Sayın Doç. Dr. Murat YAYLACI'ya minnet ve şükranlarımı sunarım.

Tez çalışmam boyunca bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşan Sayın Doç. Dr. Sabit Melih ATEŞ'e teşekkür ederim. Tez savunma sınavı jüri üyeliğini kabul eden ve bilgi ve tecrübeleriyle bana yol gösteren Sayın Dr. Öğr. Üyesi Dursun Murat SEKBAN'a teşekkür ederim.

Öğrenim hayatım boyunca maddi ve manevi destekleriyle beni hiçbir zaman yalnız bırakmayan başta annem Nevin TERZİ ve babam Zeki TERZİ olmak üzere tüm aileme teşekkürü bir borç bilirim.

Tez yazım sürecim boyunca bilgilerinden yararlandığım değerli kız kardeşim Metalurji ve Malzeme Mühendisi Yusranur TERZİ' ye teşekkür ederim.

Bu zorlu tez sürecinde birçok konuda bana destek olan yol arkadaşlarım İnşaat Mühendisi Gözde Nur NİŞANCİ'ya ve Mimar Gamze Eda TURAN'a sonsuz teşekkürlerimi sunar, çalışmanın ülkemize yararlı olmasını içtenlikle dilerim.

Merve TERZİ

TEZ ETİK BEYANNAMESİ

Tarafımdan hazırlanan "Kemik Dokuda ve İmplant Çevresindeki Gerilme Dağılımına Farklı Protez Malzemelerin Etkisinin İncelenmesi." başlıklı bu tezin, Yükseköğretim Kurulu Bilimsel Araştırma ve Yayın Etiği Yönergesindeki hususlara uygun olarak hazırladığımı ve aksinin ortaya çıkması durumunda her türlü yasal işlemi kabul ettiğimi beyan ederim. 27/01/2020



Merve TERZİ

Uyarı: *Bu tezde kullanılan özgün ve/veya başka kaynaklardan sunulan içeriğin kaynak olarak kullanımı, 5846 sayılı Fikir ve Sanat Eserleri Kanunundaki hükümlere tabidir.*

ÖZET

KEMİK DOKUDA VE İMPLANT ÇEVRESİNDEKİ GERİLME DAĞILIMINA FARKLI PROTEZ MALZEMELERİN ETKİSİNİN İNCELENMESİ

Merve TERZİ

Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi
Fen Bilimleri Enstitüsü
İnşaat Mühendisliği Anabilim Dalı
Yüksek Lisans Tezi
Danışmanı: Doç. Dr. Murat YAYLACI

Bu çalışmada, kemik dokuda ve implant çevresindeki gerilme dağılımına farklı protez malzemelerin etkisi sonlu elemanlar yöntemiyle incelenmiştir. İlk bölümde biyomekanik, alt çene biyomekaniği, dental implantlar hakkında bilgiler verilmiştir. Dental implantlarda kullanılan materyallerden bahsedilmiştir. Sonlu elemanlar yöntemi ile ilgili bilgiler verilmiştir. Literatürdeki benzer bazı çalışmalar özetlenmiştir. İkinci bölümde, üç boyutlu model tanımlanmıştır ve çözüm sonlu elemanlar yöntemiyle yapılmıştır. Bu çalışmada, Titanyum dental implant üzerinde dayanak materyallerinin değiştirilmesiyle kemikte, dental implantlarda, ve dayanaklarda oluşacak gerilmeler, şekil değiştirmeler ve yer değiştirmeler incelenmek istenmektedir. Çalışmada alt çene tam dişsiz bir vakada Nobel Biocare firmasının ürettiği Nobel Active implantlar ve dayanaklar kullanılmıştır. Dental implant malzemesi olarak Titanyum kullanılmıştır. Dayanak malzemesi olarak ise Titanyum, Zirkonyum, Krom-Kobalt ve Polietereterketon seçilmiştir. Sınır şartları ve yüklemeler tanımlanmıştır. Her farklı dayanak malzemesi için analiz yapılıp gerilme, şekil değiştirme ve yer değiştirme değerleri bulunmuştur. Üçüncü bölümde, üç boyutlu modele ilişkin çeşitli sayısal uygulamalar yapılmış ve sonuçlar şekiller ve tablolarla incelenmiştir. Dördüncü bölümde, bu çalışmadan elde edilen sonuçlar ve öneriler verilmiştir. Kullanılan malzemeler içinde Krom-Kobalt alaşımı gerilme, şekil değiştirme ve yer değiştirme olarak diğer malzemelere göre en düşük değerleri aldığı sonucuna varılmıştır.

2020, 47 sayfa

Anahtar Kelimeler: Biyomekanik, Dental İmplant, Sonlu Elemanlar Yöntemi.

ABSTRACT

EXAMINATION OF THE EFFECT OF DIFFERENT PROSTHETIC MATERIALS IN BONE TISSUE AND AROUND THE IMPLANT

Merve TERZİ

Recep Tayyip Erdogan University
Graduate School of Natural and Applied Sciences
Department of Civil Engineering
Master Thesis
Supervisor: Assoc. Prof. Dr. Murat YAYLACI

In this study, the effect of different prosthetic materials on the stress distribution in bone tissue and around the implant was investigated by finite element method. In the first part, biomechanics, lower jaw biomechanics, dental implants are given. Materials used in dental implants are mentioned. Information about finite element method is given. Some similar studies in the literature are summarized. In the second part, three dimensional model is defined and the solution is made by finite element method. In this study, it is aimed to examine the stresses, deformations and displacements that will occur in the bone, dental implants and abutments by replacing the abutment materials on the Titanium dental implant. In the study, Nobel Active implants and abutments manufactured by Nobel Biocare company were used in a patient with a complete toothless lower jaw. Titanium was used as the dental implant material and Titanium, Zirconium, Chromium-Cobalt and Polyetheretherketone were selected as the abutment material. Boundary conditions and loads are defined. Analysis was made for each different abutment material. Stress, strain and displacement values were found. In the third chapter, various numerical applications related to the three dimensional model have been made and the results have been examined with figures and tables. In the fourth chapter, the results and recommendations obtained from this study are given. It has been concluded that chromium-cobalt alloy has the lowest values in terms of tensile deformation and displacement among the materials used.

2020, 47 pages

Keywords: Biomechanic, Dental Implant, Finite Element Method.

İÇİNDEKİLER

ÖNSÖZ I
TEZ ETİK BEYANNAMESİ II
ÖZET III
ABSTRACT IV
İÇİNDEKİLER V
ŞEKİLLER DİZİNİ VII
TABLOLAR DİZİNİ IX
SEMBOLLER ve KISALTMALAR DİZİNİ X
1. GENEL BİLGİLER 1
1.1. Giriş 1
1.2. Biyomekaniğin Tanımı ve Uygulama Alanları 1
1.3. Alt Çene Biyomekaniği 3
1.4. Diş 3
1.5. Dental İmplant 4
1.6. İmplantlarda Kullanılan Materyaller 6
1.7. Sonlu Elemanlar Yöntemi 7
1.8. Literatür Özeti 8
1.9. Çalışmanın Amacı ve Kapsamı 13
2. YAPILAN ÇALIŞMALAR 14
2.1. Geometrinin Oluşturulması 16
2.2. Programa Katı Model Alınması 17
2.3. Malzeme özelliklerinin tanımlanması 18
2.3.1. Titanyum 19
2.3.2. Zirkonyum 20
2.3.3. Krom-Kobalt 20
2.3.4. Polieter-Eter-Keton (PEEK) Polimeri 21
2.4. Ağ Yapısı ve Yüklemeler 21
2.5. Çözüm ve Sonuçların Elde Edilmesi 22
3. BULGULAR 23
3.1. Kemik için Elde Edilen Sonuçlar 23
3.2. Üçüncü Dental İmplant için Elde Edilen Sonuçlar 27
3.3. İkinci Dental İmplant için Elde Edilen Sonuçlar 29

3.4. Birinci Dental İmplant için Elde Edilen Sonuçlar 31
3.5. Üçüncü Dayanak için Elde Edilen Sonuçlar 33
3.6. İkinci Dayanak için Elde Edilen Sonuçlar 35
3.7. Birinci Dayanak için Elde Edilen Sonuçlar 37
3.8. Farklı Malzeme Kullanımı Sonucu Oluşan Değerlerin Karşılaştırılması 39
4. TARTIŞMA ve SONUÇLAR 41
5. ÖNERİLER 42
KAYNAKLAR 43
ÖZGEÇMİŞ 47

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1. Alt çene kemiği 3
Şekil 2. Diş anatomisi 4
Şekil 3. Dental implant örneği 5
Şekil 4. (a) Vida tipi implant, (b) kemik içi implantlar, (c) blade implantlar 5
Şekil 5. İmplant malzeme çeşitleri 6
Şekil 6. Sonlu eleman türleri(tek boyutlu, iki boyutlu ve üç boyutlu) 15
Şekil 7. İki ve üç boyutlu sonlu elemanlar modeli ağ yapısı örneği 15
Şekil 8. Mandibula tasarımı 16
Şekil 9. (a) Dayanak tasarımı, (b) dental implant tasarımı 17
Şekil 10. Montaj yapısı 17
Şekil 11. Geometrinin ANSYS Workbench yazılımına alınması 18
Şekil 12. Ansys Workbench üzerinde katı model 18
Şekil 13. Üç boyutlu modelin ağ yapısı 22
Şekil 14. Kemikte oluşan gerilme dağılımı (a) CoCr, (b) Zr, (c) Ti, (d) PEEK 24
Şekil 15. Kemikte oluşan şekil değiştirme dağılımı (a) CoCr, (b) Zr, (c) Ti, (d) PEEK 25
Şekil 16. Kemikte oluşan toplam yer değiştirme (a) CoCr, (b) Zr, (c) Ti, (d) PEEK 26
Şekil 17. 3. Dental implantta oluşan gerilme dağılımı (a) CoCr, (b) Zr, (c) Ti, (d) PEEK 27
Şekil 18. 3. Dental implanttaki şekil değiştirme dağılımı (a) CoCr, (b) Zr, (c) Ti, (d) PEEK 28
Şekil 19. 3. Dental implanttaki toplam yer değiştirme (a) CoCr, (b) Zr, (c) Ti, (d) PEEK 28
Şekil 20. 2. Dental implanttaki gerilme dağılımı (a) CoCr, (b) Zr, (c) Ti, (d) PEEK 29
Şekil 21. 2. Dental implanttaki şekil değiştirme dağılımı (a) CoCr, (b) Zr, (c) Ti, (d) PEEK 30
Şekil 22. 2. Dental implanttaki toplam yer değiştirme (a) CoCr, (b) Zr, (c) Ti, (d) PEEK 30
Şekil 23. 1. Dental implanttaki gerilme dağılımı (a) CoCr, (b) Zr, (c) Ti, (d) PEEK 31
Şekil 24. 1. Dental implanttaki şekil değiştirme dağılımı (a) CoCr, (b) Zr, (c) Ti, (d) PEEK 32
Şekil 25. 1. Dental implanttaki toplam yer değiştirme (a) CoCr, (b) Zr, (c) Ti, (d) PEEK 32

Şekil 26. 3. Dayanaktaki gerilme dağılımı (a) CoCr, (b) Zr, (c) Ti, (d) PEEK 33
Şekil 27. 3. Dayanaktaki şekil değiştirme dağılımı (a) CoCr, (b) Zr, (c) Ti, (d) PEEK 34
Şekil 28. 3. Dayanaktaki toplam yer değiştirme (a) CoCr, (b) Zr, (c) Ti, (d) PEEK 34
Şekil 29. 2. Dayanaktaki gerilme dağılımı (a) CoCr, (b) Zr, (c) Ti, (d) PEEK 35
Şekil 30. 2. Dayanaktaki şekil değiştirme dağılımı (a) CoCr, (b) Zr, (c) Ti, (d) PEEK 36
Şekil 31. 2. Dayanaktaki toplam yer değiştirme (a) CoCr, (b) Zr, (c) Ti, (d) PEEK 36
Şekil 32. 1. Dayanaktaki gerilme dağılımı (a) CoCr, (b) Zr, (c) Ti, (d) PEEK 37
Şekil 33. 1. Dayanaktaki şekil değiştirme dağılımı (a) CoCr, (b) Zr, (c) Ti, (d) PEEK 38
Şekil 34. 1. Dayanaktaki toplam yer değiştirme (a) CoCr, (b) Zr, (c) Ti, (d) PEEK 38

TABLOLAR DİZİNİ

Tablo 1. Vücutta kullanılan implant malzemelerinin genel özellikleri 7
Tablo 2. Malzeme özellikleri 19
Tablo 3. Eleman ve düğüm noktası sayısı 22
Tablo 4. Kemik için elde edilen sonuçlar 27
Tablo 5. 3. Dental implant için elde edilen değerler 29
Tablo 6. 2. Dental implant için elde edilen değerler 31
Tablo 7. 1. Dental implant için elde edilen değerler 33
Tablo 8. 3. Dayanak için elde edilen değerler 35
Tablo 9. 2. Dayanak için elde edilen değerler 37
Tablo 10. 1. Dayanak için elde edilen değerler 39
Tablo 11. Maksimum von-Mises gerilme değerleri (MPa) 39
Tablo 12. Maksimum şekil değiştirme değerleri 40
Tablo 13. Maksimum toplam yer değiştirme değerleri(mm) 40

SEMBOLLER ve KISALTMALAR DİZİNİ

CAD	Bilgisayar Destekli Tasarım
%	Yüzde
Cm	Santimetre
Co	Kobalt
CoCr	Krom-Kobalt
Cr	Krom
CpTi	Saf Titanyum
Mm	Milimetre
MPa	Megapascal
N	Newton
PEEK	Polieter Eter Keton
SEA	Sonlu Elemanlar Analizi
Ti	Titanyum
Zr	Zirkonyum

1. GENEL BİLGİLER

1.1. Giriş

İnsanlığın varoluşundan beri çeşitli nedenlerden dolayı insan vücudundaki herhangi bir uzvun görevini yerine getirememesi veya kaybolmasından dolayı bunun yerini dolduracak yeni ve yapay bir unsur arayışı hep var olmuştur. Bu merakla çeşitli çözümler geliştirilmiştir. Kaybolan veya görevini yerine getiremeyen bir dişin yerine taş, tahta ve hayvan dişinin çene kemiklerinde destek yapı olarak kullanılarak bu sorunun giderilmeye çalışması eski çağlardan beri geliştirilen çözümlerden biridir (Ring, 1995). Günümüze kadar yapılan çalışmalarda, bu çeşit malzemelerden en çok ihtiyaç duyulanı, insan çenelerinde kullanılan dental implantlardır. Herhangi bir sebepten dolayı kayba uğramış dişlerin yerine çeneler arasında oluşan kuvvetleri eklem noktalarına iletebilmek için rijit ya da hareketli protezlerin mukoza veya kemik zarı altına, çene kemiğinin içine yerleştirilen biyouyumlu malzemelerden imal edilmiş parçalar üzerinde yapılan çalışmaların sayısı her geçen gün artış göstermektedir.

Piyasada diş implantı için birçok marka ve model bulunmaktadır. Marka ve modellerin çeşitliliğinin yanı sıra implant malzemeleri de oldukça çeşitlidir. Malzeme seçimindeki en önemli kriterlerden biri de mekanik özelliklerin sağlanabilmesidir. Malzeme seçimi ve geometrik tasarım, bir implant sisteminin başarısını belirlemede çok önemli bir rol oynamaktadır. Dental implant için gerekli özellikler tanımlandıktan sonra implant üzerine gelecek olan kuvvetlerin etkisini öngörebilmek için mekanik deneyler uygulanır.

Sonlu elemanlar yöntemi, parçadan bütüne gitme prensibine dayanır. Yöntem, karmaşık problemlerin daha basit alt problemlere ayrılarak her bir problemin kendi içinde çözülmesiyle bütüne ulaşılan bir çözüm şekli olarak tanımlanır. Sonlu elemanlar yöntemi, diş materyalleri, dişler ve dental implantların mekanik davranışlarını incelemek amacıyla kullanımı son yıllarda giderek artmaktadır.

1.2. Biyomekaniğin Tanımı ve Uygulama Alanları

Biyomekanik, canlılarda meydana gelen fiziksel olayları inceleyen, özellikle hareket mekaniğine odaklanan bir bilim dalıdır. Mekanik bilimini kullanarak canlı

sistemlerin hareketiyle ilgili gerekli kavramsal ve matematiksel araçlar sunar (Hatze, 1974). Sadece biyoloji ve mühendislik bilimleriyle sınırlı kalmayıp aynı zamanda fizik, kimya, matematik, anatomi ve fizyoloji bilimlerinden de destek alır. Biyomekanik son zamanlarda üzerine yapılan çalışmalarla birlikte dikkat çeken bir bilim dalı haline gelmiştir.

Biyomekanik, yaşlılık, hastalık, kaza sonucu oluşan sorunlar gibi çeşitli nedenlerle canlılarda meydana gelen fiziksel mekanizmalardaki işlevsizliklerin belirlenmesi ve bu işlevsizliklere canlı yapısına olabilecek en uygun çözümü arayan bir bilim dalı olmasının yanı sıra, protez ve destek ünitelerinin tasarım ve destek imalatında da kullanılmakta, mevcut anatomik yapıların incelenmesine olanak sağlayan bir alandır. Biyomekaniğin fen bilimleri ve mühendislikteki uygulama alanları:

- Fiziksel yüklemelerin modellenmesi ve simülasyonu
- Eklem modellemeleri
- Spor biyomekaniği ve fiziksel kapasite
- Kas mekaniği
- Kırık (kemik vb.) yapılarda ve ruptür (tendon yırtıkları vb.)
- Doku mühendisliği
- Protez, ortoz, implantlar

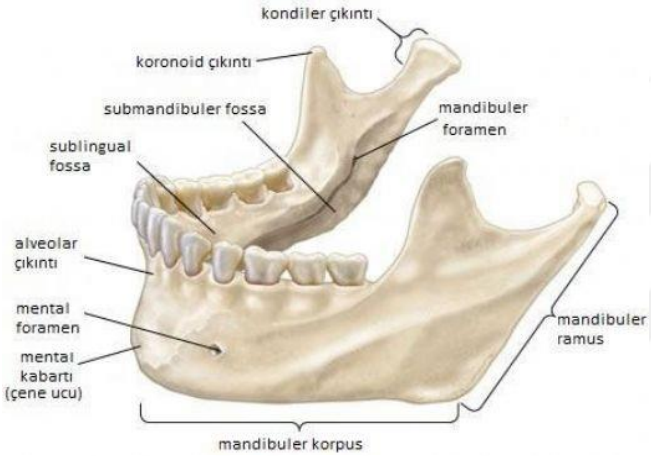
olarak sıralanabilir.

Günümüzde birçok farklı yeni kullanım alanlarıyla sürekli bir gelişim gösteren biyomekanik bilimi, özellikle dental implant tasarım ve imalatı için kullanılmaktadır. Biyomekanik, dental implantoloji alanında yeni tasarımların üretilmesi ve mevcut olan tasarımların değerlendirip performansı daha yüksek hale getirilen tasarımlar oluşmasına yardımcı olmaktadır.

Dental implant tasarımlarında karşılaşılan başlıca problemler arasında; mandibula (alt çene kemiği) ve maksillaya (üst çene kemiği) konumlandırılan implantların mekanik davranışlarının, insan yapısıyla olan uyumluluklarının belirlenmesi gerekliliği gösterilebilir.

1.3. Alt Çene Biyomekaniği

Şekil 1’ de gösterilen alt çene kemiği, Latincede mandibula olarak adlandırılır ve insanda konuşma, ısırma, çiğneme gibi fonksiyonları sağlayan kemiktir. Kafa iskeletindeki en büyük kemiktir. Özellikle kafatası ve yüzdeki kemiklerin tümü hareketsiz olmasına rağmen alt çene kemiği hareket edebilme özelliğine sahip olan tek kemiktir. Temporomandibular eklemleriyle kafatasına bağlanır ve hareket bu eklemler yardımıyla sağlanır.

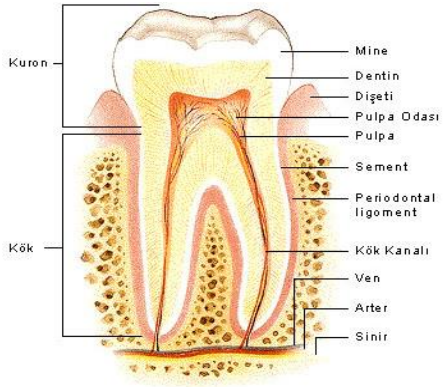


Şekil 1. Alt çene kemiği

1.4. Diş

Diş, sindirim sisteminin başlangıcı olan ağızda bulunan, bir uçları üst ve alt çene kemiklerinin içine gömülü, diğer uçları ise serbest olan küçük kemik görünümünde ve sertliğindeki oluşumların her biri olup, asıl görevi besinlerin mekanik sindirimini sağlamaktır.

Dişler, Şekil 2’de görülen mine, dentin, pulpa (diş özü) ve sement olarak adlandırılan yapılardan oluşur.



Şekil 2. Diş anatomisi

Mine, dişin en dış tabakasıdır. Dişi, dıştan koruyucu bir katman olarak çevreler. İçinde sinir hücreleri bulunmadığı için duyarlı değildir. Aynı zamanda vücuttaki en sert ve en çok mineralli dokudur. %97'si kalsiyum tuzlarından oluşur.

Dentin, minenin altındaki diş tabakasıdır. Yetişkin bir insan dişinin %75'ini oluşturur. Kemikle aynı yoğunluğa sahip olmasına rağmen ısıya ve dokunmaya karşı duyarlıdır. Dentin canlı bir yapıdır. Çok sayıda kanalcık içerir. Bu kanalcıkların içi pulpa sınırındaki dentin yapıcı hücrelerin uzantıları olan iplikçiklerle doludur.

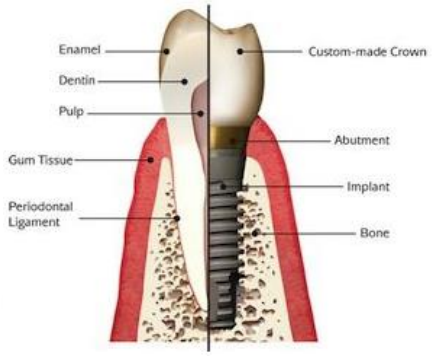
Diş özü de denilen pulpa, dişin orta kısmına ve içinde sinir dokuları ve kan damarlarının bulunduğu yumuşak dokuya verilen addır. Kan damarları sayesinde diş enfeksiyonlardan korunabilmektedir ve daima aktif haldedir. Pulpanın dış çevresi dentin yapıcı hücrelerle kuşatılmıştır. Bu hücreler, çürük ve diğer zararlı etkenlere karşı dişi korur.

Sement, kökün etrafını kaplayan kemiksi tabakadır. Oldukça incedir. Diş kökünün çene kemiğine tutunmasını sağlar. %65'i inorganik maddelerden oluşur.

1.5. Dental İmplant

İmplantasyon sözcüğü cansız doku veya biyomateryallerin, canlı bir dokuya yerleştirilmesi ya da nakledilmesi anlamında kullanılmaktadır. Nakledilen bu cansız biyomateryaller ise implant adını almaktadır. İmplant sözcüğü başka bir deyişle vücutta eksik olan cansız dokuyu tamamlamak için kullanılan yapay aygıtlar olarak tanımlanabilir. Ağızda eksik diş veya dişlerin yerini alan hareketli ya da sabit protezlere destek olmak amacı ile kemik içine ya da üzerine yerleştirilen implantlara dental implant adı verilmektedir (Şekil 3). Dental implantlar, fonksiyonel çiğneme kuvvetlerini yivler

vasıtasıyla çevre destek dokulara homojen olarak aktarmaktadır. İmplantlar çiğneme sırasında çeşitli yönlerde ve farklı şiddetlerde kuvvetlere maruz kalırlar. Bu sebeple, implant tasarımındaki amaç; çiğneme kuvvetlerinin en doğru şekilde dağıtılarak implant destekli protezlerin amacına uygun kullanılmasını sağlamaktır.

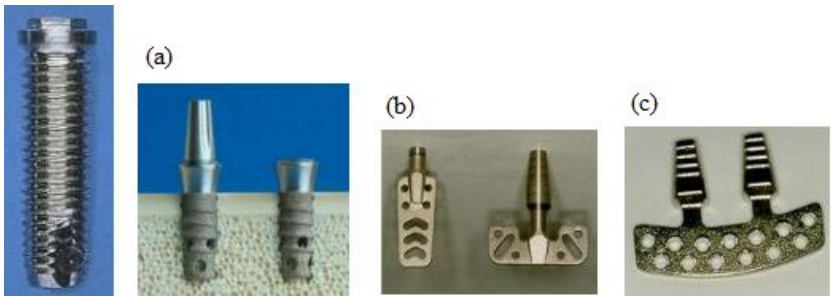


Şekil 3. Dental implant örneği

Dental implantlar, kemik ile olan ilişkilerine bağlı olarak üç ayrı kategoride sınıflandırılmıştır:

1. Endoosseoz (Endosteal) İmplantlar-Kemik içi
2. Subperiostal İmplantlar-Kemik üzeri
3. Transmandibular (Transosteal) İmplantlar-Kemik boyunca

Günümüzde Endosteal implantlar (kemik içi) kullanılmakta olup diğerleri kullanılmamaktadır. Dişsiz krete veya çekim soketi boşluğuna implant frezleri yardımıyla yuva açılarak tamamen kemik içerisine yerleştirilerek uygulanan implantlara endosteal implantlar denir. Endosteal implantlar kendi içerisinde vida tipi implantlar, silindirik implantlar, blade implantlar ve vent tipi implantlar olmak üzere dörde ayrılırlar: Şekil 4'te Endosteal implant örnekleri verilmiştir.

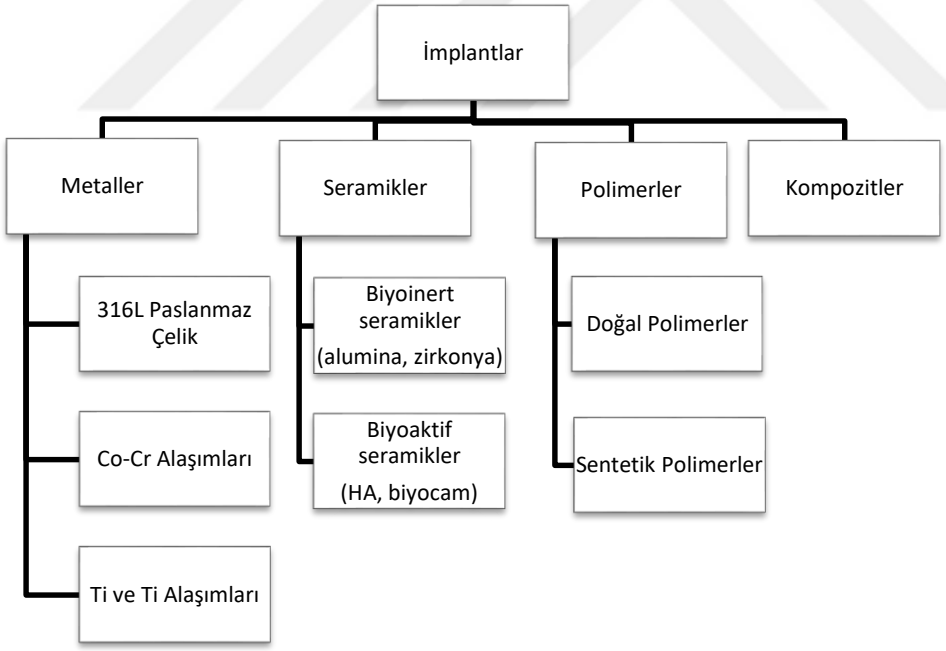


Şekil 4. (a) Vida tipi implant, (b) kemik içi implantlar, (c) blade implantlar

Günümüzde en çok tercih edilen implant türü vida tipi implantlardır. Bu implantlar kök formu implantlar olarak da isimlendirilir. Vida tipi implantlarda stabilizasyon yivler vasıtasıyla mekanik olarak gerçekleşmektedir. Vida tipi implantlar üzerine gelen kuvvetleri yivler aracılığı ile kemiğe iletmektedir. Yivlerin vasıtasıyla kemiğe gelen kuvvetler hem homojen bir şekilde hem de daha düşük seviyelerde aktarılabilmektedir.

1.6. İmplantlarda Kullanılan Materyaller

İmplantlarda kullanılan malzemeler kimyasal bileşenlerine göre metaller, seramikler, polimerler ve kompozitler olarak dört ana başlık altında sınıflandırılmaktadır. Bir implantın vücuttaki kullanımı birçok faktöre bağlıdır. Özellikle malzeme seçimi ve biyouyumluluk önemli faktörlerdendir. Seçilen malzemedeki dikkat edilmesi gereken en önemli özellik, biyolojik ortamda özelliklerini kaybetmeden devamlılığını sürdürebilmesidir. Şekil 5'te bu malzemeler sınıflandırılmıştır.



Şekil 5. İmplant malzeme çeşitleri

İmplant yapımında kullanılacak bir malzemenin mekanik özellikleri oldukça önemlidir. İmplantlar, vücutta yerleştirilen bölge ile mekanik uyumun sağlanması için gerekli fiziksel şartları sağlamalı ve kimyasal dayanımı yüksek olmalıdır. Metaller ve metal alaşımları, bütün malzemeler arasında en başarılı olarak görülen implant

biyomateryalidir. İmplant malzemelerinin avantajları, dezavantajları ve kullanım alanları Tablo 1'de verilmiştir.

Tablo 1. Vücutta kullanılan implant malzemelerinin genel özellikleri

Malzeme	Avantajları	Dezavantajları	Kullanım Alanları
Metaller	Dayanıklı, sağlam, şekillendirilebilir	Korozyona elverişli, yoğunluğu yüksek	Eklem protezleri, diş implantları, kemik plakları
Polimerler	Elastik, üretimi kolay	Güçlü değil, zamanla deformasyona uğrar	Dikişler, kalça protezi soketi,
Seramikler	Yüksek biyouyumluluk, Inert	Kırılgan, elastik değil, üretimi zor	Diş implant kaplaması
Kompozitler	Dayanıklı, özel tasarım	Üretimi zor	Eklem implantları, Kalp kapakları

1.7. Sonlu Elemanlar Yöntemi

Sonlu elemanlar yöntemi "parçadan bütüne gitme" prensibine dayanır. Yöntem, karmaşık problemlerin daha basit alt problemlere ayrılarak her birinin problemin kendi içinde çözülmesiyle bütüne ulaşılan bir çözüm şekli olarak tanımlanabilir. İlk kullanımı 1950 yılında uzay mühendisliği alanında olmuştur (Fish and Belytschko, 2007). Boeing, Bell Aerospace ve Rolls Royce firmaları bu yöntemin ilk kullanıcılarıdır. Bu yöntemin ana fikrini oluşturan ilk makale 1956 yılında Turner ve arkadaşları tafarından yazılmıştır (Turner vd., 1956). Zaman içerisinde teknolojinin gelişmesiyle birlikte farklı alanlara yayılarak makine, inşaat, elektrik, hidrodinamik, atom gibi çeşitli mühendislik alanlarının dışında tıpta ortopedi, kalp ve damar cerrahisi, estetik cerrahide de kullanılmaktadır (Fish and Belytschko, 2007).

Sonlu elemanlar yönteminin diğer analiz yöntemlerine kıyasla birçok avantajları vardır. Karmaşık geometriye sahip katı cisimler sonlu elemanlar yöntemiyle modellenebilir. Gerçekçi malzeme kabulleriyle gerçeğe yakın modeller yazılımlar vasıtasıyla oluşturulabilir. İstenilen sayıda farklı malzeme ile çeşitli modeller oluşturulabilir. Gerilme dağılımı ve yer değiştirmeleri hassas bir biçimde elde edilebilmektedir. Uygulanan kuvvetlerin, malzeme özelliklerinin, geometrinin kolayca değiştirilmesi ile analiz kolayca tekrarlanabilir (Adıgüzel, 2010).

Sonlu elemanlar yöntemi, modelin içinde oluşan gerilimleri tahmin etmek için mekanik sistem simülasyonlarında kullanılan teorik bir yöntemdir. Bu bilgisayarlı matematiksel yöntem, bu etkileri değerlendirmek, implantların biyomekanik karakteristiğini anlamak için önemli bir araç olarak kullanılmaktadır (Damlar vd., 2014). Sonlu elemanlar yöntemiyle dental implantolojide tedavi planlaması yapılırken önemli ön bilgiler elde edilmektedir. Dental implantoloji alanındaki ilk kullanımı 1970'li yıllarda gerçekleşmiştir. Tesk ve arkadaşları ilk defa pin ve blade tipi iki farklı implantı 2 boyutlu olarak modelleyip gerilme ölçümleri yapmışlardır (Tesk vd., 1976). Bugüne dek yapılan birçok çalışmada implant ile çevresindeki kemikte oluşan gerilme miktarlarını incelenmiştir.

1.8. Literatür Özeti

Stegaroiu vd. (1998) yaptıkları çalışmada; implant çevresindeki kemikte restorasyon tipinin gerilme dağılımına etkisini üç boyutlu sonlu elemanlar analiziyle incelemişlerdir. Üç boyutlu sonlu elemanlar analiz metodu, titanyum implantların etrafındaki kemiğin gerilmesini, eksenel yükler altında kısmen dişsiz bir çene için üç tedavi tasarımı kullanarak değerlendirmek için kullanılmıştır. Bu yüklerin her biri için, en yüksek gerilme, iki implant tarafından desteklenen bir konsol protezi olan modelde hesaplanmıştır. İki implantta geleneksel sabit bir kısmi protez bulunan modelde daha az gerilme bulunmuş ve üç implant tarafından desteklenen üç bağlantılı kron bulunan modelde en düşük gerilme hesaplanmıştır.

Stegaroiu vd. (1998) yaptıkları çalışmada; protez malzemesinin kemik ve implanttaki gerilme dağılımına etkisini, üç boyutlu sonlu elemanlar analizi yardımıyla incelemişlerdir. 3 üniteli bir protez için altın alaşımı, porselen veya reçine (akrilik veya kompozit) kullanıldığında kemik, implant ve dayanaktaki gerilme dağılımını değerlendirmek için üç boyutlu sonlu eleman analizi yapmışlardır. Altın ve porselen için, modellerin her birinde benzer maksimum eşdeğer gerilme ortaya çıkmıştır. Neredeyse tüm durumlarda, reçine protezli modeldeki gerilme, diğer 2 protez malzemeli modellerdekine benzer veya daha yüksek değerler almıştır.

Holmgren vd. (1998), çalışmalarında oluşturulan implant tasarımlarının arka basamaklı mandibular bölgenin bir bileşik kemik modelinde hem basamaklı silindirik hem de düz silindirik implantın, implant çapı varyasyonunun (3,8 mm, 4,5 mm, 5,5 mm,

6,5 mm) etkilerini araştırmışlardır. Ayrıca düz silindirik implant tasarımına göre kademeli bir silindirik implant tasarımının gerilme hatlarını ve gerilme dağılımını analiz etmişler ve ısırma kuvveti yönünün (dikey, yatay, eğik) her iki implant tasarımındaki etkilerini incelemişlerdir.

DeTolla vd. (2000) tarafından hazırlanan çalışmada bilgisayar destekli tasarım ve sonlu elemanlar yönteminin geçmişten günümüze kadar olan rolü ve dental implantlarda kullanılması irdelenmiştir.

Sevimay (2002) yaptığı çalışmada; implant üstü kron tasarımlarda farklı materyallerin fonksiyonel kuvvetler altında oluşturdukları gerilme miktarını ve lokalizasyonu, bilgisayar destekli tasarım ve sonlu elemanlar yöntemi kullanarak incelemiştir.

Alkan vd. (2004) yaptıkları çalışmada; önceden yüklenmiş dental implant vidalarında okluzal kuvvetlerin gerilme dağılımına etkisini araştırmışlardır. Simüle edilmiş okluzal kuvvetler altındaki 3 implant-dayanak eklem sistemindeki önceden yüklenmiş dental implant vidalarının gerilme dağılımı incelenmiştir.

Dargahi vd. (2005) tarafından hazırlanan çalışmada; sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak farklı malzemelerin bir diş implantı destekli sabit protez içindeki etkileri incelenmiştir. Çalışmada diş implantı destekli sabit protezlerin tasarım optimizasyonu teorik olarak incelenmiştir. Protezin çeşitli bölümleri için malzeme seçimi ön planda tutularak, gerilme dağılımı ve deformasyonu simüle etmek için üç boyutlu sonlu elemanlar analizi kullanılmıştır. İmplantlar için 3 farklı malzeme ile çerçeve için 4 farklı malzeme özellikleri 12 farklı modele dahil edilmiştir. Modelleme sonuçları, daha sert çerçevelerin tespit vidalarında karşılık gelen gerilmeyi azalttığını ve Young modülünün değeri arttıkça implantın boynundan tabanına doğru hareket ettiğini ortaya koymuştur. En iyi modelin iskelet için CoCr alaşımı ve implant için Ti alaşımı olduğu ve en iyi ikinci seçeneğin hem iskelet hem de implant için CoCr alaşımı olduğu sonucuna varılmıştır.

Enhoş (2007) yaptığı çalışmada; implant-diş ve implant-implant destekli sabit parsiyel protezlerdeki rijit ve yarı rijit bağlantının destek kemik üzerindeki etkisini, farklı iki gerilme analiz yöntemi kullanarak incelemiştir. Elde ettiği sonuçları karşılaştırmalı olarak değerlendirmiştir.

Firidinoğlu vd. (2007) tarafından hazırlanan çalışmada; implant destekli sabit protezlerde seramik dayanak kullanımı incelenmiştir. Seramik dayanaklar optik

özellikleri açısından titanyum dayanaklar ile karşılaştırıldığında belirgin avantajlara sahip olduğundan bahsedilmiştir.

Saab vd., (2007) yaptıkları çalışmada; sonlu elemanlar analizi ile 2 farklı dayanak kullanarak anterior maksillada bir implant ve etrafındaki kemik üzerindeki gerilme dağılımını ölçmüş ve karşılaştırmışlardır.

Baggi vd. (2008) tarafından yapılan çalışmada; dental implantlar ve kemik arasındaki biyomekanik etkileşimi, sonlu elemanlar analizleri ile sayısal olarak incelenmiştir. Çalışmada bazı mekanik ve geometrik parametrelerin kemikteki gerilme dağılımına etkisi vurgulanmıştır. Kemiğin kritik aşırı yüklenmesine ilişkin risk göstergeleri tanıtılmıştır. Farklı beş dental implantın gerilmeye dayalı performansları değerlendirilmiştir.

Şen (2009), çeşitli kök kanalı postlarının diş kökünde oluşturdukları gerilmeleri in vitro olarak iki farklı yöntem (universal test cihazı ve SEA analizi) ile incelemiştir. 4 farklı post materyalinin (titaniyum post, kuartz fiber post, cam fiber post ve kontrol grubu olarak döküm post-core), gerilme dağılımlarını, universal test cihazı ve üç boyutlu sonlu elemanlar analizi olmak üzere, iki farklı yöntem kullanarak değerlendirmiştir.

Soydemir (2009) tarafından hazırlanan tez çalışmasında; farklı döküm parametrelerinin titanyum diş implantının mikroyapısına ve mekanik özelliklerine etkisi araştırılmıştır. Farklı döküm parametreleriyle üretilmiş diş implantlarının yapı ve mekanik özellikleri arasındaki farklar incelenmiştir.

Danza vd. (2009) yaptıkları çalışmada; spiral grup implatlar üzerinde oluşan gerilme dağılımını üç boyutlu sonlu elemanlar analizi kullanarak araştırmışlardır. Çalışmanın sonucunda spiral grup implantları düşük kemik kalitesinde başarıyla kullanılabilir olduğu ortaya çıkmıştır.

Çakıcı (2010), üç farklı nikel-titanyum enstrüman sistemi ile kök kanalı şekillendirme sırasındaki alan, hacim ve gerilme dağılımındaki değişiklikleri incelemiştir. Tomografi görüntülerini kullanarak bilgisayar ortamında matematiksel model oluşturmuş ve sonlu elemanlar yöntemi ile elde ettiği sonuçları karşılaştırmıştır.

Rubo ve Souza (2010) hazırladıkları çalışmada; dental implant protezinde sonlu elemanlar analizi ile klinik değişkenlerin gerilme dağılımını nasıl etkilediğini araştırmışlardır. İmplant destekli protezlerde bulunan birçok klinik varyasyonu üç boyutlu sonlu elemanlar yöntemi ile analiz etmişlerdir.

Eraslan ve İnan (2010) yaptıkları çalışmada; farklı implant iplik tasarımlarının destek yapılarında gerilme dağılımı üzerindeki etkilerini üç boyutlu sonlu elemanlar analizi kullanarak incelemişlerdir. Von Mises gerilme değerleri, tüm modeller için implant dayanaklarının ve servikal kortikal kemik bölgelerinin yükleme alanlarında en fazla değeri almıştır.

Wu vd. (2010) hazırladıkları çalışmada; bilgisayar destekli tasarım ile özel açılı bir dayanak sistem tasarlamış ve tüm sistemin biyomekanik performansını değerlendirmişlerdir. Geleneksel dayanak ile arasındaki farkları, üç boyutlu doğrusal olmayan sonlu elemanlar analizi ile karşılaştırmışlardır. Simülasyon sonuçları, özel veya geleneksel açılı dayanak kullanılması implant için belirgin bir fark olmadığını göstermiştir.

Pekşen ve Doğan (2011) yaptıkları çalışmada; implantların dayanımını, malzeme özelliklerine göre incelemişlerdir. Kullanılan implant malzemelerinin implant üzerindeki etkisi, biyouyumluluğu, dizaynı gibi özellikleri göz önünde bulundurarak uygun malzeme seçimi yapmışlardır.

Gültekin vd. (2012), implant diş hekimliğinde sonlu elemanlar analizinin uygulanmasını araştırmışlardır. Bu çalışma Brånemark'ın keşfinden bu yana, diş implantları için sonlu elemanlar analizinin en yaygın restorasyon tekniği haline gelmesiyle birlikte oluşan gelişmeleri içermektedir.

Subaşı ve Karataş (2012) yaptıkları çalışmada; titanyum ve titanyum alaşımlarının genel karakterizasyonunu, uygulama türlerini, implantların yüzey ve ara yüzey özelliklerini ve çeşitli implant üretim tekniklerini incelemişlerdir.

Eroğlu (2012), diş-implant destekli sabit restorasyonlarda kuvvet kırıcı tasarımının ve konumunun diş ile implant çevresindeki gerilme dağılımına etkisini incelemiştir. Çalışmada, sonlu elemanlar analizini kullanmıştır. Yatay yönde de hareketliliğe izin veren küresel tasarıma sahip bir kuvvet kırıcının, yükleme yönü ve uygulama noktası gibi farklı parametrelere bağlı olarak diş ve implant çevresinde oluşturacağı gerilme dağılımını incelemiştir.

Köse (2013) tarafından hazırlanan tez çalışmasında; optik tarama metodu kullanarak gerçek bir hastaya ait protez taranmış, elde edilen verilere uygun alt çene kemiği yapısı oluşturulup bu yapıdan çeşitli hasarlı modeller elde edilmiştir. Çalışmanın analiz aşamasında, farklı yükleme şartları altında çene kemiğindeki hasarın, dayanak boyu ve protez malzeme dolgusu kullanılarak telafi edilmesiyle oluşturulan yeni

modellerin, sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak gerilme analizleri yapılmıştır. Yapılan bu analizler ile hasarsız durumdaki çene kemiğinin gerilme analizlerinin karşılaştırılması yapılmıştır. Aynı yükleme şartları altında hasarlı yapıların telafisi için uygulanabilir en ideal yöntemin protez malzeme dolgusuyla sağlanabileceği bulunmuştur.

Liu vd. (2013), implant sayısının mandibular implant ile desteklenen gecikme sürelerinin biyomekanik davranışına etkisini, üç boyutlu sonlu elemanlar analizi kullanarak incelemişlerdir. Üç boyutlu sonlu elemanlar analizi ile periferik kemikteki ve dayanaklardaki gerilme dağılımlarını değerlendirmişlerdir.

Karabudak vd. (2014), titanyum ve zirkonyum malzemeden katı modeli oluşturulmuş ön kesici dişte düz ve açılı dayanak kullanarak alt çeneye yerleştirilmiş implantların, kemikte oluşturdukları gerilme ve yer değiştirme dağılımlarını incelemişlerdir. Çalışmada sonlu elemanlar yöntemini kullanmışlardır. Bu çalışmada, zaman kazanımı ile birlikte implantın kalıcı zarar görmesini önlemek mümkün olduğu ortaya çıkmıştır.

Mathieu vd. (2014) hazırladıkları çalışmada, dental implantların stabilitesine biyomekanik belirleyicilerin ve kemik-implant arayüz özelliklerinin etkisini araştırmışlardır. Ayrıca kemiğin biyomekanik davranışını incelemişlerdir.

Aksan vd. (2018) yaptıkları çalışmada; gerilme analizi teknikleri, diş araştırmalarında uzun süredir kullanılan sonlu elemanlar analizi ve implant destekli protezlerde kullanımı hakkında genel bilgiler vermişlerdir.

Tuzlalı vd. (2018) yaptıkları çalışmada; vidalı ve simante implant üstü sabit restorasyonlarda gerilme dağılımını sonlu elemanlar analizi kullanarak

karşılaştırmıştır. Analiz sonucunda maksimum asal gerilme değerlerinin vidalı sistemlerde büyük, minimum asal gerilme değerlerinin ise simante sistemlerde büyük olduğu görülmüştür.

Karaman (2018) yaptığı tez çalışmasında, dental implantların yapısal analizini incelemiştir. Çalışmada implantların kemik ile temas yüzey alanını arttırarak kararlılıklarını sağlamak için implantlar üstüne açılması muhtemel mikro kanal profilinin çevre kemiğe gerilme transferi üzerine etkileri araştırılmıştır.

Djebbar vd. (2018) yaptıkları çalışmada; dental implantta değişken dinamik yükün gerilme dağılımını üç boyutlu sonlu elemanlar analizi kullanarak incelemişlerdir.

Jafarian vd. (2019) yaptıkları çalışmada; farklı uzunluk ve çaplardaki implantların çevresinde oluşan gerilme dağılımını sonlu elaman analizi ile incelemişlerdir. İmplant yerleştirme derinliğinin azalmasıyla birlikte gerilme miktarının arttığı gözlenmiştir.

Robau Porrua vd. (2020) yaptıkları çalışmada; bir dental implantta çap, uzunluk ve elastisitite modülünün implant kemiğinde gerilme ve şekil değiştirme dağılımına etkisini üç boyutlu sonlu eleman analiziyle incelemişlerdir. Analiz sonucunda en yüksek von Mises gerilme değerleri implant kortikal kemikte gerçekleşmiştir. Simüle edilen üç değişkenin (implant çapı, uzunluğu ve elastisite modülü) etkisi von Mises gerilme ve şekil değiştirmede anlamlı bir etkiye sahip olduğu belirlenmiştir.

1.9. Çalışmanın Amacı ve Kapsamı

Bu çalışmada, Titanyum dental implant üzerinde dayanak materyallerinin değiştirilmesiyle kemikte, dental implantlarda, ve dayanaklarda oluşacak gerilmeler, şekil değiştirmeler ve yer değiştirmeler incelenmek istenmektedir.

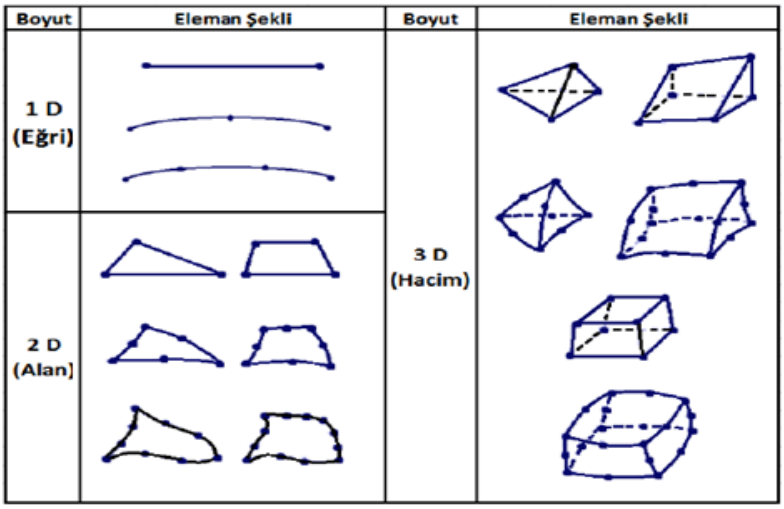
Dayanak malzemeleri olarak ise Titanyum, Krom-Kobalt alaşımı, Zirkonyum ve PEEK polimeri seçilmiştir. Her malzeme için sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak analiz işlemi tekrarlanmış ve elde edilen sonuçlar karşılaştırılmıştır.

2. YAPILAN ÇALIŞMALAR

Bu bölümde sağlıklı bir kişiden alınan kemik doku üzerinde 3.9 mm çapında bir protez sistem tasarlanıp, bu protezin montajları yapılmıştır. Tasarlanan dayanak sistemin geometrisi tanıtılmıştır. Elde edilen kemik doku üzerinde tasarlanan protez ve dayanak sistem, birinci küçük azı-ikinci küçük azı ve birinci büyük azı dişlerinin altına bağlanmıştır. Geometrinin oluşturulmasında Solidworks 2018 programı kullanılmıştır. Üç boyutlu modelin tasarlanmasının ardından sonlu elemanlar yöntemi kullanılıp analiz yapılmıştır. Aynı model üzerinde seçilen malzeme değiştirilerek model üzerinde gerilme, şekil değiştirme ve yer değiştirme değerleri karşılaştırılmıştır.

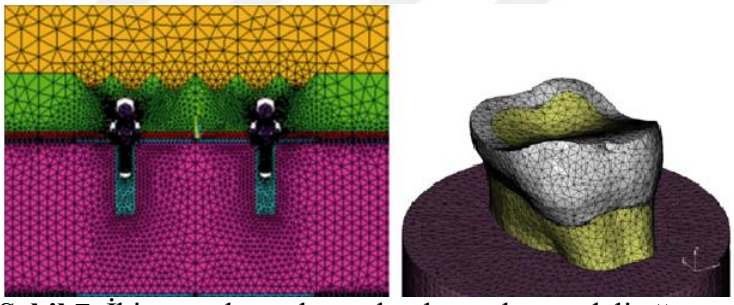
Sonlu elemanlar analizine başlarken yapılması gereken ilk adım; üzerinde çalışılacak cismin üç boyutlu modelinin oluşturulmasıdır. Bu modeller hazırlanırken cismin karmaşıklığına göre farklı görüntüleme yöntemleri kullanılabilir. Bilgisayarlı tomografi ve manyetik rezonans görüntüleme yöntemleri buna örnek olarak verilebilir. Bu şekildeki görüntülerinin bilgisayar ortamına aktarılması ve modelin oluşturulması sağlanabilirken, modellenecek cismin yüzeyinin 3D tarayıcılar ile her bir detayının taranıp bilgisayar ortamına aktarılması veya üç boyutlu modelleme programları kullanılarak cismin araştırmacı tarafından çizilmesiyle de çalışılacak modeller oluşturulabilir. Matematiksel model oluşturulması araştırmacıya, kontrol edilebilirliği, test koşullarını, model parametrelerini ve geometriyi kolayca değişim kolaylığı sağlamaktadır. İstenilen yanıtlar matematiksel model üzerinden simüle edilebilir ve test simülasyonları herhangi bir zamanda tekrarlanabilir. Bu nedenle, iyi test edilmiş ve doğrulanmış bir matematiksel model, araştırmalara analiz için çok güçlü bir araç sunmaktadır (Menicucci vd., 2002).

Sonlu elemanlar analizinde hazırlanan geometrik model, eleman adlı basit geometrik alt yapılara ayrılır. Elemanlar belli özelliklere göre sınıflandırılmaktadır. Bu özelliklere örnek olarak, geometrik şekil; üçgen, paralel kenar, dörtgen, boyut; tek boyutlu, iki boyutlu, üç boyutlu ve düğüm sayısı verilebilir. Eleman türleri Şekil 6'da gösterilmiştir. Bu elemanlar mevcut ana yapının geometrisi ile tam uyumludur. Ana yapının her bölgesinde istenen mekanik özellikleri gösterirler.



Şekil 6. Sonlu eleman türleri(tek boyutlu, iki boyutlu ve üç boyutlu)

İstenilen model bilgisayar ortamına aktarıldıktan sonra model analizinin gerçeğe en yakın şekilde yapılabilmesi ve daha basit bir modele indirgenebilmesi için elemanlara bölme işlemine ağ yapısı oluşturulması denir. Elemanlar arasındaki köşe temas noktaları ise düğüm noktası olarak adlandırılmaktadır. Şekil 7'de iki ve üç boyutlu modelde ağ yapısı örneği verilmiştir.



Şekil 7. İki ve üç boyutlu sonlu elemanlar modeli ağ yapısı örneği

İkinci adımda ise; ağ yapısı oluşturulup elemanlara ayrılan modele, kullanılan malzemeye ait elastisite modülü, poisson oranı gibi veriler programa tanımlanır. Cismin sınır koşulları ve kuvvetin cisme nereden uygulandığı analiz sırasında tanımlanır. Bu bilgilerin girilmesiyle birlikte cisme uygulanacak olan yükleme koşulları için kuvvetin yönü, şiddeti ve açısı ayarlanarak analiz işlemi gerçekleştirilir.

Analiz sonucunda her nesnenin alt elemanlarının çözümlemesinin ardından yapının tümünün çözümlemesi sağlanır. Elde edilen tüm değerler yorumlanarak sonuca ulaşılır. Bu işlemler bilgisayar programlarıyla yapılmaktadır. Sonlu elemanlar yöntemiyle yapılan analizin yorumlanmasında analizin sonuçlarını doğrudan etkileyen değerler

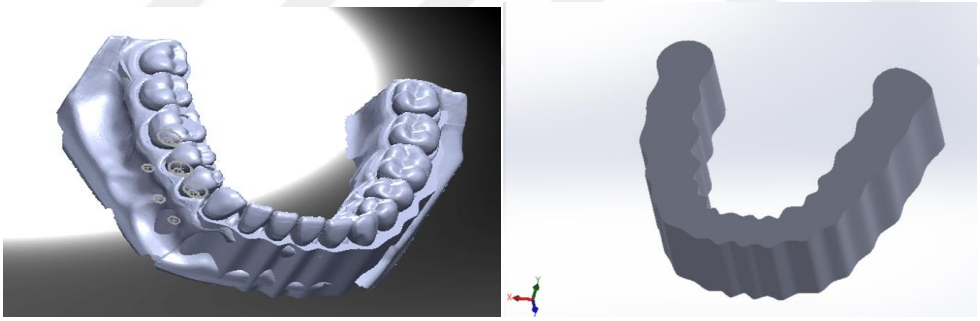
kullanılmaktadır. Bunlar; kemik ve implantın geometrisi, malzeme özellikleri, sınır koşulları, kuvvet özellikleri, implant-kemik arayüzünün özelliği olarak sıralanabilir.

Bu çalışmada sonlu elemanlar analizi için ANSYS Workbench programı (ANSYS, 2016) kullanılmıştır. Yapılan işlemler sırasıyla ve görselleriyle birlikte aşağıda anlatılmıştır.

2.1. Geometrinin Oluşturulması

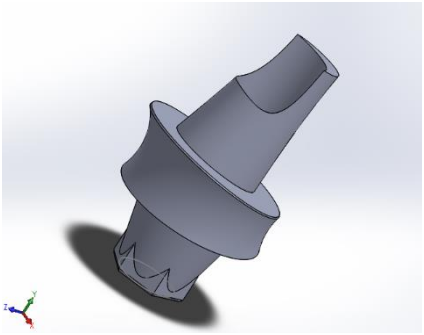
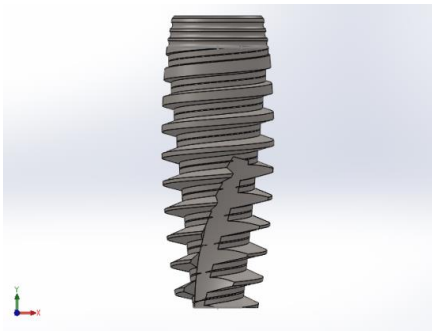
Bu çalışmada, Solidworks 2018 (Solidworks, 2018) programı ile dental implantlar, dayanaklar ve mandibulanın katı modelleri çizilmiştir. Ardından bu modeller ANSYS Workbench yazılımına aktarılıp analiz yapılmıştır.

Şekil 8'de bilgisayarlı tomografi cihazı kullanılarak elde edilen kemik doku görüntüsü, bilgisayar ortamında temizlenerek, Solidworks 2018 yazılımına üç boyutlu koordinatlar korunarak katı cisim aktarılmış ve bu görüntüye uygun kemik doku tasarlanmıştır.



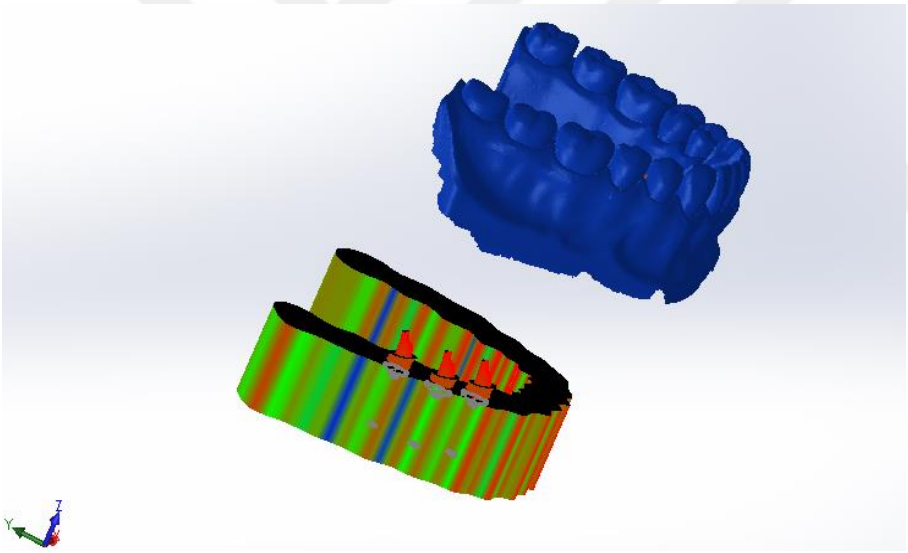
Şekil 8. Mandibula tasarımı

Dayanaklar, dental implantlar için bir bağlantı elemanı görevi görür. Bu çalışmada Nobel Biocare firmasının ürettiği Nobel Active implantlar ve implantlara uygun dayanaklar kullanılmıştır. Şekil 9'da Solidworks 2018 yazılımında bu çalışmada kullanılan dayanak ve dental implant tasarımı verilmiştir.


(a)

(b)

Şekil 9. (a) Dayanak tasarımı, (b) dental implant tasarımı

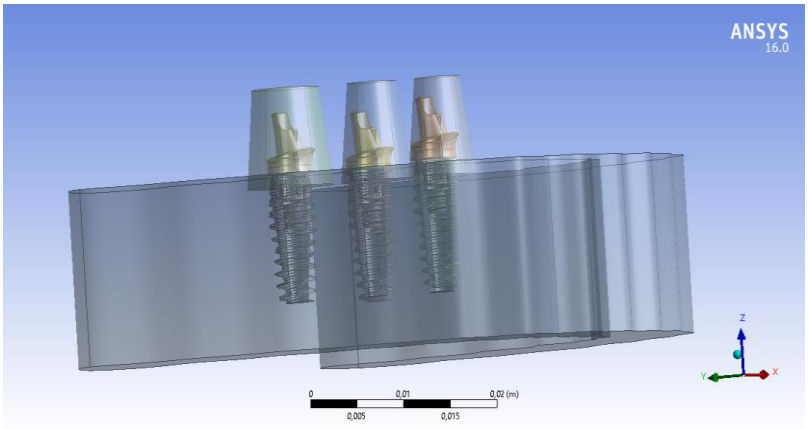
Her bir parçanın katı modelinin oluşturulmasının ardından bu parçalar montaj sayfasına aktarılmıştır. Kemik, dental implantlar, dayanaklar montaj için uygun pozisyonlara getirilerek birleştirilmiştir. Şekil 10'da montaj ile bir araya getirilen üç boyutlu model görülmektedir.



Şekil 10. Montaj yapısı

2.2. Programa Katı Model Alınması

İlk olarak Solidworks 2018 yazılımında katı modeli oluşturulan mandibula ve dental implantlar, Şekil 11'de de görüldüğü gibi ANSYS Workbench programına analiz işlemi için aktarılmıştır.

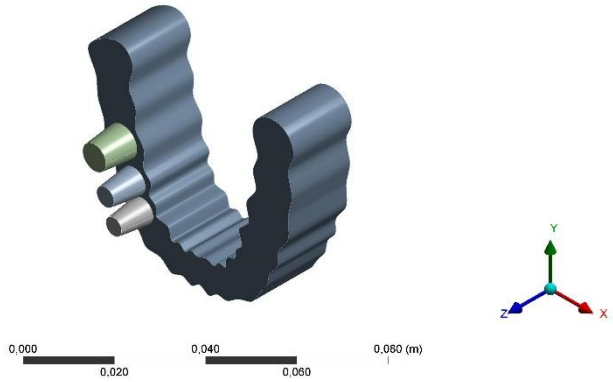


Şekil 11. Geometrinin ANSYS Workbench yazılımına alınması

2.3. Malzeme özelliklerinin tanımlanması

Dental implant yapımında seçilen malzemede belli özelliklerin bulunması gerekir. Seçilen malzemede istenen özellikler; etrafındaki yumuşak ve sert dokularla uyum sağlamalı, korozyona karşı dirençli olmalı, alerjik olmamalı, oluşabilecek mekanik, fonksiyonel, termal gerilmelere karşı direnç göstermeli, şekillendirilebilmeli, yüzeyi kaplanabilmeli, yapımı ve uygulanması kolay olmalı ve biyouyumlu olmalı olarak sıralanabilir (Sauk vd., 1992).

Ansys Workbench programına aktarılan Şekil 12'deki geometri için dört farklı malzeme kullanılmıştır. Bu malzemeler; Titanyum, Krom-Kobalt, Zirkonyum, Polieter-Eter-Keton olarak seçilmiştir.



Şekil 12. Ansys Workbench üzerinde katı model

Yüklemeye maruz kalan dental implantın gerilme dağılımını belirleyen en önemli faktörlerden biri seçilen malzemenin mekanik özellikleridir. Tablo 2'de seçilen malzemeler ve her bir malzemeye ait özellikler verilmiştir.

Tablo 2. Malzeme özellikleri

Materyal	Elastisite Modülü(MPa)	Poisson Oranı	Kaynak
Krom-Kobalt Alaşımı	218000	0.33	Callister and Rethwisch, 2013
Zirkonyum	205000	0.22	Callister and Rethwisch, 2013
Titanyum	110000	0.35	Colling, 1984
PolieterEterKeton Polimeri	3500	0.36	Callister and Rethwisch, 2013

2.3.1. Titanyum

Titanyum (Ti), günümüzde dental implant yapımında en yaygın olarak kullanılan materyaldir. Periyodik tablo üzerinde atom numarası 22 ve atom ağırlığı 47.88 olan dördüncü sıra geçiş metali olarak görünür. Son derece reaktif bir metaldir. Titanyum yerkabuğunda bol miktarda bulunur (Nutt, 1976).

Dental implant materyali olarak çok sayıda metal alaşımı araştırılıp birçok alternatif malzemeyle çeşitlendirilmesine rağmen günümüzde öncelikli olarak tercih edilen metal, saf titanyum ve titanyum alaşımlarıdır. Bunun başlıca nedenlerinden biri dental implantlarda karşılaşılan baskı ve çekme tipi biyomekanik kuvvetlere karşı titanyum ve alaşımlarının biyomekanik özelliklerinin oldukça iyi seviyede olmasıdır. Ayrıca implant materyalleri arasında elastisite modülü, kemiğin sahip olduğu elastisite modülüne en yakın olan materyal saf titanyum ve titanyum alaşımlarıdır. Bu özelliğinin yanında, kuvvetlere karşı dirençli olmaları, işlenebilmeleri, antibakteriyel özellikleri ve biyouyumlu olmaları nedeniyle dental implant materyali olarak Titanyum ilk seçenektir. Bu malzemeler kemik ile lifli bir arayüz katmanı olmaksızın çok iyi birleşim sağlar. Titanyumun farklı karakteristik özelliklerinden yararlanılarak farklı tipte diş ve medikal protezler üretilmektedir.

2.3.2. Zirkonyum

Zirkonyum, Zr sembolüne sahip kimyasal bir elementtir. Periyodik tabloda atom numarası 40, atom ağırlığı ise 91,22 olan bir geçiş metalidir. Sıcaklığa ve korozyana karşı gösterdiği direnç oldukça fazladır. Birçok farklı bileşik oluşturabilir. Doğada saf halde zirkonyum nadiren bulunur.

Zirkonyum kuvvetli bir metaldir. Metalin saf olması mekanik özelliklerini arttırmaktadır. Reaktif bir metal olduğundan hava ya da solüsyon ile teması halinde yüzeyinde oksitlenme meydana gelir. Oluşan bu oksitlenme zirkonyumun korozyona karşı dirençli olmasını sağlamaktadır.

Zirkonyumun dayanıklı ve korozyona karşı dirençli oluşundan dolayı birçok alanda kullanılmaktadır. Zirkonyumun biyouyumluluk özelliği yüksektir. Bu sebeple diş hekimliğinde birçok yerde kullanılmaktadır. İmplantolojide, implant ara parçası olarak kullanılmaktadır (Koçak vd., 2006).

2.3.3. Krom-Kobalt

Alaşımlar kullanılacak metalin fiziksel özelliklerinin yetersiz kaldığı durumlarda bir başka metalin eklenmesiyle elde edilirler. İçindeki metallerin özelliklerden farklı özellik gösterirler. Yüksek sıcaklıklar, aşınma, kimyasal etkiler vb. gibi her türlü etkilere saf metallerin yetersiz kaldığı durumlarda, gerekli olan özellikleri sağlayan niteliklerde alaşımlar oluşturulup kullanılır.

Krom-Kobalt (CoCr) alaşımları günümüzde mekanik yüklemeye uygun olmalarından ve aşınma dirençlerinin yüksek oluşundan biyomedikal bir malzeme olarak oldukça sık kullanılmaktadır. Biyomalzeme olarak iki tür CoCr alaşımı vardır. Bunlar CoCrMo ve CoNiCrMo alaşımlarıdır. CoCrMo alaşımları diş hekimliğinde ve yapay eklemlerde kullanılmaktadır. CoNiCrMo alaşımı, CoCrMo alaşımlarına göre daha ağır yükler taşıyan, kalça ve diz eklemlerinde protez sapı malzemesi olarak kullanılmaktadır (Jonn and Young, 2000).

Krom-Kobalt (CoCr) alaşımları hareketli bölümlü protez alt yapılarda uygulanmaktadır. Döküm sıcaklığı 1250-1450 °C'dir. İçeriğinde Kobalt ve Krom dışında Nikel, Molibden, Karbon, Demir, Manganez, Tungsten, Silikon gibi malzemeler de bulunabilir. Kobalt alaşımın %35-65 oranını oluşturur. Dayanıklılık, sertlik ve erime

derecesini arttırır. Nikel alaşımın %0-30 oranında kullanılır ve kobaltla benzer özellik gösterir ancak daha düşük derecededir. Krom alaşımda %20-35 oranındadır. Pasif oksit tabakası oluşturacak pas ve korozyonu engeller. Molibden alaşımın %0-7 kadardır. Partikül düzenleyici özelliği ile sertliği ve dayanıklılığı arttırır. Berilyum, alaşımın erime derecesini düşürür. Karbon alaşımda %0-0,4 kadar bulunur. Sertliği arttırır ancak metali kırılgan yapar.

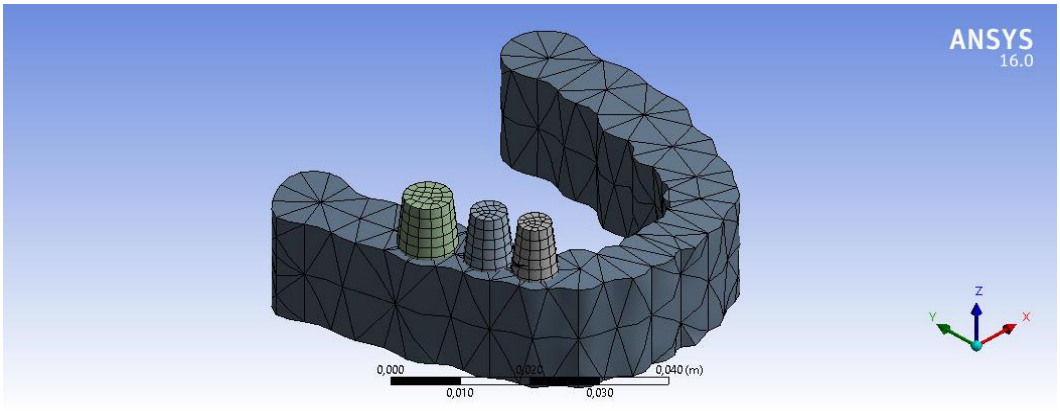
2.3.4. Polieter-Eter-Keton (PEEK) Polimeri

Polieter eter keton (PEEK), yarı kristalli termoplastik polimer sınıfının öne çıkan polimerlerinden biridir. Kimyasal açıdan tekrar eden iki eter ve bir keton grubundan oluşur. PEEK polimeri karbon, hidrojen ve oksijen atomları içeren yapısı sayesinde yüksek kararlı ve lineer bir yapıya sahiptir (Hearle, 2001).

Isı ve kimyasallara karşı oldukça dayanıklıdır. Ayrıca bu polimer sahip olduğu biyouyumluluk özelliği sayesinde dental, ortopedik vb. gibi medikal uygulamalarda geniş bir kullanım alanına sahiptir (Meyer, 1987). Polieter eter keton polimeri birçok farklı fiziksel özelliğinin yanı sıra bu özellikleri ekstrem şartlar altında bile gösterebilmektedir (Nicholson, 2012). PEEK polimeri, rijittir, tokluk ve sürtünme-aşınma dayanımı yüksektir. Bu sebeple radyasyona karşı direnç gösterebilir.

2.4. Ağ Yapısı ve Yüklemeler

Şekil 13'te ANSYS Workbench üzerinde katı modelin ağ yapısı verilmiştir. Ağ yapısının oluşturulmasının ardından dayanaklar üzerine 50 N değerinde yük uygulanmıştır.



Şekil 13. Üç boyutlu modelin ağ yapısı

Modelin ağ yapısı oluşturulduktan sonra oluşturulan eleman sayısı ve düğüm noktası sayısı Tablo 3'te verilmiştir.

Tablo 3. Eleman ve düğüm noktası sayısı

	Eleman sayısı	**Düğüm noktası sayısı**
Model	191622	321442

2.5. Çözüm ve Sonuçların Elde Edilmesi

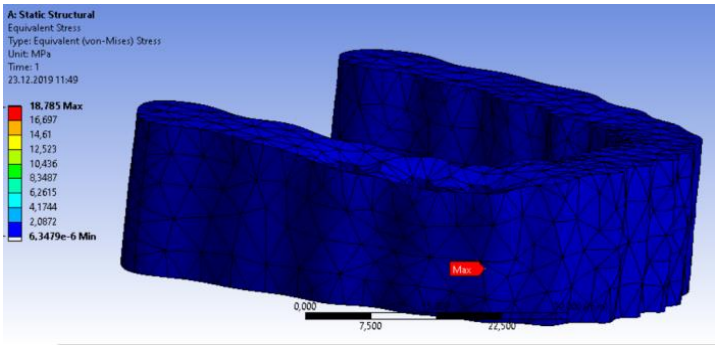
Malzeme özellikleri, sınır şartları, yüklemeler gibi gerekli olan tüm veriler ANSYS Workbench yazılımında tanımlanmasının ardından analiz aşamasına geçilmiş elde edilen sonuçlar bulgular kısmında anlatılmıştır.

3. BULGULAR

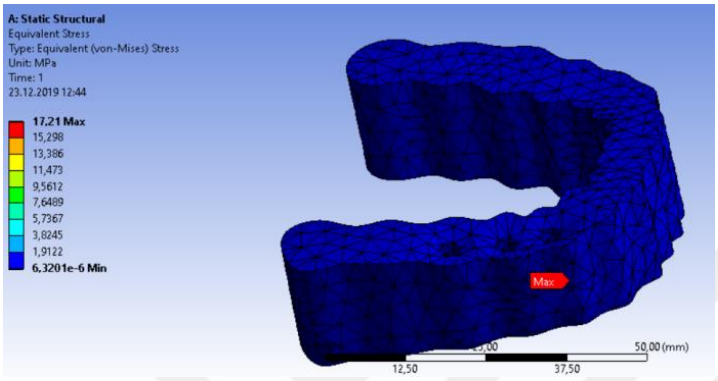
Sonlu elemanlar yöntemi; diş, dental implant ve dayanağın her bölgesinde gerilme, şekil değiştirme, yer değiştirme değerlerinin elde edilmesi, sayısal değerlerin hesaplanması ve malzeme özelliklerinin girişinin sağlanmasıyla gerçeğe en yakın değerleri elde edebilmesi gibi önemli avantajlara sahip olduğundan bu çalışmada analiz yöntemi olarak kullanılmıştır. Bütün modeller üzerinde dental implant malzemesi olarak Titanyum kullanılmıştır. Dayanak malzemesi olarak ise Titanyum, Zirkonyum, Krom-Kobalt Alaşımı ve Polietereterketon Polimeri malzemeleri seçilmiştir. Analizler her bir dayanak malzemesi için tekrarlanmıştır. Analizler sonucunda model üzerinde meydana gelen gerilmeler, şekil değiştirmeler ve yer değiştirmeler incelenmiş ve karşılaştırılmıştır.

3.1. Kemik için Elde Edilen Sonuçlar

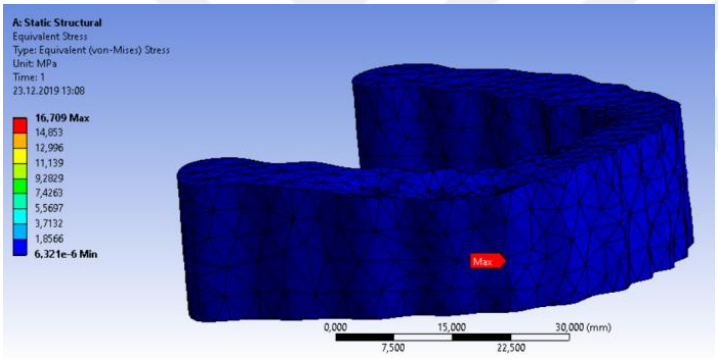
Yapılan analizlerin sonuçlarına göre, kemikte oluşan maksimum von-Mises gerilme değeri, dayanak malzemesi olarak Titanyum kullanıldığında 1,3981 MPa, Zirkonyum kullanıldığında 1,3976 MPa, Krom-Kobalt kullanıldığında 1,3952 MPa ve PEEK kullanıldığında 1,4333 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 14).



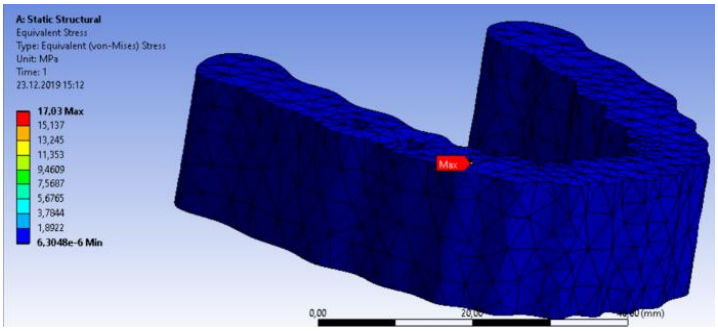
(a)



(b)



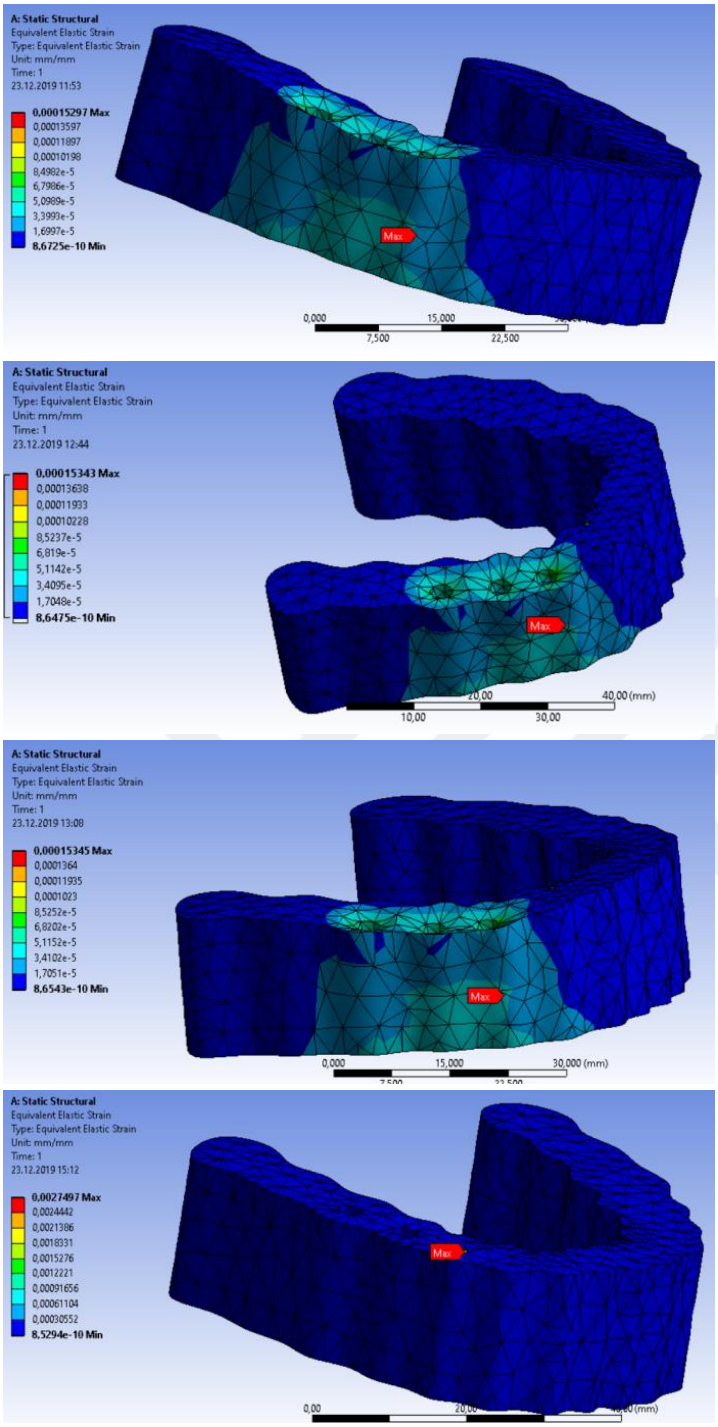
(c)



(d)

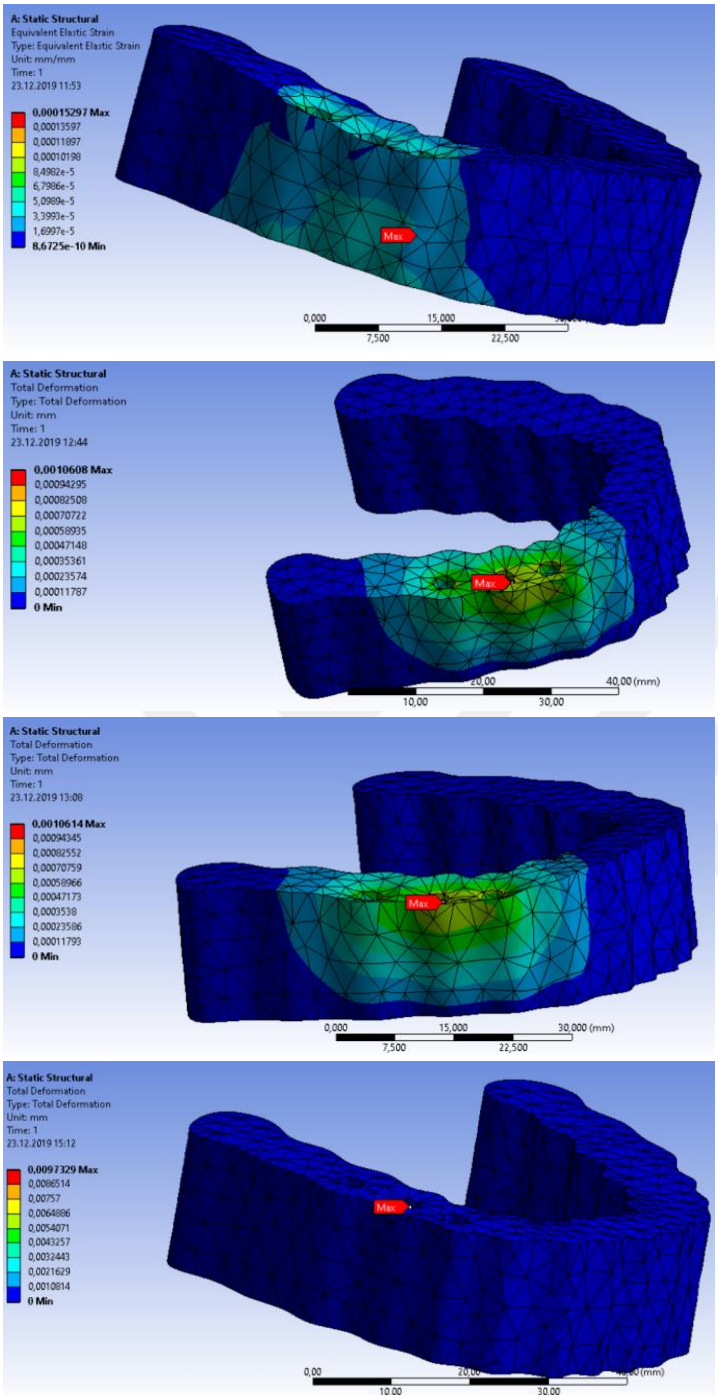
Şekil 14. Kemikte oluşan gerilme dağılımı (a) CoCr, (b) Zr, (c) Ti, (d) PEEK

Yapılan analizlerin sonuçlarına göre, kemikte oluşan maksimum şekil değiştirme değeri, dayanak malzemesi olarak Titanyum kullanıldığında $1{,}0144 \times 10^{-4}$, Zirkonyum kullanıldığında $1{,}014 \times 10^{-4}$, Krom-Kobalt kullanıldığında $1{,}0122 \times 10^{-4}$ ve PEEK kullanıldığında $1{,}094 \times 10^{-4}$ olduğu görülmüştür (Şekil 15).



Şekil 15. Kemikte oluşan şekil değiştirme dağılımı (a) CoCr, (b) Zr, (c) Ti, (d) PEEK

Yapılan analizlerin sonuçlarına göre, kemikte oluşan maksimum yer değiştirme değeri, dayanak malzemesi olarak Titanyum kullanıldığında 7,4699x10^{-4} mm, Zirkonyum kullanıldığında 7,466x10^{-4} mm, Krom-Kobalt kullanıldığında 7,3662x10^{-4} mm ve PEEK kullanıldığında 7,8799x10^{-4} mm olduğu görülmüştür (Şekil 16).



Şekil 16. Kemikte oluşan toplam yer değiştirme (a) CoCr, (b) Zr, (c) Ti, (d) PEEK

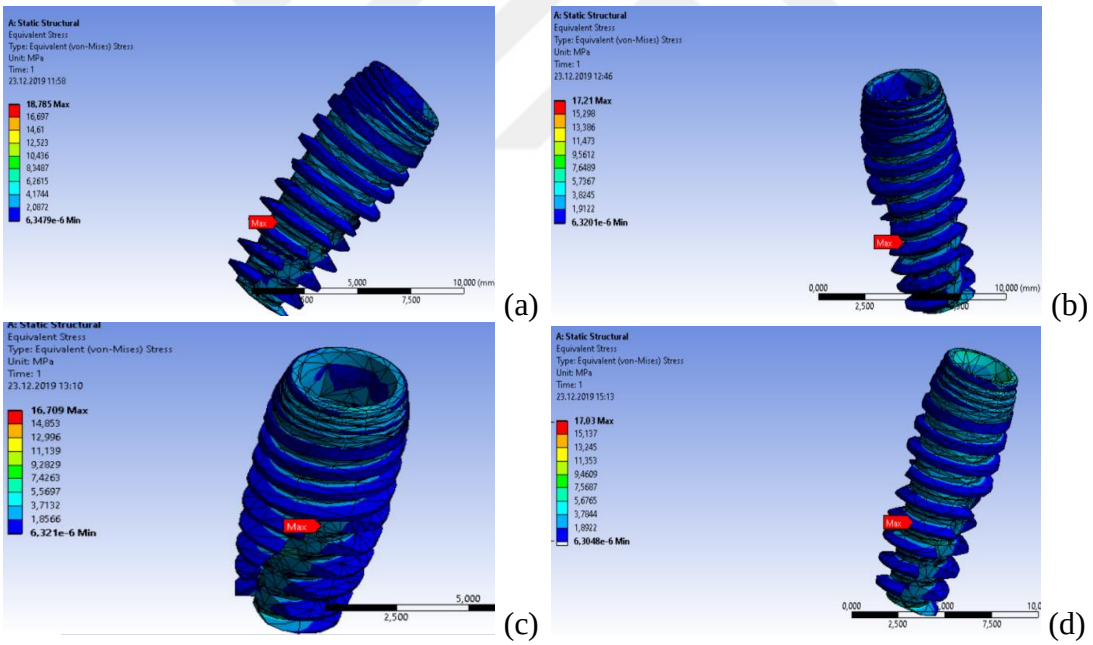
Tablo 4'te yapılan analizler sonucu kemik için elde edilen gerilme, şekil değiştirme ve yer değiştirme değerleri bir araya getirilmiştir. Tablo 4 incelendiğinde, maximum gerilme, şekil değiştirme ve yerdeğiştirme değerleri, kullanılan malzemeler arasında en fazla PEEK'te oluştuğu görülmüştür.

Tablo 4. Kemik için elde edilen sonuçlar

	Max von-Mises gerilme değeri (MPa)	Max şekil değiştirme	Max toplam yer değiştirme (mm)
Titanyum	1,3981	$1{,}0144 \times 10^{-4}$	$7{,}4699 \times 10^{-4}$
Zirkonyum	1,3976	$1{,}014 \times 10^{-4}$	$7{,}466 \times 10^{-4}$
Krom-Kobalt	1,3952	$1{,}0122 \times 10^{-4}$	$7{,}3662 \times 10^{-4}$
PEEK	1,4333	$1{,}094 \times 10^{-4}$	$7{,}8799 \times 10^{-4}$

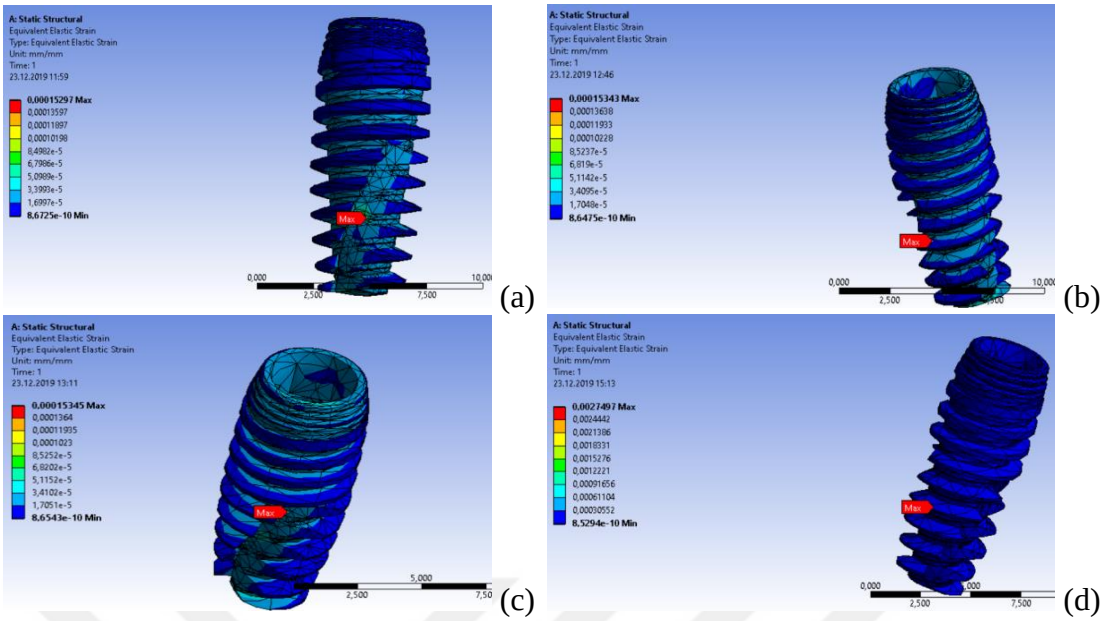
3.2. Üçüncü Dental İmplant için Elde Edilen Sonuçlar

Yapılan analizlerin sonuçlarına göre, 3. dental implantta oluşan maksimum von-Mises gerilme değeri, dayanak malzemesi olarak Titanyum kullanıldığında 9,614 MPa, Zirkonyum kullanıldığında 9,5685 MPa, Krom-Kobalt kullanıldığında 8,4159 MPa ve PEEK kullanıldığında 10,231 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 17).



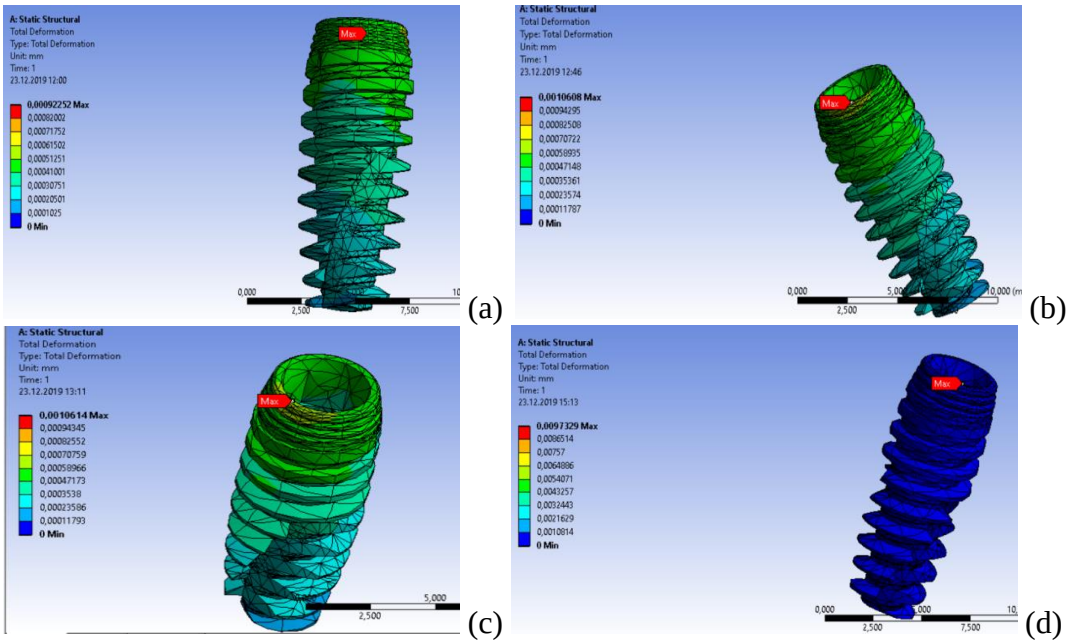
Şekil 17. 3. Dental implantta oluşan gerilme dağılımı (a) CoCr, (b) Zr, (c) Ti, (d) PEEK

Yapılan analizlerin sonuçlarına göre, 3. dental implantta oluşan maksimum şekil değiştirme değeri, dayanak malzemesi olarak Titanyum kullanıldığında $9{,}1295 \times 10^{-5}$, Zirkonyum kullanıldığında $9{,}0612 \times 10^{-5}$, Krom-Kobalt kullanıldığında $7{,}9493 \times 10^{-5}$ ve PEEK kullanıldığında $9{,}7424 \times 10^{-5}$ olduğu görülmüştür (Şekil 18).



Şekil 18. 3. Dental implanttaki şekil değiştirme dağılımı (a) CoCr, (b) Zr, (c) Ti, (d) PEEK

Yapılan analizlerin sonuçlarına göre, 3.dental implantta oluşan maksimum yer değiştirme değeri, dayanak malzemesi olarak Titanyum kullanıldığında 6,1572x10^{-4} mm, Zirkonyum kullanıldığında 6,0502x10^{-4} mm, Krom-Kobalt kullanıldığında 6,0387x10^{-4} mm ve PEEK kullanıldığında 6,5811x10^{-4} mm olduğu görülmüştür (Şekil 19).



Şekil 19. 3. Dental implanttaki toplam yer değiştirme (a) CoCr, (b) Zr, (c) Ti, (d) PEEK

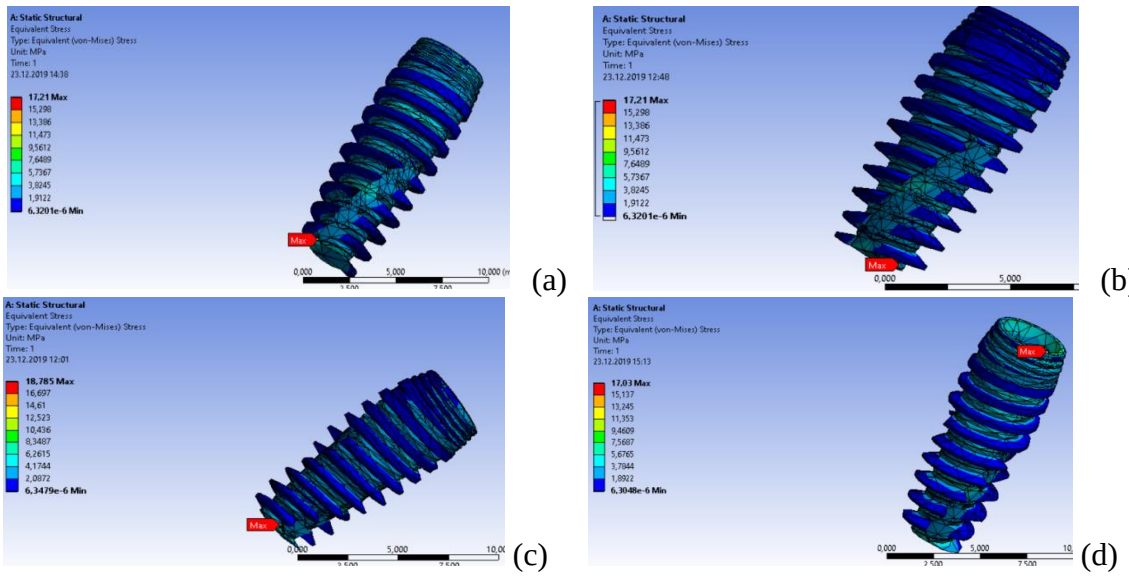
Tablo 5'te yapılan analizler sonucu 3. dental implant için elde edilen gerilme, şekil değiştirme ve yer değiştirme değerleri bir araya getirilmiştir. Tablo 5'te de görüldüğü gibi PEEK materyali kullanıldığında elde edilen değerlerin diğerlerine göre fazla olduğu görülmüştür.

Tablo 5. 3. Dental implant için elde edilen değerler

	Max von-Mises gerilme değeri (MPa)	**Max şekil değiştirme**	**Max toplam yer değiştirme (mm)**
Titanyum	9,614	$9{,}1295 \times 10^{-5}$	$6{,}1572 \times 10^{-4}$
Zirkonyum	9,5685	$9{,}0612 \times 10^{-5}$	$6{,}0502 \times 10^{-4}$
Krom-Kobalt	8,4159	$7{,}9493 \times 10^{-5}$	$6{,}0387 \times 10^{-4}$
PEEK	10,231	$9{,}7424 \times 10^{-5}$	$6{,}5811 \times 10^{-4}$

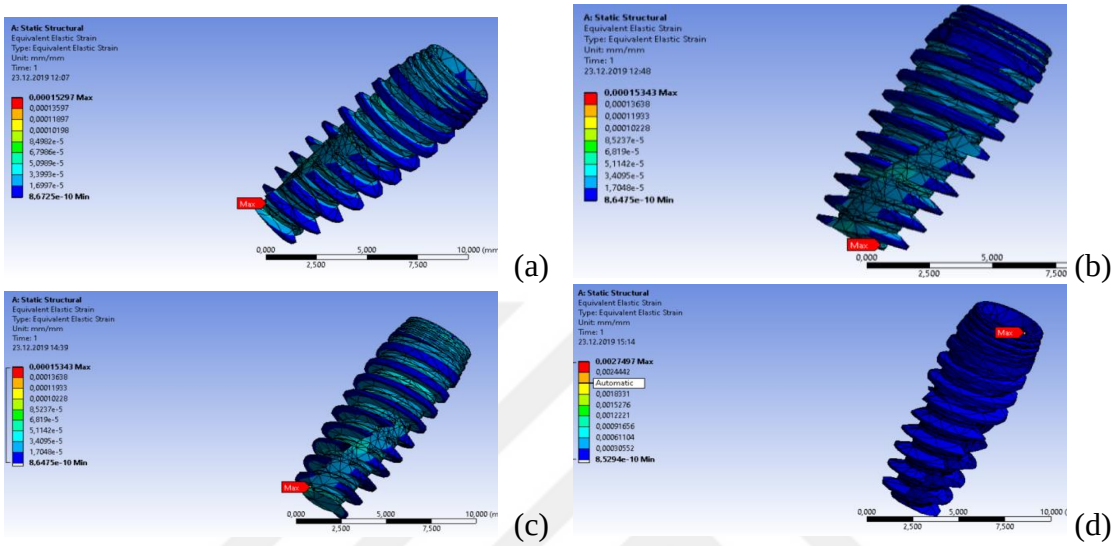
3.3. İkinci Dental İmplant için Elde Edilen Sonuçlar

Yapılan analizlerin sonuçlarına göre, 2. dental implantta oluşan maksimum von-Mises gerilme değeri, dayanak malzemesi olarak Titanyum kullanıldığında 8,8032 MPa, Zirkonyum kullanıldığında 8,8016 MPa, Krom-Kobalt kullanıldığında 8,8579 MPa ve PEEK kullanıldığında 10,338 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 20).



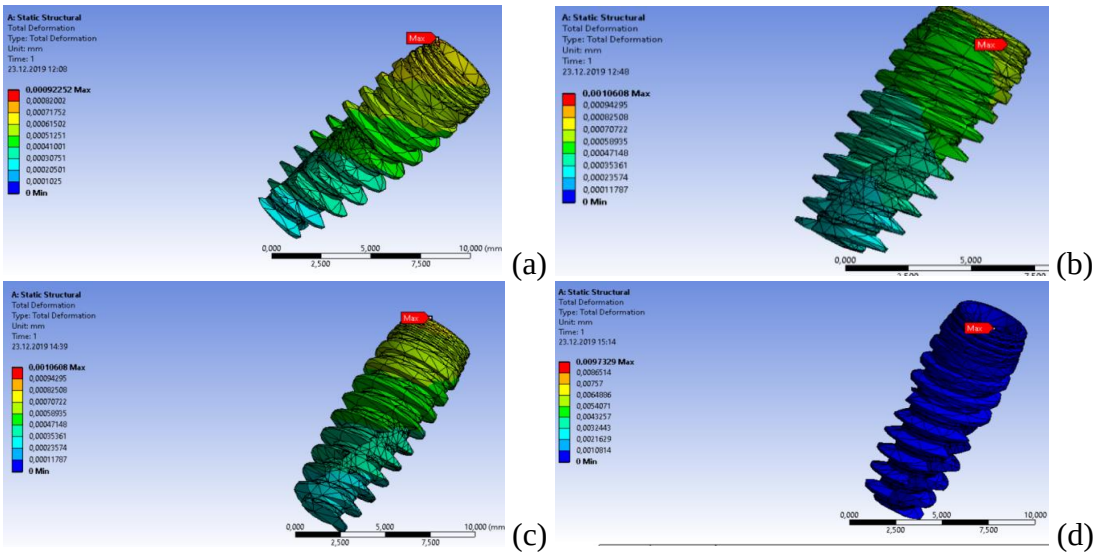
Şekil 20. 2. Dental implanttaki gerilme dağılımı (a) CoCr, (b) Zr, (c) Ti, (d) PEEK

Yapılan analizlerin sonuçlarına göre, 2. dental implantta oluşan maksimum şekil değiştirme değeri, dayanak malzemesi olarak Titanyum kullanıldığında 8,1467x10^{-5}, Zirkonyum kullanıldığında 8,1451x10^{-5}, Krom-Kobalt kullanıldığında 8,1382x10^{-5} ve PEEK kullanıldığında 9,6221x10^{-5} olduğu görülmüştür (Şekil 21).



Şekil 21. 2. Dental implanttaki şekil değiştirme dağılımı (a) CoCr, (b) Zr, (c) Ti, (d) PEEK

Yapılan analizlerin sonuçlarına göre, 2. dental implantta oluşan maksimum yer değiştirme değeri, dayanak malzemesi olarak Titanyum kullanıldığında 7,3773x10^{-4} mm, Zirkonyum kullanıldığında 7,3733x10^{-4} mm, Krom-Kobalt kullanıldığında 7,2957x10^{-4} mm ve PEEK kullanıldığında 7,7397x10^{-4} mm olduğu görülmüştür (Şekil 22).



Şekil 22. 2. Dental implanttaki toplam yer değiştirme (a) CoCr, (b) Zr, (c) Ti, (d) PEEK

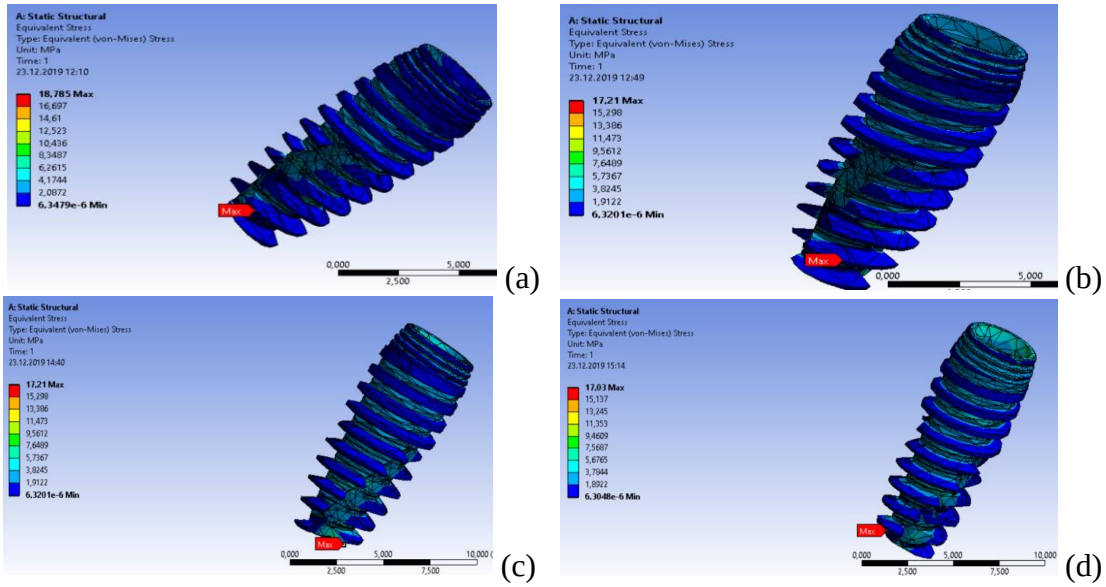
Tablo 6'da yapılan analizler sonucu 2. dental implant için elde edilen gerilme, şekil değiştirme ve yer değiştirme değerleri bir arada verilmiştir. Titanyum, Zirkonyum, Krom-Kobalt için elde edilen sonuçlar birbirine yakın çıkarken, PEEK'te en fazla olduğu görülmüştür.

Tablo 6. 2. Dental implant için elde edilen değerler

	Max von-Mises gerilme değeri (MPa)	**Max şekil değiştirme**	**Max toplam yer değiştirme (mm)**
Titanyum	8,8032	$8{,}1467 \times 10^{-5}$	$7{,}3773 \times 10^{-4}$
Zirkonyum	8,8016	$8{,}1451 \times 10^{-5}$	$7{,}3733 \times 10^{-4}$
Krom-Kobalt	8,8579	$8{,}1382 \times 10^{-5}$	$7{,}2957 \times 10^{-4}$
PEEK	10,338	$9{,}6221 \times 10^{-5}$	$7{,}7397 \times 10^{-4}$

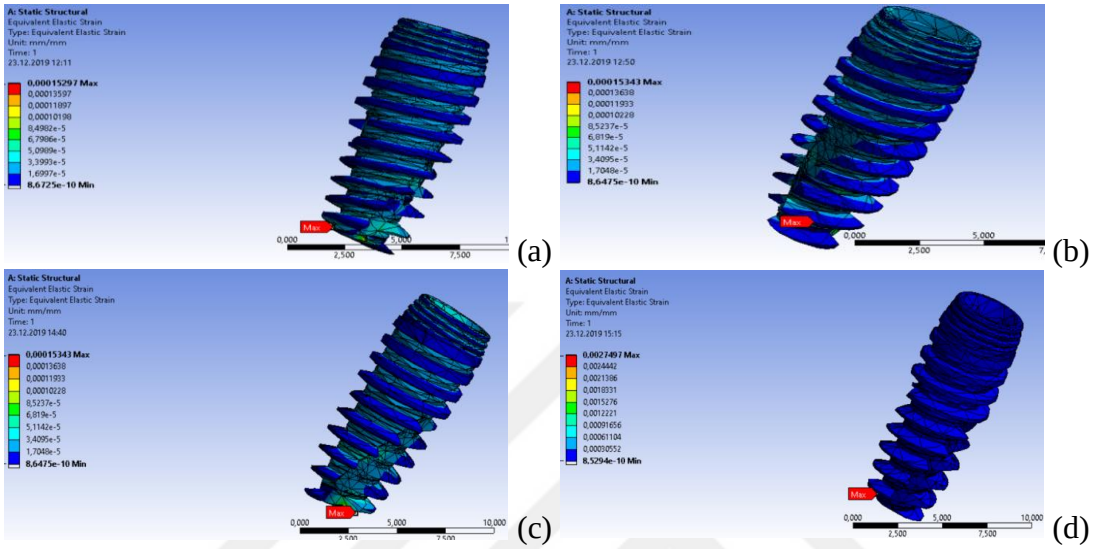
3.4. Birinci Dental İmplant için Elde Edilen Sonuçlar

Yapılan analizlerin sonuçlarına göre, 1. dental implantta oluşan maksimum von-Mises gerilme değeri, dayanak malzemesi olarak Titanyum kullanıldığında 16,709 MPa, Zirkonyum kullanıldığında 16,06 MPa, Krom-Kobalt kullanıldığında 16,056 MPa ve PEEK kullanıldığında 17,03 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 23).



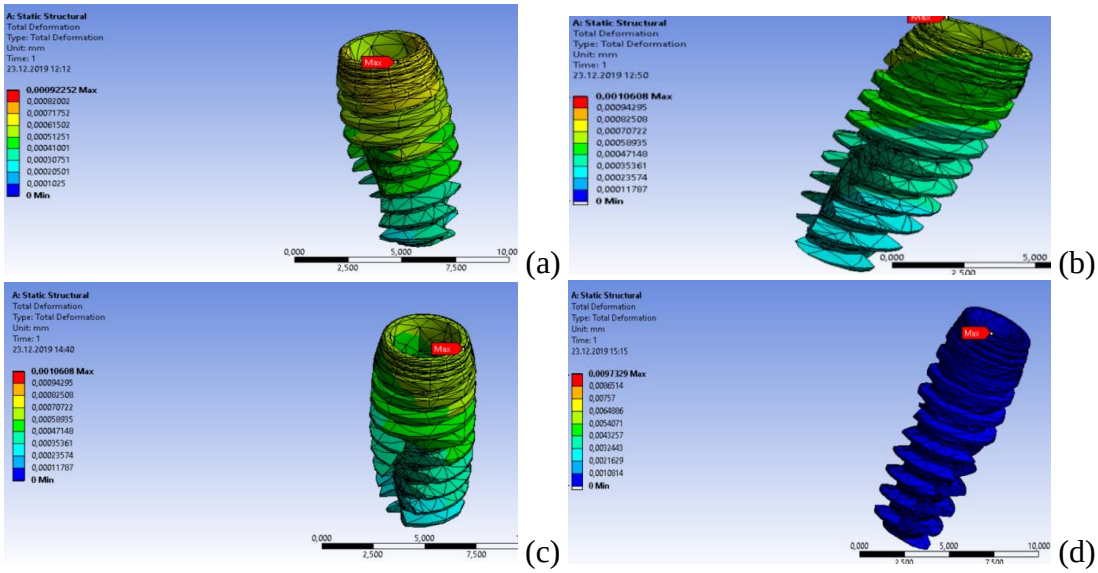
Şekil 23. 1. Dental implanttaki gerilme dağılımı (a) CoCr, (b) Zr, (c) Ti, (d) PEEK

Yapılan analizlerin sonuçlarına göre, 1. dental implantta oluşan maksimum şekil değiştirme değeri, dayanak malzemesi olarak Titanyum kullanıldığında $1{,}5345 \times 10^{-4}$, Zirkonyum kullanıldığında $1{,}5343 \times 10^{-4}$, Krom-Kobalt kullanıldığında $1{,}5297 \times 10^{-4}$ ve PEEK kullanıldığında $1{,}564 \times 10^{-4}$ olduğu görülmüştür (Şekil 24).



Şekil 24. 1. Dental implanttaki şekil değiştirme dağılımı (a) CoCr, (b) Zr, (c) Ti, (d) PEEK

Yapılan analizlerin sonuçlarına göre, 1. dental implantta oluşan maksimum yer değiştirme değeri, dayanak malzemesi olarak Titanyum kullanıldığında $7{,}0568 \times 10^{-4}$ mm, Zirkonyum kullanıldığında $7{,}0537 \times 10^{-4}$ mm, Krom-Kobalt kullanıldığında $6{,}9627 \times 10^{-4}$ mm ve PEEK kullanıldığında $7{,}4305 \times 10^{-4}$ mm olduğu görülmüştür (Şekil 25).



Şekil 25. 1. Dental implanttaki toplam yer değiştirme (a) CoCr, (b) Zr, (c) Ti, (d) PEEK

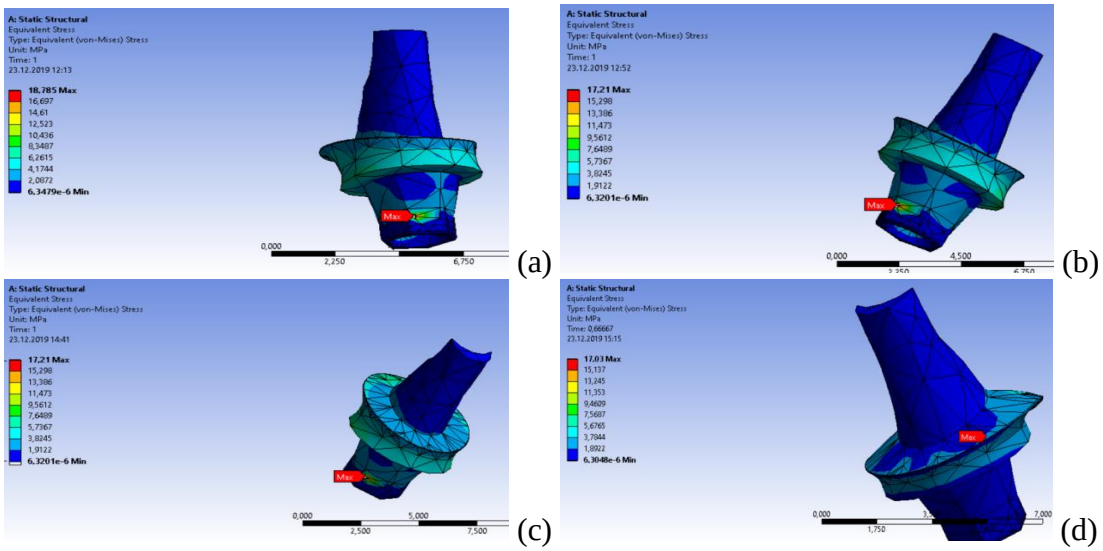
Tablo 7'de yapılan analizler sonucu 1. dental implant için elde edilen gerilme, şekil değiştirme ve yer değiştirme değerleri bir arada verilmiştir. Sonuçlar incelendiğinde, kullanılan malzemeler arasında en fazla değerlerin PEEK'te oluştuğu görülmüştür.

Tablo 7. 1. Dental implant için elde edilen değerler

	Max von-Mises gerilme değeri (MPa)	**Max şekil değiştirme**	**Max toplam yer değiştirme (mm)**
Titanyum	16,709	$1,5345x10^{-4}$	$7,0568x10^{-4}$
Zirkonyum	16,06	$1,5343x10^{-4}$	$7,0537x10^{-4}$
Krom-Kobalt	16,056	$1,5297x10^{-4}$	$6,9627x10^{-4}$
PEEK	17,03	$1,564x10^{-4}$	$7,4305x10^{-4}$

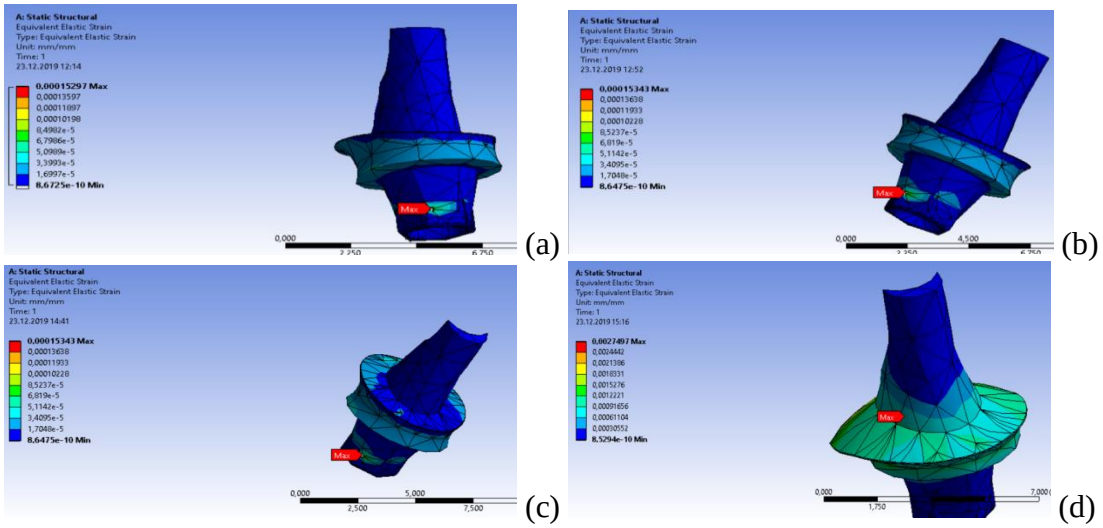
3.5. Üçüncü Dayanak için Elde Edilen Sonuçlar

Yapılan analizlerin sonuçlarına göre, 3. dayanakta oluşan maksimum von-Mises gerilme değeri, dayanak malzemesi olarak Titanyum kullanıldığında 10,581 MPa, Zirkonyum kullanıldığında 10,995 MPa, Krom-Kobalt kullanıldığında 16,088 MPa ve PEEK kullanıldığında 9,4477 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 26).



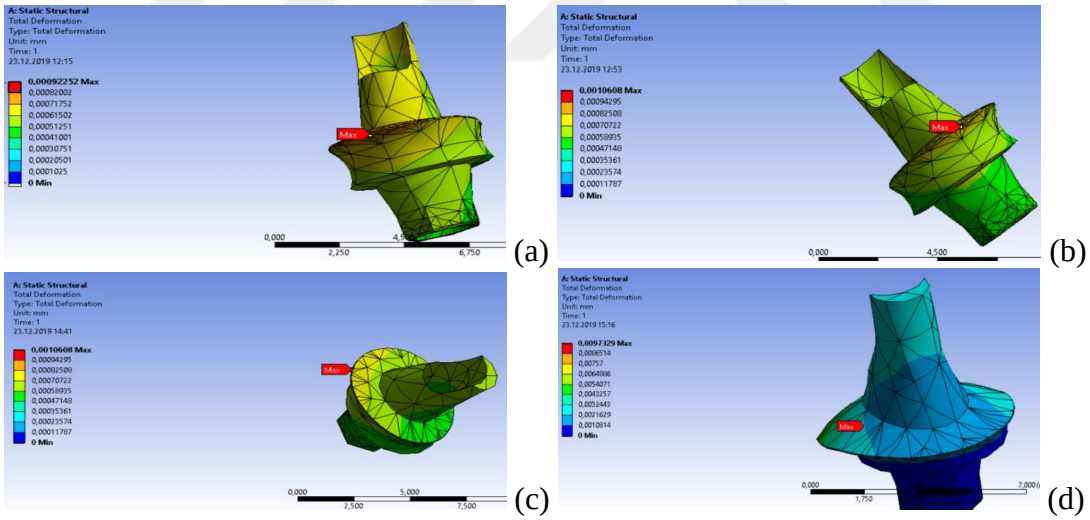
Şekil 26. 3. Dayanaktaki gerilme dağılımı (a) CoCr, (b) Zr, (c) Ti, (d) PEEK

Yapılan analizlerin sonuçlarına göre, 3. dayanakta oluşan maksimum şekil değiştirme değeri, dayanak malzemesi olarak Titanyum kullanıldığında $1,0424x10^{-4}$, Zirkonyum kullanıldığında $1,0523x10^{-4}$, Krom-Kobalt kullanıldığında $1,524x10^{-4}$ ve PEEK kullanıldığında $2,7495x10^{-3}$ olduğu görülmüştür (Şekil 27).



Şekil 27. 3. Dayanaktaki şekil değiştirme dağılımı (a) CoCr, (b) Zr, (c) Ti, (d) PEEK

Yapılan analizlerin sonuçlarına göre, 3. dayanakta oluşan maksimum yer değiştirme değeri, dayanak malzemesi olarak Titanyum kullanıldığında $7{,}4376 \times 10^{-4}$ mm, Zirkonyum kullanıldığında $8{,}1666 \times 10^{-4}$ mm, Krom-Kobalt kullanıldığında $9{,}9698 \times 10^{-4}$ mm ve PEEK kullanıldığında $9{,}66 \times 10^{-3}$ mm olduğu görülmüştür (Şekil 28).



Şekil 28. 3. Dayanaktaki toplam yer değiştirme (a) CoCr, (b) Zr, (c) Ti, (d) PEEK

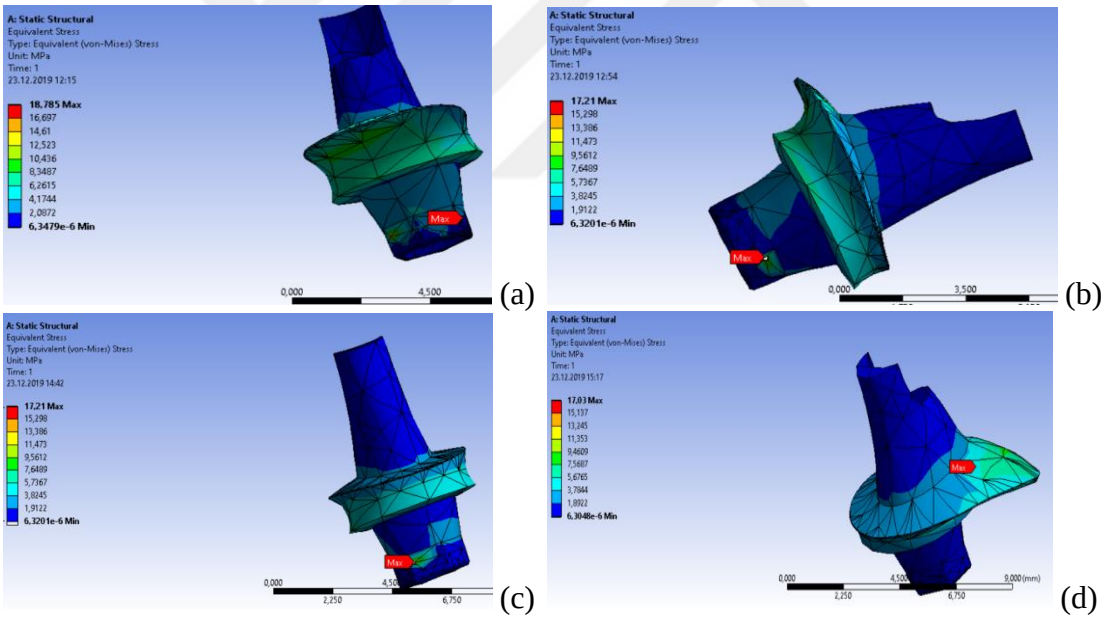
Tablo 8'de yapılan analizler sonucu 3. dayanak için elde edilen gerilme, şekil değiştirme ve yer değiştirme değerleri bir arada verilmiştir. Sonuçlar incelendiğinde, Krom-Kobalt için elde edilen sonuçların tüm malzemeler arasında en yüksek değeri aldığı görülmüştür. En düşük değerler ise PEEK'te oluşmuştur.

Tablo 8. 3. Dayanak için elde edilen değerler

	Max von-Mises gerilme değeri (MPa)	Max şekil değiştirme	Max toplam yer değiştirme (mm)
Titanyum	10,581	$1,0424x10^{-4}$	$7,4376x10^{-4}$
Zirkonyum	10,995	$1,0523x10^{-4}$	$8,1666x10^{-4}$
Krom-Kobalt	16,088	$1,524x10^{-4}$	$9,9698x10^{-4}$
PEEK	9,4477	$2,7495x10^{-3}$	$9,66x10^{-3}$

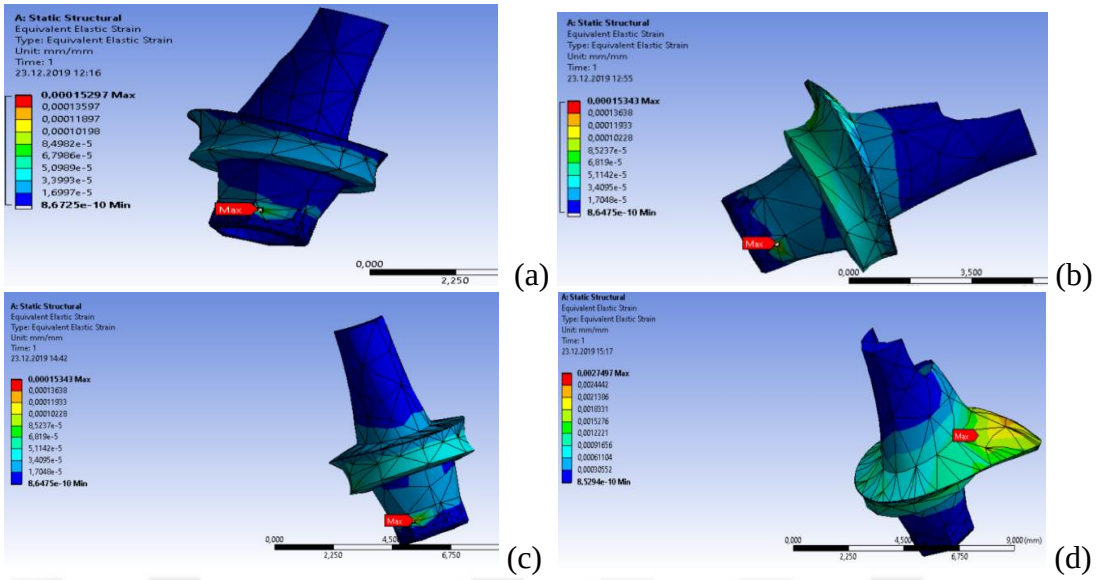
3.6. İkinci Dayanak için Elde Edilen Sonuçlar

Yapılan analizlerin sonuçlarına göre, 2. dayanakta oluşan maksimum von-Mises gerilme değeri, dayanak malzemesi olarak Titanyum kullanıldığında 11,932 MPa, Zirkonyum kullanıldığında 11,925 MPa, Krom-Kobalt kullanıldığında 18,785 MPa ve PEEK kullanıldığında 9,4323 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 29).



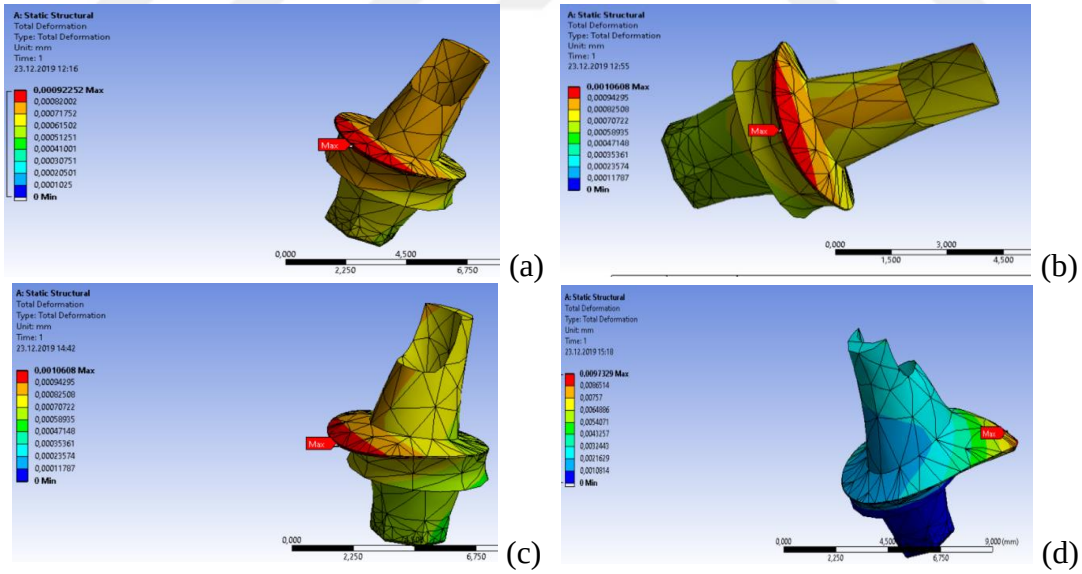
Şekil 29. 2. Dayanaktaki gerilme dağılımı (a) CoCr, (b) Zr, (c) Ti, (d) PEEK

Yapılan analizlerin sonuçlarına göre, 2. dayanakta oluşan maksimum şekil değiştirme değeri, dayanak malzemesi olarak Titanyum kullanıldığında $1,1721x10^{-4}$, Zirkonyum kullanıldığında $1,1713x10^{-4}$, Krom-Kobalt kullanıldığında $1,5297x10^{-4}$ ve PEEK kullanıldığında $2,7449x10^{-3}$ olduğu görülmüştür (Şekil 30).



Şekil 30. 2. Dayanaktaki şekil değiştirme dağılımı (a) CoCr, (b) Zr, (c) Ti, (d) PEEK

Yapılan analizlerin sonuçlarına göre, 2. dayanakta oluşan maksimum yer değiştirme değeri, dayanak malzemesi olarak Titanyum kullanıldığında $1{,}0614 \times 10^{-3}$ mm, Zirkonyum kullanıldığında $1{,}0608 \times 10^{-3}$ mm, Krom-Kobalt kullanıldığında $9{,}2252 \times 10^{-4}$ mm ve PEEK kullanıldığında $9{,}7329 \times 10^{-3}$ mm olduğu görülmüştür (Şekil 31).



Şekil 31. 2. Dayanaktaki toplam yer değiştirme (a) CoCr, (b) Zr, (c) Ti, (d) PEEK

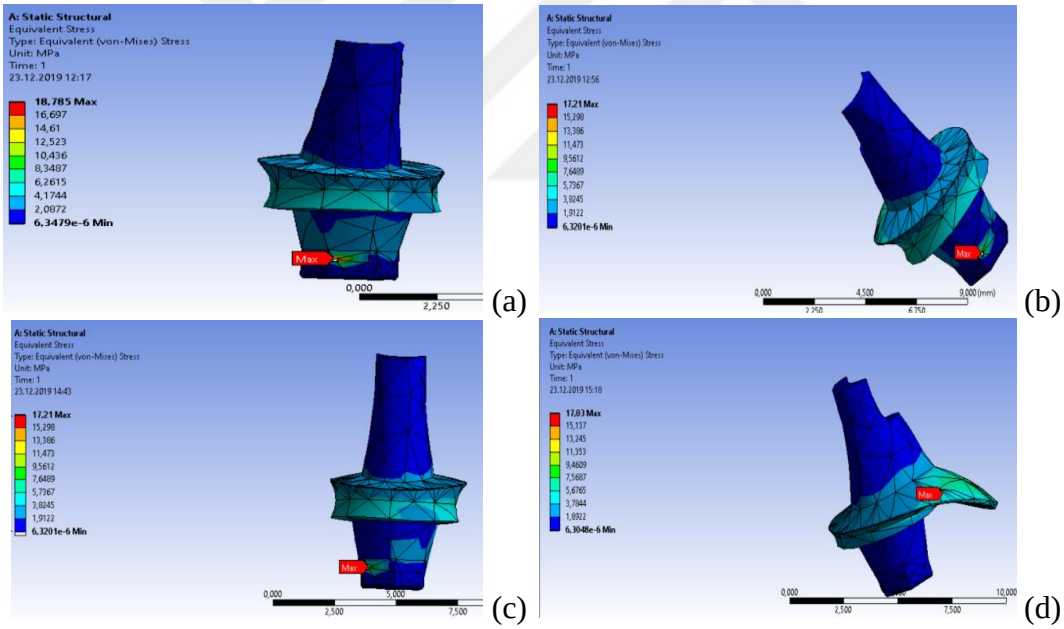
Tablo 9'da yapılan analizler sonucu 2. dayanak için elde edilen gerilme, şekil değiştirme ve yer değiştirme değerleri bir arada verilmiştir. Tablo 9 incelendiğinde kullanılan malzemeler içinde en yüksek değerler Krom-Kobalt'ta olurken en düşük değerler PEEK'te görülmüştür.

Tablo 9. 2. Dayanak için elde edilen değerler

	Max von-Mises gerilme değeri (MPa)	Max şekil değiştirme	Max toplam yer değiştirme (mm)
Titanyum	11,932	$1{,}1721 \times 10^{-4}$	$1{,}0614 \times 10^{-3}$
Zirkonyum	11,925	$1{,}1713 \times 10^{-4}$	$1{,}0608 \times 10^{-3}$
Krom-Kobalt	18,785	$1{,}5297 \times 10^{-4}$	$9{,}2252 \times 10^{-4}$
PEEK	9,4323	$2{,}7449 \times 10^{-3}$	$9{,}7329 \times 10^{-3}$

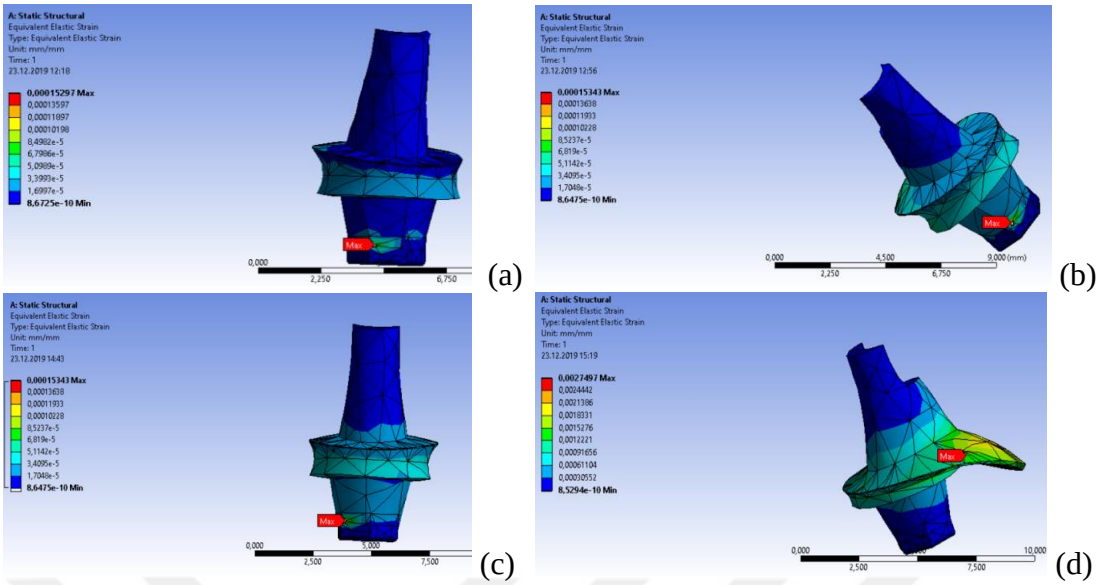
3.7. Birinci Dayanak için Elde Edilen Sonuçlar

Yapılan analizlerin sonuçlarına göre, 1. dayanakta oluşan maksimum von-Mises gerilme değeri, dayanak malzemesi olarak Titanyum kullanıldığında 11,67 MPa, Zirkonyum kullanıldığında 11,63 MPa, Krom-Kobalt kullanıldığında 17,324 MPa ve PEEK kullanıldığında 9,4481 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 32).



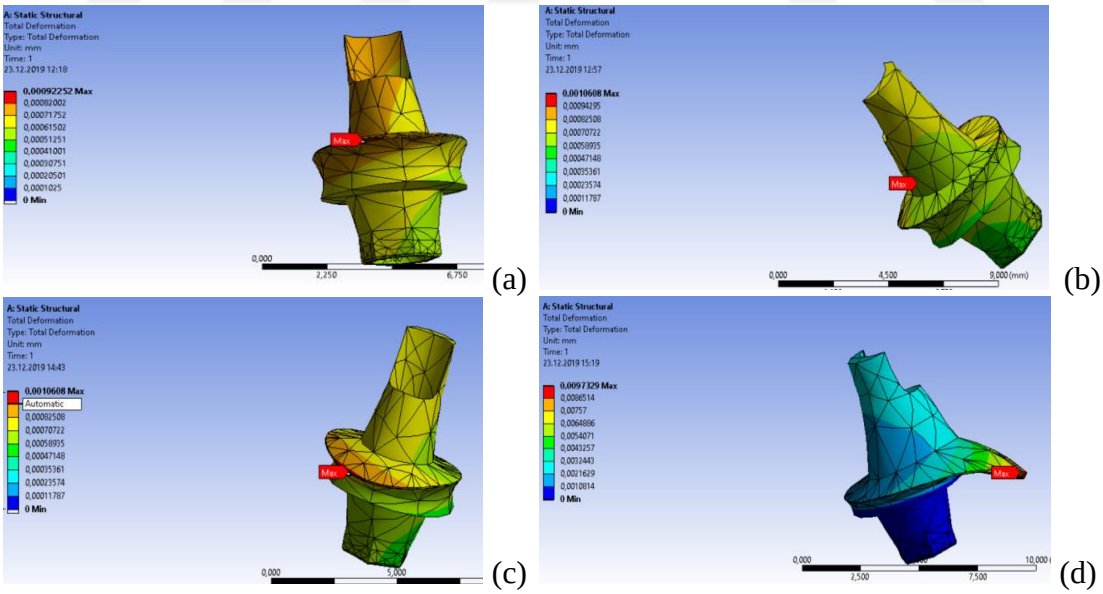
Şekil 32. 1. Dayanaktaki gerilme dağılımı (a) CoCr, (b) Zr, (c) Ti, (d) PEEK

Yapılan analizlerin sonuçlarına göre, 1. dayanakta oluşan maksimum şekil değiştirme değeri, dayanak malzemesi olarak Titanyum kullanıldığında $1{,}1098 \times 10^{-4}$, Zirkonyum kullanıldığında $1{,}1094 \times 10^{-4}$, Krom-Kobalt kullanıldığında $1{,}52 \times 10^{-4}$ ve PEEK kullanıldığında $2{,}7497 \times 10^{-3}$ olduğu görülmüştür (Şekil 33).



Şekil 33. 1. Dayanaktaki şekil değiştirme dağılımı (a) CoCr, (b) Zr, (c) Ti, (d) PEEK

Yapılan analizlerin sonuçlarına göre, 1. dayanakta oluşan maksimum yer değiştirme değeri, dayanak malzemesi olarak Titanyum kullanıldığında $9{,}5823 \times 10^{-4}$ mm, Zirkonyum kullanıldığında $9{,}5786 \times 10^{-4}$ mm, Krom-Kobalt kullanıldığında $8{,}2668 \times 10^{-4}$ mm ve PEEK kullanıldığında $9{,}6123 \times 10^{-3}$ mm olduğu görülmüştür (Şekil 34).



Şekil 34. 1. Dayanaktaki toplam yer değiştirme (a) CoCr, (b) Zr, (c) Ti, (d) PEEK

Tablo 10'da yapılan analizler sonucu 1. dayanak için elde edilen gerilme, şekil değiştirme ve yer değiştirme değerleri bir arada verilmiştir. Tablo 10'daki sonuçlar karşılaştırılırsa maksimum değerlerin Krom-Kobalt'ta, minimum değerlerin ise PEEK'te olduğu görülmüştür.

Tablo 10. 1. Dayanak için elde edilen değerler

	Max von-Mises gerilme değeri (MPa)	Max şekil değiştirme	Max toplam yer değiştirme (mm)
Titanyum	11,67	$1{,}1098 \times 10^{-4}$	$9{,}5823 \times 10^{-4}$
Zirkonyum	11,63	$1{,}1094 \times 10^{-4}$	$9{,}5786 \times 10^{-4}$
Krom-Kobalt	17,324	$1{,}52 \times 10^{-4}$	$8{,}2668 \times 10^{-4}$
PEEK	9,4481	$2{,}7497 \times 10^{-3}$	$9{,}6123 \times 10^{-3}$

3.8. Farklı Malzeme Kullanımı Sonucu Oluşan Değerlerin Karşılaştırılması

Aşağıdaki tablolarda, dayanak malzemesi olarak Titanyum, Zirkonyum, Krom-Kobalt ve PEEK kullanılarak yapılan analizler sonucunda kemikte, dental implantlarda ve dayanaklarda oluşan maksimum von-Mises gerilme değerleri, maksimum şekil değiştirme değerleri ve maksimum toplam yerdeğiştirme değerleri verilmektedir (Tablo 11-13).

Tablo 11 ele alındığında kemik için gerilme değerleri Krom-Kobalt, Zirkonyum ve Titanyum'da yakın olduğu fakat PEEK'te daha yüksek bir değer aldığı görülmektedir. Dental implantlarda ise gerilme değerleri, tüm malzemelerde, ikinci ve üçüncü dental implant için yakın değerler aldığı ancak birinci dental implanttaki gerilme değerleri diğer implantlara oranla yüksek olduğu görülmektedir. Tüm dayanaklar için maximum von-Mises gerilme değerleri PEEK'te, minimum gerilmeler CoCr alaşımında olmuştur.

Tablo 11. Maksimum von-Mises gerilme değerleri (MPa)

	CoCr	Zirkonyum	Titanyum	PEEK
Kemik	1,3952	1,3976	1,3981	1,4333
3.Dental implant	8,4159	9,5685	9,614	10,231
2.Dental implant	8,8579	8,8016	8,8032	10,338
1.Dental implant	16,056	16,06	16,709	17,03
3.Dayanak	16,088	10,995	10,581	9,4477
2.Dayanak	18,785	11,925	11,932	9,4323
1.Dayanak	17,324	11,63	11,67	9,4481

Tablo 12'de yer alan verilerde görüldüğü üzere şekil değiştirme değerleri kemikte ve dental implantlarda en büyük PEEK'te, en küçük CoCr'de ortaya çıkmıştır. Zirkonyum ve Titanyum için sonuçlar birbirine yakın değerler almıştır. Dayanaklar için ortaya çıkan maksimum şekil değiştirme değerleri PEEK'te oluşmuştur.

Tablo 12. Maksimum şekil değiştirme değerleri

	CoCr	**Zirkonyum**	**Titanyum**	**PEEK**
Kemik	$1{,}0122\text{x}10^{-4}$	$1{,}014\text{x}10^{-4}$	$1{,}0144\text{x}10^{-4}$	$1{,}094\text{x}10^{-4}$
3.Dental implant	$7{,}9493\text{x}10^{-5}$	$9{,}0612\text{x}10^{-5}$	$9{,}1295\text{x}10^{-5}$	$9{,}7424\text{x}10^{-5}$
2.Dental implant	$8{,}1382\text{x}10^{-5}$	$8{,}1451\text{x}10^{-5}$	$8{,}1467\text{x}10^{-5}$	$9{,}6221\text{x}10^{-5}$
1.Dental implant	$1{,}5297\text{x}10^{-4}$	$1{,}5343\text{x}10^{-4}$	$1{,}5345\text{x}10^{-4}$	$1{,}564\text{x}10^{-4}$
3.Dayanak	$1{,}524\text{x}10^{-4}$	$1{,}0323\text{x}10^{-4}$	$1{,}0424\text{x}10^{-4}$	$2{,}7495\text{x}10^{-3}$
2.Dayanak	$1{,}5297\text{x}10^{-4}$	$1{,}1713\text{x}10^{-4}$	$1{,}1721\text{x}10^{-4}$	$2{,}7449\text{x}10^{-3}$
1.Dayanak	$1{,}52\text{x}10^{-4}$	$1{,}1094\text{x}10^{-4}$	$1{,}1098\text{x}10^{-4}$	$2{,}7497\text{x}10^{-3}$

Tablo 13'teki sayısal veriler incelendiğinde maksimum toplam yer değiştirme değerleri, kemikte, dental implantlarda ve dayanaklarda en fazla PEEK'te görülürken en az CoCr'de görülmüştür. Bu değerler, Titanyum ve Zirkonyumda birbirine yakın olduğu görülmüştür.

Tablo 13. Maksimum toplam yer değiştirme değerleri(mm)

	CoCr	**Zirkonyum**	**Titanyum**	**PEEK**
Kemik	$7{,}3662\text{x}10^{-4}$	$7{,}466\text{x}10^{-4}$	$7{,}4699\text{x}10^{-4}$	$7{,}8799\text{x}10^{-4}$
3.Dental implant	$6{,}0387\text{x}10^{-4}$	$6{,}0502\text{x}10^{-4}$	$6{,}1572\text{x}10^{-4}$	$6{,}5811\text{x}10^{-4}$
2.Dental implant	$7{,}2957\text{x}10^{-4}$	$7{,}3733\text{x}10^{-4}$	$7{,}3773\text{x}10^{-4}$	$7{,}7397\text{x}10^{-4}$
1.Dental implant	$6{,}9627\text{x}10^{-4}$	$7{,}0537\text{x}10^{-4}$	$7{,}0568\text{x}10^{-4}$	$7{,}4305\text{x}10^{-4}$
3.Dayanak	$9{,}9698\text{x}10^{-4}$	$8{,}1666\text{x}10^{-4}$	$7{,}4376\text{x}10^{-4}$	$9{,}66\text{x}10^{-3}$
2.Dayanak	$9{,}2252\text{x}10^{-4}$	$1{,}0608\text{x}10^{-3}$	$1{,}0614\text{x}10^{-3}$	$9{,}7329\text{x}10^{-3}$
1.Dayanak	$8{,}2668\text{x}10^{-4}$	$9{,}5786\text{x}10^{-4}$	$9{,}5823\text{x}10^{-4}$	$9{,}6123\text{x}10^{-3}$

4. TARTIŞMA ve SONUÇLAR

Gerçekleştirilen çalışmada dental implant destekli protezde dayanak malzemelerinin değiştirilmesiyle oluşan gerilme, şekil değiştirme ve yer değiştirme dağılımları incelenmiştir. İmplant yerleşim düzeni olarak üç implantlı bir model hazırlanmıştır. Elde edilen model ANSYS Workbench sonlu elemanlar yazılımı ile gerilme testlerine tabi tutulmuştur. Elde edilen sonuçlar aşağıda açıklanmıştır.

Kemik doku için maksimum von-Mises gerilme, şekil değiştirme ve yer değiştirme değerleri PEEK'te oluştuğu, minimum değerlerin ise Krom-Kobalt alaşımında oluştuğu gözlenmiştir.

Titanyum dental implantların sonuçları ele alındığında en büyük gerilme, şekil değiştirme ve yer değiştirme değerleri PEEK'te görülmüş; en küçük gerilme, şekil değiştirme ve yer değiştirme değerlerinin ise Krom-Kobalt alaşımında görülmüştür. Sonuçlar kemik doku için yapılan değerlendirmeyle benzer çıkmıştır.

Dayanaklar için ise gerilmelerde en yüksek değerleri CoCr alırken en düşük değerleri PEEK almıştır. Malzemelerin elastisite modülleri, dayanak üzerinde oluşan gerilme değerlerini etkilemiştir.

Dayanaklarda maksimum şekil değiştirmeler ve maksimum yer değiştirme sonuçları incelendiğinde tüm maksimum değerler PEEK dayanakta olduğu; minimum değerlerin ise Zirkonyum dayanakta olduğu gözlenmiştir. Hacim değişimi poisson oranıyla bağlantılıdır. Poisson oranının büyümesiyle malzeme rijitliği artmaktadır. Bu görüş elde edilen sonuçları desteklemektedir.

Bütün sonuçlar irdelendiğinde; kullanılan protez malzemeleri içinden en düşük gerilme, şekil değiştirme ve yer değiştirme sonuçları genel olarak CoCr alaşımında görülmüştür. Bu yüzden protez malzemesi olarak CoCr tercih edilebilir.

5. ÖNERİLER

Konu üzerinde bundan sonra yapılması önerilecek çalışmalar aşağıda verilmiştir.

1. Yapılan çalışmalar farklı boyutlardaki ve farklı yoğunluklardaki çene kemikleri için tekrarlanabilir.
2. Alt çene kemiğinde farklı türde implantlar kullanılarak, modellerde oluşan gerilme dağılımları incelenip en iyi implant türü seçilebilir.
3. Yapılacak olan çalışmalarda 3 adet implantın uygulama bölgeleri değiştirilerek modellerin gerilme dağılımları belirlenebilir.
4. Aynı model farklı paket programlarda analiz yapılarak elde edilecek sonuçlar karşılaştırılabilir.
5. Protez malzemeleri değiştirilerek oluşacak gerilme dağılımları araştırılabilir.
6. Sunulan öneriler de dikkate alınarak, aynı analiz şartlarında üst çene kemiği için de yeni çalışmalar yapılabilir.

KAYNAKLAR

Adıgüzel, Ö. (2010). Sonlu elemanlar analizi: Derleme bölüm 1: Diş hekimliğinde kullanım alanları, temel kavramlar ve eleman tanımları. *Dicle Dişhekimliği Dergisi*, 11(1), 18-23.

Alkan, I., Sertgöz, A. ve Ekici, B. (2004). Influence of occlusal forces on stress distribution in preloaded dental implant screws. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 4, 319-325.

Aksan, M.E., Atsü, S. ve Bulut, A.C. (2018). İmplant-protez bağlantısında sonlu eleman analiz yöntemi. *Atatürk Üniviversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 28(1), 91-97.

ANSYS 16.0, (2016). Swanson Analysis Systems Inc., Houston PA, USA.

Baggi, L., Cappelloni, I., Maceri, F. and Vairo, G. (2008). Stress-based performance evaluation of osseointegrated dental implants by finite-element simulation. *Simulation Modelling Practice and Theory*, 16, 971–987.

Callister, W.D. and Rethwisch, D.D. (2013). Materials Science And Engineering. Nobel Akademik Yayıncılık, 8. Baskı, ISBN: 978-605-133-418-9, 992s., Genel, K. (Ç. Ed.), 895-992.

Colling, E.W. (1984). The physical metallurgy of titanium alloys, Metals Park (OH), American Society for Metals. 65-72.

Çakıcı, F. (2010). Bilgisayarlı tomografi kullanarak insan dişleri üzerinde üç nikel-titantum ensrüman sisteminin karşılaştırmalı değerlendirmesi. Atatürk Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Erzurum, Türkiye, 85s.

Damlar, İ., Özyılmaz, E., Altan, A. ve Özyılmaz, E. (2014). Üç boyutlu sonlu eleman analiz yöntemiyle iki ticari implant sisteminin gerilme dağılımlarının incelenmesi. *Süleyman Demirel Üniversitesi Mühendislik Bilimleri ve Tasarım* Dergisi, 2(3), BiyoMekanik2014, ISSN: 1308-6693, 175-180.

Danza, M., Zollino, I., Paracchini, L., Riccardo, G., Farali, S. and Carinci, F. (2009). 3D finite element analysis to detect stress distribution: Spiral family implants. *Oral and Maxillofacial Surgeons*, 8(4), 334-339.

Dargahi, J., Najarian, S. and Talebi, M. (2005). Analysis of the effect of different materials in a tooth implant-supported fixed prosthesis using finite element method. *Bio- Medical Materials and Engineering*, 15, 317-331.

DeTolla, H., Andreana, S., Patra, Buhite R. and Comella B. (2000). The role of the finite element model in dental implants. *Journal of Oral Implantology*, 26(2), 77-81.

Djebbar, N., Serier, B. and Bouiadjra, B.A.B. (2018). Stress distribution of the variable dynamic loading in the dental implant: A three-dimensional finite element analysis. *Journal of Biomimetics, Biomaterials and Biomedical Engineering*, 31, 44-52.

Enhoş, D. (2007). Rijit ve semirijit bağlantılı implant-diş ve implant-implant destekli sabit parsiyel protezlerde kemik içerisinde oluşan stres dağılımının incelenmesi. Doktora Tezi. Selçuk Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Konya, Türkiye, 139s.

Eraslan, O. ve İnan, Ö. (2010). The effect of thread design on stress distribution in a solid screw implant: A 3D finite element analysis *Clinical Oral Invest*, 14, 411–416.

Eroğlu, G. (2012). Diş-implant destekli sabit restorasyonlarda kuvvet kırıcı tasarımının ve konumunun diş ile implant çevresindeki stres dağılımına etkisinin incelenmesi. Doktora Tezi. Hacettepe Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara, Türkiye. 144s.

Fish, J. and Belytschko T. (2007). A first course in finite elements. USA. 319s., 15-23.

Firidinoğlu, K., Toksavul, S. ve Toman, M. (2007). İmplant destekli sabit protezlerde seramik abutment kullanımı. *Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 28, 145-150.

Gültekin, B.A., Gültekin, P., ve Yalçın, S. (2012). application of finite element analysis in implant dentistry. *Finite Element Analysis – New Trends and Developments*, 21-52.

Hatze, H. (1974). Letter: The meaning of the term "biomechanics". *Journal of Biomechanics*, 7(2), 189s., 25-30.

Hearle, J.W. (2001). High-performance fibres, CRC Press, Cambridge. 327s., 213-219.

Holmgren, E.P., Seckinger, R.J., Kilgren, L.M. and Mante, F. (1998). Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. *Journal of Oral Implantology*, 24(2), 80-88.

Jafarian, M., Mirhashemi, F.S. and Emadi, N. (2019). Finite element analysis of stress distribution around a dental implant with different amounts of bone loss: An in vitro study. *Dental and Medical Problems*, 56(1), 27-32.

Jonn, B.P. and Young, K.K. (2000). Biomedical enginering handbook, Unit:37 Metalic Biomaterials. 1404s., 913-929.

Karabudak, F., Zamanlou, H., Yeşildal, R., Bayındır, F. ve Şen, S. (2014). Düz ve açılı abutmentlere sahip titanyum ve zirkonyum dental implantların gerilme analizlerinin karşılaştırılması. *Mühendislik ve Makina*, 55(652), 34-42.

Karaman, H. (2018). Dental implantların yapısal analizi. Yüksek Lisans Tezi. Uludağ Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Bursa, Türkiye, 117s.

Koçak, A. ve Türker, Ş.B. (2006). Diş hekimliğinde zirkonyum. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 16(1), 41-45.

Köse, S. (2013). Hasarlı çene kemiği tedavisinde protez dolgu malzemesinin ve abutment boyunun etkisinin sonlu elemanlar yöntemiyle incelenmesi. Yüksek Lisans Tezi. Karadeniz Teknik Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Trabzon, Türkiye, 113s.

Liu, J., Pan, S., Dong, J., Mob, Z., Fan, Y. and Feng, H. (2013). Influence of implant number on the biomechanical behaviour of mandibular implant-retained/supported overdentures: A three-dimensional finite element analysis. *Journal of Dentistry*, 41, 241-249.

Mathieu, V., Vayron, R., Richard, G., Lambert, G., Naili, S., Meningaud, J.P. and Haiat, G. (2014). Biomechanical determinants of the stability of dental implants: Influence of the bone–implant interface properties. *Journal of Biomechanics*, 47, 3-13.

Menicucci, G., Mossolav, A., Mozzati, M., Lornzetti, M. and Preti, G. (2002). Tooth-implant connection: some biomechanical aspects based on finite element analysies. *Clinical Oral Implants Research*, 13, 334-341.

Meyers, R.A. (1987). Encyclopedia of physical science and technology, Academic Press, Orlando. 16-20.

Nicholson, J.W. (2012). The chemistry of polymers, Royal Society of Chemistry, Cambridge. 185s, 18-19.

Nutt, M.C. (1976). Metallurgy and plastics for engineers. Phoenix, AZ, Associated Lithographers. 550s., 101-105.

Pekşen, C. ve Doğan, A. (2011). İmplant dayanımı. *Türk Ortopedi ve Travmatoloji Birliği Derneği TOTBİD Dergisi*, 10, 2, 122-128.

Ring, M.E. (1995). A thousand years of dental implants: A definitive history- Part 1. *Compendium Continuing Education Dental*, 16, 1060-1069.

Robau Porrua, A., Perez Rodriquez, Y., Soris Rodriquez, L.M. and Perez Acosta, O. (2020). The effect of diameter, length and elastic modulus of a dental implant on stress and strain levels in peri-implant bone: A 3D finite element analysis. *Bio-Medical Materials and Engineering*, 30, 5-6, 541-558.

Rubo, J.H. and Souza, E.A.C. (2010). Finite-element analysis of stress on dental implant prosthesis. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 12(2), 105-113.

Saab, X.E., Griggs, J.A., Powers, J.M. and Engelmeier, R.L. (2007). Effect of abutment angulation on the strain on the bone around an implant in the anterior maxilla: A finite element study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2, 85-92.

Sauk, J.J., O'Neal, R.B., and Someman, M.J. (1992). Biological requirements for material integration. *Journal of Oral Implants*, 18, 243-255.

Sevimay, M. (2002). İmplant üstü kron tasarımlarında farklı materyallerin stres dağılımına etkisinin sonlu elemanlar stres analiz yöntemiyle incelenmesi. Doktora Tezi. Selçuk Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Konya, Türkiye, 105s.

Soydemir, N. (2009). The effect of different casting parameters on the microstructure and mechanical properties of titanium dental implant. Yüksek Lisans Tezi. Boğaziçi Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbul, Türkiye, 134s.

Stegaroiu, R., Kusakari, H., Nishiyama, S. and Miyakawa, O. (1998). Influence of prosthesis material on stress distribution in bone and implant: A 3-dimensional finite element analysis. *Journal of Oral Maxillofac Implant*, 13, 781-790.

Stegaroiu, R., Sato, T., Kusakari, H. and Miyakawa, O. (1998). Influence of restoration type on stress distribution in bone around implants: A three-dimensional finite element analysis. *Journal of Oral Maxillofac Implants*, 13, 82-90.

Solidworks 2018, (2018). Dassault Systèmes Solidworks Corporation. Waltham MA, USA.

Subaşı, M. ve Karataş, Ç. (2012). Titanyum ve titanyum alaşımlarından yapılan implantlar üzerine inceleme. *Politeknik Dergisi*, 15(2), 87-103.

Şen, P. (2009). Çeşitli kök kanalı postlarının diş kökünde oluşturdukları streslerin in vitro olarak iki farklı yöntem (universal test cihazı ve FEM analizi) ile incelenmesi. Doktora Tezi. İstanbul Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul, Türkiye, 159s.

Tesk, J.A., Widera, G.E.O. and Privitzer, E. (1976). Interaction effects among cortical bone, cansellous bone and periodontal menbrane of natural teeth and implants. *Journal of Biomedical Materials Researchs*, 7, 613-623.

Turner, M.J., Clough, R.W., Martin, H.C. and Topp, L.J. (1956). Stiffness and deflection analysis of complex structures. *Journal of the Aeronautical Sciences*, 23(9), 805-809.

Tuzlalı, M., Öztürk, C. ve Zortuk, M. (2018). Vidalı ve simante implant üstü sabit restorasyonlarda stres dağılımının karşılaştırılması: Sonlu elemanlar analizi çalışması. *Türkiye Klinikleri Journal of the Dental Sciences*, 24(2), 106-113.

Wu, T., Liao, W., Dai, N. and Tang, C. (2010). Design of a custom angled abutment for dental implants using computer-aided design and nonlinear finite element analysis. *Journal of Biomechanics*, 43, 1941–1946.

ÖZGEÇMİŞ

Merve TERZİ, 06.10.1994 tarihinde Rize'de doğdu. İlk ve orta öğrenimini Rize Merkez Atatürk İlköğretim Okulu'nda, lise eğitimini Hasan Sağır Anadolu Lisesi'nde tamamladı. Samsun Ondokuz Mayıs Üniversitesi Mühendislik Fakültesi İnşaat Mühendisliği Bölümü'nde 2012 yılında başladığı lisans eğitimini 2016 yılında tamamladı. 2017 yılında Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü İnşaat Mühendisliği Anabilim Dalı'nda başladığı yüksek lisans öğrenimine halen devam etmektedir.