



**T.C.
DÜZCE ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**METAL DESTEKSİZ DİŞ PROTEZİ TASARIMI VE
BİYOMEKANİK OLARAK DEĞERLENDİRİLMESİ**

MURAT PÜSÜR

**YÜKSEK LİSANS TEZİ
İMALAT MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI**

**DANIŞMAN
DOÇ. DR. ARİF ÖZKAN**

DÜZCE, 2019

T.C.
DÜZCE ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

METAL DESTEKSİZ DİŞ PROTEZİ TASARIMI VE
BİYOMEKANİK OLARAK DEĞERLENDİRİLMESİ

Murat PÜSÜR tarafından hazırlanan tez çalışması aşağıdaki jüri tarafından Düzce Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü İmalat Mühendisliği Anabilim Dalı'nda **YÜKSEK LİSANS TEZİ** olarak kabul edilmiştir.

Tez Danışmanı

Doç. Dr. Arif ÖZKAN

Düzce Üniversitesi

Jüri Üyeleri

Doç. Dr. Arif ÖZKAN

Düzce Üniversitesi

Dr. Öğr. Üyesi İkrime ORKAN UÇAR

Düzce Üniversitesi

Dr. Öğr. Üyesi Nuri ŞEN

Düzce Üniversitesi

Tez Savunma Tarihi: 24/04/2019

BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün aşamalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tezin çalışılması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

24 Nisan 2019

Murat PÜSÜR

TEŞEKKÜR

Yüksek lisans tez çalışmalarında, bunun yanında akademik ve mesleki alanda, yoğun temposu içinde bana vakit ayırıp rehberlik ederek yönlendiren danışmanım, Sayın Doç. Dr. Arif ÖZKAN'a,

Lisans ve yüksek lisans öğrenimim boyunca desteklerini esirgemeyen, üzerimde büyük emekleri bulunan değerli hocalarım Sayın Prof. Dr. Hamit SARUHAN ve Sayın Prof. Dr. İlyas UYGUR'a,

Yüksek Lisans öğrenimim boyunca kıymetli zamanından bana da vakit ayıran, en zor anlarımda yanımda olan, bana çalışma azmi ve isteği veren, yardımları, anlayışı ve sonsuz desteği için, Sevgili eşim; Zeynep YAMAN PÜSÜR'e,

Tüm yaşamım boyunca maddi, manevi her türlü desteği eksik etmeyen Babam, Ömer PÜSÜR'e, annem, Hacer PÜSÜR'e ve kardeşlerime;

Teşekkürlerimi ve saygılarımı sunarım.

24 Nisan 2019

Murat PÜSÜR

İÇİNDEKİLER

Sayfa No

ŞEKİLLER DİZİNİ	Vii
ÇİZELGE LİSTESİ	viii
ÖZET	ix
ABSTRACT	X
1. GİRİŞ VE AMAÇ	1
1.1. SERAMİKLER	2
1.2. ANADOLU SERAMİK TARİHİ	3
1.2.1. Geleneksel Seramikler	4
1.2.2. Teknik (Mühendislik) Seramikler	4
1.2.2.1 Alümina (Al_2O_3)	5
1.2.2.2 Zirkonya (ZrO_2)	5
1.2.2.3 Magnezyum Oksit (MgO)	6
1.2.2.4 Silikon Nitrür (Si_3N_4)	7
1.2.2.5 Alüminyum Nitrür (AlN)	7
1.2.2.6 Silisyum Karbür ($SiSiC$)	7
1.3. BİYOMALZEMELER	7
1.3.1. Malzemelerde Biyouyumluluk	9
1.4. BİYOMALZEMELERİN SINIFLANDIRILMASI	10
1.4.1. Metalik Biyomalzemeler	10
1.4.2. Kompozit Biyomalzemeler	11
1.4.3. Seramik Biyomalzemeler	11
1.5. SONLU ELEMANLAR YÖNTEMİ	12
1.5.1. Sonlu Elemanlar Metodunda Temel Mekanik Kavramlar	17
1.5.1.1 Kuvvet	17
1.5.1.2 Gerilme ve Deformasyon	17
1.5.1.3 Gerilme ve şekil değiştirme eğrisi	18
1.5.2. Sonlu Elemanlar Metodunun Avantajları ve Dezavantajları	19
1.5.2.1 Sonlu Elemanlar Metodunun Avantajları	19
1.5.2.2 Sonlu Elemanlar Metodunun Dezavantajları	19
1.5.3. Sonlu Elemanlar Yönteminde Çözüm Tekniği	21
1.5.4. Sonlu Elemanlar Analizinde Kullanılan Kavramlar	22
1.5.4.1 Geometri	23
1.5.4.2 Ağ Örgüsü Oluşturma (Meshleme)	23
1.5.4.3 Malzeme Özellikleri	23
1.5.4.4 Sınır Koşulları	23
1.5.5. Sonlu Elemanlar Analizinde Kullanılan Eleman Tipleri	24
1.5.5.1 Tek Boyutlu Elemanlar (Çizgisel elemanlar)	24
1.5.5.2 İki Boyutlu Elemanlar	24
1.5.5.3 Üç Boyutlu Elemanlar	25

2. MATERYAL VE YÖNTEM	26
2.1. ÜÇ BOYUTLU BİYOMODEL TASARIMI.....	26
2.1.1. Bilgisayarlı Tomografi (BT) Cihazı ve Görüntüleme.....	26
2.1.2. Magnetik Rezonans Cihazı ve Görüntüleme.....	28
2.1.3. BT ve MR Görüntülerinden 3B Modelleme	30
2.2. MANDİBULA VE KÖPRÜ KRON MODELLERİNİ OLUŞTURMA	31
2.2.1. Ağ Örgüsü ve Malzeme Özellikleri	34
2.2.2. Yükleme ve Sınır Şartları.....	35
3. BULGULAR VE TARTIŞMA	37
3.1. ZİRKONYA ALAŞIMLI KÖPRÜ KRON ÜZERİNDEKİ GERİLİM....	37
3.2. ZİRKONYA ALAŞIMLI KÖPRÜ KRON VE MANDİBULA ÜZERİNDEKİ DEFORMASYON DEĞERLERİ	40
3.3. ALUMİNA ALAŞIMLI KÖPRÜ KRON ÜZERİNDEKİ GERİLİM	44
3.4. ALÜMİNA ALAŞIMLI KÖPRÜ KRON VE MANDİBULA ÜZERİNDEKİ TOTAL VE DİRECTIONAL DEFORMASYON DEĞERLERİ	46
3.5. TİTANYUM ALAŞIMLI KÖPRÜ KRON ÜZERİNDEKİ GERİLME ..	50
3.6. TİTANYUM ALAŞIMLI KÖPRÜ KRON ÜZERİNDEKİ TOPLAM DEFORMASYON DEĞERLERİ.....	53
3.7. PASLANMAZ ÇELİK ALAŞIMLI KÖPRÜ KRON ÜZERİNDEKİ GERİLMELER.....	55
3.8. PASLANMAZ ÇELİK ALAŞIMLI KÖPRÜ KRON ÜZERİNDEKİ DEFORMASYONLAR	57
4. SONUÇLAR VE ÖNERİLER	60
5. KAYNAKÇA	64
ÖZGEÇMİŞ.....	67

ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa No

Şekil 1.1. Tıpta kullanılan seramik alaşımlı ve metal alaşımlı malzemeler.	4
Şekil 1.2. Zirkonyum malzemelere örnekler.	6
Şekil 1.3. İnsan vücudunda kullanılan Biyomalzemeler.....	8
Şekil 1.4. Farklı Pencere Kesitlerine Ait Uçak Tasarımları [11].....	14
Şekil 1.5. a) Femur Analizi b) Akış Simulasyonu c) Ortopedik Modeller [11].	15
Şekil 1.6. Eğrilerin küçük çizgilere bölünmesi [11].	16
Şekil 1.7. Daireyi elemanlara bölme ve hesaplama denklemleri.	16
Şekil 1.8. Eksenel yönde uygulanmış çekme kuvveti ve sonucunda oluşan çekme gerilmesi.....	18
Şekil 1.9. Tek boyutlu elemanlar.	24
Şekil 1.10. İki boyutlu elemanlar.	24
Şekil 1.11. Üç boyutlu elemanlar.....	25
Şekil 2.1. Bilgisayarlı Tomografi Görüntüleme Cihazı Bileşenleri.....	27
Şekil 2.2. BT cihazı ve beyin kesit görüntüsü.	28
Şekil 2.3. Modelleme akış şeması.....	31
Şekil 2.4. DICOM dosyaları ile nokta bulutu olarak çene modelinin oluşturulması.....	32
Şekil 2.5. Geomagic programında modelin düzenlenmesi.	32
Şekil 2.6. Modelin Solid Edge 2019 programına alınması.	33
Şekil 2.7. Modelin Solid Edge 2019 programında ön dişlerinin traşlanması.	33
Şekil 2.8. Model için Solid Edge 2019 programında hazırlanmış köprü kron.	34
Şekil 2.9. Mandibula ve Köprü kron ağ örgüsü atanmış hali.	35
Şekil 2.10. Yük ve Sınır şartlarının tayini.	36
Şekil 3.1. Zirkonia Köprü Kron uygulamasındaki mandibula modeli.....	37
Şekil 3.2. Zirkonia Köprü Kron uygulaması mandibula ve Köprü Kron.	38
Şekil 3.3. Zirkonia Köprü Kron üzerindeki gerilmeler.....	38
Şekil 3.4. Zirkonia Köprü Kron üzerindeki maksimum gerilme noktası.	39
Şekil 3.5. Zirkonia Köprü Kron uygulamasında kritik bölgelerin ölçülmesi.	39

ÇİZELGE LİSTESİ

	<u>Sayfa No</u>
Çizelge 1.1. Bazı seramik malzemelerin kristal yapıları [7].....	2
Çizelge 2.1. Kullanılan materyallerin malzeme özellikleri.	35
Çizelge 4.1. Kullanılan malzemeler arasındaki gerilme değerleri.....	60
Çizelge 4.2. Kullanılan malzemeler arasındaki gerilme detayları.	61
Çizelge 4.3. Kullanılan malzemelerin mandibula üzerindeki tepkileri.	61
Çizelge 4.4. Kullanılan malzemeler arasındaki deformasyon değerleri.	62
Çizelge 4.5. Toplam deformasyon değerlerinin karşılaştırılması.	62

ÖZET

METAL DESTEKSİZ DİŞ PROTEZİ TASARIMI VE BİYOMEKANİK OLARAK DEĞERLENDİRİLMESİ

Murat PÜSÜR

Düzce Üniversitesi

Fen Bilimleri Enstitüsü, İmalat Mühendisliği Anabilim Dalı

Yüksek Lisans Tezi

Danışman: Doç. Dr. Arif ÖZKAN

Nisan 2019, 66 Sayfa

Kron köprü protezlerinde, yeterli bir estetik oluşturmak için; gerçekçi, kişiselliği yansıtan ve görsel uyumu olan bir kompozisyonun gereksinimlerinin karşılanması gerekir. Diş hekimliğinde günümüze kadar birçok materyal restoratif amaçla kullanılmıştır. Bu çalışmada, Bilgisayarlı Tomografi (BT) görüntülerinden üç boyutlu mandibula modeli elde edilmiş, ön diş grubu çıkarılmıştır. Bu boşaltma için, farklı özelliklere sahip dört farklı biyouyumlu malzeme (titanyum alaşımı, zirkonya, paslanmaz çelik ve alümina) ile tasarlanıp gerilme analizleri herbiri için ayrı ayrı olmak üzere ANSYS WORKBENCH programı ile tamamlanılarak karşılaştırılmaları yapılmıştır.

Anahtar Kelimeler: Zirkonya destek, Metal desteksiz diş porseleni, Kron, Karakterizasyon, Üretim.

ABSTRACT

DESIGN AND BIOMECHANICAL EVALUATION OF METAL UNSUPPORTED DENTAL PROSTHESIS

Murat PÜSÜR

Duzce University

Institute of Science, Department of Manufacturing Engineering

Master's Thesis

Supervisor: Assoc. Prof. Dr. Arif ÖZKAN

Apr 2019, 66 Pages

In crown bridge prostheses, to create an adequate aesthetic; a composition that is realistic, reflects individuality and has visual harmony. To date, many materials have been used for restorative purposes in dentistry. In this study, three-dimensional mandible model was obtained from Computed Tomography (CT) images and anterior teeth group was removed. For this unloading, four different biocompatible materials with different properties (titanium alloy, zirconia, stainless steel and alumina) were designed and their stress analyzes were completed separately for each one and compared with ANSYS WORKBENCH program.

Keywords: Zirconia core, All-ceramic, Bridge, Production, Characterization.

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Sabit protezlerde günümüze kadar birçok materyal restoratif amaçlarla kullanılmıştır. Bu amaçla akrilik rezinler, kauçuk ve hayvan dişlerinin kullanımı istenilen sonuçları vermemiştir. Araştırmalar neticesinde doğal dişle renk uyumunun da sağlandığı porselen üzerine yoğunlaşmıştır. Porselenin en önemli özelliği ağız dokuları tarafından tolere edilişi ve su absorbe etmeyiştir. Porselen sözcüğü Yunanca keramikos kelimesinden gelmektedir. Tam karşılığı yanık maddedir. İnsanlık tarihine bakıldığında çeşitli amaçlara hizmet edilmek üzere asırlardır kullanıldıkları görülür [1]. Porselen, modern dünyada yaşam kalitesini her geçen gün daha da arttırmak yönünde artık vazgeçilmez bir malzeme konumundadır.

Günümüzde fonksiyonel açıdan doğal dişe en yakın, doğal dişin rengini taklit edebilen ve birçok amaçla kullanılan tek malzeme porselendir. İlk zamanlarda kırılabilirlik özelliğinden dolayı metal alt yapı ile desteklenmiştir. Sonraki zamanlarda estetik açıdan talep arttıkça araştırmalar Metal Desteksiz diş protezlerine yönelmiştir. 1965'te McLean ve Hughes'in dental porselenin alümina ile güçlendirilmesini önermesiyle yeni bir boyut kazanmışlardır. Bu aşamadan sonra tam seramik sistemlerin geliştirilmesi amacı ile birçok çalışma yapılmıştır. Malzemenin güçlendirilmesi için; yüksek dirençli Seramik alt yapılar, iyon değişimi, kontrollü kristalizasyon ve camsı yapı içine dirençli kristallerin ilavesi gibi yöntemler kullanılmıştır. Artık günümüzde hastaların estetik beklentilerinin fazla olması bu yeni bulunan ve her geçen gün geliştirilen yöntemlerin kullanılmasını zorunlu kılmaktadır [2-3]. Metal destekli diş protezlerinde estetik yönünden taviz verilmesi gereken durumların kısıtlı olmasından dolayı Metal desteksiz restorasyonlar günümüzde ön plana çıkmıştır [2]. Ayrıca Metal destekli porselen uygulamalarında ki metal kısmın rengi gri olduğu için, metalin yansımasını engelleyecek bir kaplama ile kaplanmaktadır. Fakat ön dişlerde bu kaplama yapılsa dahi istenilen sonuçlara ulaşamamaktadır [3]. Metal destekli porselen uygulamalarında, kaplamanın tam anlamıyla başarılı olması için, asıl dişin fazlaca kesilmesi ve küçültülmesi gerekmektedir. Bu, dişin sinirlerine gelmesine ve kanal tedavi gereksinimine yol açmaktadır. Bazı durumlarda ise sıcak-soğuk duyarlılığıyla karşılaşilmektedir [1].

Yapılan bu çalışmanın amacı; seramik sistemler hakkında bilgi vermek, tam seramik olarak tasarlanmış bir kronu biyomekanik olarak değerlendirmek ve analizlerini yapmaktır.

1.1. SERAMİKLER

Seramikler, genel olarak kuvvetli atomlar arası bağlara sahiptirler ve endüstride çok amaçlı kullanım özellikleri vardır. Seramik terimi Yunancada çömlek veya çömlekçilik anlamına gelen keramos sözcüğünden türemiştir. Keramos sözcüğü ise yakmak-pişirmek anlamında bir kökten gelir. Yunancada bu terim yakılmış toprak anlamında kullanılmaktadır. Günümüzde seramik terimi inorganik ve metal olmayan malzemeler için kullanılır. Seramikler yüksek korozyon ve oksidasyon direnci gibi çok iyi kimyasal özellikler verirler. Ancak bunun yanında sert, kırılman ve düşük süneklik gibi eksi yönleri vardır. Bu sebeple mekanik özellikleri zayıftır. En yaygın seramikler kristallerdir ve genellikle kristal olmayan cam sınıfına giren inorganik malzemeler seramik tanımına girer [5,6].

Seramikler; Geleneksel seramikler ve Teknik (Mühendislik) seramikler olarak iki grupta incelenmektedir. Bunları gelişmiş seramikler olarak adlandırmış olursak; daha önceleri imkânsız olarak kabul gören uygulamaları mümkün hale getirebilmektedir. Gelişmiş seramikler benzersiz özellikleri nedeniyle günümüzün en verimli malzemeleri olarak kabul edilmektedir [7]. Çizelge 1.1’de bazı seramiklerin kristal yapıları görülmektedir.

Çizelge 1.1. Bazı seramik malzemelerin kristal yapıları [7].

Malzeme	Kristal yapı	Yapı adı	Uzay kümesi	Pearson	Strukturbericht
CsCl, CsBr, CsI	Basit kübik	Sezyum klorür	Pm(2 3)m	cP2	B2
UO ₂ , CeO ₂ , Li ₂ O, Na ₂ O, Rb ₂ O, ThO ₂ , ZrO ₂	Basit kübik	Florit (CaF ₂)	Fm(2 3)m	cF12	C1
CaTiO ₃ , BaTiO ₃ , PbTiO ₃ , PbZrO ₃	Basit kübik	Perovskit (CaTiO ₃)	Pm(2 3)m	cP5	E2 ₁
ZrC, HfC, TiC, NaCl, KCl, LiF, MgO, CaO, BaO, VO	Yüzey merkezli kübik	Kaya tuzu (NaCl)	Fm(2 3)m	cF8	B1
β -SiC, CdS, AlP, BN	Yüzey merkezli kübik	Çinko sülfür (ZnS)	F(2 4)3m	cF8	B3
Elmas, Si, Ge, Sn	Yüzey merkezli kübik	Elmas	Fd(2 3)m	cF8	A4
WC, WN	Altıgen sıkı diziliimli	Tungsten karbür (WC)	P(2 6)m2	hP2	B ₄
ZnS, ZnO, α -SiC, BeO, CdS, AlN	Altıgen sıkı diziliimli	Vürtsit (ZnS)	P6 ₃ mc	hP4	B4
TiB ₂ , ZrB ₂ , TaB ₂	Altıgen sıkı diziliimli	AlB ₂	—	—	—
Al ₂ O ₃ , Fe ₂ O ₃ , Cr ₂ O ₃ , V ₂ O ₃ , Ga ₂ O ₃	Rombohedral	Korundum (Al ₂ O ₃)	R(2 3)c	hR10	D5 ₁
B ₄ C	Rombohedral	—	—	—	—
TiO ₂	Ortorombik	Brookit (TiO ₂)	Pcab	—	—
AlF ₃ , WO ₃	Triklinik	—	—	—	—
TiO ₂ , GeO ₂ , IrO ₂ , MoO ₂ , PbO ₂ , SnO ₂ , TaO ₂ , WO ₂	Tetragonal	Rutil (TiO ₂)	P4 ₂ /mmn	tP6	C4
TiO ₂	Tetragonal	Anataz (TiO ₂)	—	—	—

1.2. ANADOLU SERAMİK TARİHİ

Anadolu da yaşamış olan halkların seramikleri kullanma tarihi sekiz bin yıl öncesine dayanmaktadır. Yapılan arkeolojik kazılarda boyasız ve sırsız pişmiş seramik kaplar bulunmuştur. Tarih boyunca Anadolu da seramik üzerine çalışmalar sürdürülmüş ve her halk kendine özgü eserler bırakmıştır. Seramik ve Camlar konusunda Türkiye Üretim olarak dünya ikinciliğine yükselmiştir.

Anadolu'da camın ilk kez gözboncuğu olarak üretimi İzmir-Görece köyünde gerçekleşmiştir. Orta Asya'da gelişen seramik sanatının bir kolu olan ve Türk tarihinde önemli yere sahip çinicilik ise Anadolu'ya Selçuklular döneminde girmiştir [7].

Dünya genelinde önemi artan teknik seramikler üzerine çalışmalar ülkemizde de başlamıştır. Teknik seramikler çoğunlukla yapay malzemelerdir. Çeşitli hammaddelerin işlenmesi ve kimyasal tepkimeler sonucunda elde edilirler. Genel seramiklere oranla daha arı ve daha basit yapıdadırlar. Seramiklerde kullanılan silika, magnezya, alümina gibi bazı hammaddeler doğada yaygın olarak bulunmaktadır ve bu sebeple ucuzdurlar. Seramik malzemelerin, metal ve polimer malzemelere göre avantajları ve üstünlükleri fazladır. Bunların arasında; yüksek sıcaklık dayanımı, kimyasal bozunmaya karşı dayanım, yüksek sertlik ve basma dayanımı, üstün yalıtkanlık en dikkat çekici üstünlükleridir. Ancak bunlara karşın, düşük kırılma dayanımı kullanımını kısıtlamaktadır.

Teknik seramiklerin ilk örneği 1890'larda Carborundum şirketi tarafından yapılmıştır. II. Dünya savaşı sırasında bilim insanları seramiklerin üstün elektrik ve ısı dayanımlarını keşfetmişler ve bu konuda yoğun araştırmalar yapmışlardır.

Endüstriyel seramiklerin ilk örneği 1890'larda Carborundum şirketi tarafından piyasaya sürülen silikon karbürdür. Ülkemizde ise 1960'lı yıllardan sonra geleneksel seramikler üretilmeye başlanmıştır.

Günümüzde ise seramikler birçok alanda kullanılmaktadır. Biyomühendislik uygulamada da tercih edilme oranı artmıştır. En zor koşullarda dahi kullanılan seramik kesme uçlarından katalitik dönüştürücelere ve elektronik yalıtkan katmanlara kadar birçok önemli alanda kullanılmaktadır [7].

UYGULAMA ALANI	MALZEME TÜRÜ
İskelet Sistemi Eklemler Kırık kemik uçlarını tespitite kullanılan ince metal levhalar Kemik dolgu maddesi Kemikte oluşan şekil bozukluklarının tedavisinde Yapay tendon ve bağlar Diş implantları	Titanyum, Titanyum-Alüminyum-Vanadyum alaşımları Paslanmaz çelik, kobalt-krom alaşımları Poli (metil metakrilat) (PMMA) Hidroksiapatit Teşon, poli (etilen teraftalat) Titanyum, alümina, kalsiyum fosfat
Kalp-damar Sistemi Kan damarı protezleri Kalp kapakçıkları Kataterler	Poli (etilen teraftalat), teşon, poliüretan Paslanmaz çelik, karbon Silikon kauçuk, teşon, poliüretan
Organlar Yapay kalp	Poliüretan
Duyu Organları İç kulak kanalında Göz içi lensler Kontakt lensler Kornea bandajı	Platin elektrotlar PMMA, silikon kauçuk, hidrojel Silikon-akrilat, hidrojel Kolajen, hidrojel

Şekil 1.1. Tıpta kullanılan seramik alaşımlı ve metal alaşımlı malzemeler.

1.2.1. Geleneksel Seramikler

Kil, silika ve feldispattır. Kil bir $Al_2O_3 \cdot SiO_2 \cdot H_2O$ ve az miktarlarda TiO_2 , Fe_2O_3 , MgO , CaO , Na_2O ve K_2O gibi oksitleri içeren malzemedir. Kil; Geleneksel seramikler içinde sertleştirilmeden önce çok iyi şekillendirme ve çalışma imkânı veren bir malzemedir. Silika ise yüksek ergime sıcaklığından dolayı refrakter malzemesi olarak kullanılan önemli bir malzemedir. K_2O , Al_2O_3 , $6SiO_2$ şeklinde temel bir bileşime sahip olan feldispat düşük ergime sıcaklığına sahip olup daha çok cam imalatında kullanılır [7]. Geleneksel seramikler Teknik seramiklere göre yapay değildirler ve doğada bulunurlar. Karmaşık mikroyapıya sahiptirler, bölgeden bölgeye yapısal özellikleri değişiklik göstermektedir. Geleneksel seramiklerden en bilinenleri; porselenler, karo seramikler, çimento, camlar vb. Teknik ve geleneksel seramiklerin arasındaki farkın iyi anlaşılabilmesi için, seramiklerin üretim yöntemlerini ve bazı özelliklerini bilmek gerekli olacaktır.

1.2.2. Teknik (Mühendislik) Seramikler

Teknik Seramikler genellikle geleneksel seramiklere oranla daha yüksek saflığa ve daha denetimli bileşime sahiptirler. Teknik (Mühendislik) Seramikler; Yemek takımları, tuğlalar, duvar döşemeleri gibi hammeddeleri doğada bulunan ve direk olarak bu

hammaddeden hazırlanan ürünlere oranla, doğal hammaddelerin arıtılmasıyla veya yapay olarak elde edilmesiyle oluşur. Önemli Teknik seramikler arasında metal oksitler (Alümina, Zirkonya, Magnezya), nitrürler (Silikon Nitrür, Alüminum Nitrit), karbürler (Silikon Karbür, titanyum karbür), borürler (Titanyum diborür), manyetik seramikler, (YAG=İtriyum Alimün Granat) bulunmaktadır. Teknik seramiklerin üretimi için kullanılan yöntemlerin çoğunda hazır seramik tozları gereklidir.

1.2.2.1. Alümina (Al_2O_3)

Alümina, biyoinert seramik malzemelerin en önemli temsilcisidir. Alümina seramiğin biyomalzeme olarak ilk denemesi Rock tarafından 1930'lu yıllarda yapılmıştır. Günümüzde ileri mühendislik gerektiren yapılarda kullanılmaktadır. Biyomedikal açıdan bilhassa yük taşıyıcı ortopedi protezleri ve dental uygulamalarda kullanılırlar. Dental uygulamalarda kullanılan alümina 4 tek kristal safir olsa da biyomedikal uygulamalarda kullanılan çoğu alümina cihazlar 1600-1800°C'lerde preslenmiş ve sinterlenmiş polikristal α - Al_2O_3 seramikleridir. Ortalama tane boyutu 4 μ m'den az olan ve saflığı %99,7'den büyük olan Al_2O_3 seramikleri iyi eğme ve basma mukavemeti değerlerine sahiptir. Alümina üretim sürecinde, ilk olarak toz halinde üretimi yapılmaktadır. Bayer yöntemi kullanılarak yapılan üretimi aşağıdaki aşamalar takip etmektedir [7-8].

- Filiz kurutulur ve organik malzemelerden arıtılmak için ısıtılır,
- Ufalanıp yaklaşık 200 μ m'ye inceltir.
- 160°C ve 400 KPa'da 2 ila 8 saat arası NaOH çözeltisinde Na^+ ve AlO_2^- yükünleri oluşturmak için zenginleştirilir.
- Fe, Si ve Ti kaynaklı çözünmeyen kalıntılar ayrıştırılır.
- Mevcut çözelti içine $Al(OH)_3$ çökeltmesinin başlatılması için yine toz halinde $Al(OH)_3$ eklenir.
- $Al(OH)_3$ ve NaOH'in ayrıştırılması işlemi yapılır.
- Çıkan malzeme 1100-1200°C de ısıtılıp işleminden geçirilir ve Al_2O_3 elde edilir.
- Ürün ufalanır ve istenilen tane boyutuna getirilir.

1.2.2.2. Zirkonya (ZrO_2)

Zirkonya; Farsça kökenli "altın gibi" anlamındaki "zargun" kelimesinden türemiştir. 1789 yılında Alman kimyager Martin Heinrich Klapoth tarafından keşfedildi.

Zirkonya, diğer seramik malzemelerden farklı olarak, çok yüksek çatlak dağılma direncine sahip bir seramik malzemedir. Zirkonya malzemesi çok yüksek termal genişlemeye sahiptir. Bu sebeple çelik ve seramik bağlamak için kullanılabilirler.



Şekil 1.2. Zirkonyum malzemelere örnekler.

Teknolojik gelişmeler ile birlikte, son yıllarda zirkonyum ve bileşiklerinin kullanımında artış gözlemlenmektedir.

Tüketimin yaklaşık olarak %95'i zirkon, Zirkonyum oksit (zirkonya) olarak kullanılmaktadır. Geriye kalan yüzdelik dilimde ise Zirkonyum metali olarak kullanıldığı tespit edilmiştir. Metal olarak kullanılanlar korozyona dayanıklılık gerektiren vana, pompa gibi yerlerde kullanılır. Ağırlıklı olarak çelik üretiminde, tıpta kullanılan cerrahi uygulamalarda, ateşe dayanıklı askeri malzemelerde kullanılırlar. Tıpta uygulanan uygulamalarda özellikle implant ve köprü kronlarda biyouyumluluğu yüksek olması nedeniyle tercih edilirler. Metal deteksiz köprü kron uygulamalarında kullanılırlar ve doğal diş yapısına daha yakın olması nedeniyle son zamanlarda tercih edilme nedenleri artmıştır. En büyük artışı diş uygulamalarında kullanılan zirkonya, insan anatomisinde metal alerji gibi durumlara yol açmaz [7]. Örneğin, zirkonya protezlere titanyum vidalar kullanılabilir. Zirkonya alaşımlarının en büyük dezavantajı sert olmasıdır. Buda diğer doğal diş veya kemiklerde sürtünmeye dayalı aşınmalara yol açabilir. Zirkonyum Oksit (ZrO_2) özellikleri;

- Çok yüksek termal genleşme ($\alpha=11 \times 10^{-6}/K$, bazı çelik türlerine benzer)
- Mükemmel ısı yalıtımı/düşük termal iletkenlik (2,5-3 W/mK)
- Çatlak dağılımına çok yüksek direnç, yüksek sertlik (6,5-8 MPam^{1/2})
- Oksijen iyonlarını iletme özelliği (lambda sondalarında kısmi oksijen basıncı ölçümü için kullanılır)

1.2.2.3. Magnezyum Oksit (MgO)

Magnezyum Oksit (Magnezya), beyaz renklidir ve kristal şeklinde olur. Yüksek ısılara dayanıklıdır. Göl suyunda elde edilir. Fotoğrafçılıkta, kimyasal alanlarda, ilaç yapımında,

tıpta çeşitli alanlarda ve yüksek ısı dayanımından dolayı ateş tuğlası yapımında kullanılmaktadır.

1.2.2.4. Silikon Nitrür (Si_3N_4)

Silikon nitrür seramikler, sinterleme işlemi gördüklerinde yapıları küçülmeyen, yüksek ısı, yüksek dayanım ve düşük yoğunluk özellikleri sergileyen seramik alaşımlardır. Sürekli üç boyutlu ve sağlam bir bağ oluşturur. Altıgen yapıdadırlar. Çok yüksek sıcaklıklarda dahi darbe direncine sahiptir.

1.2.2.5. Alüminyum Nitrür (AlN)

Alüminyum Nitrür, çok yüksek ısı iletkenliği ve mükemmel elektrik yalıtkanlığı ile bilinmektedir. Hatta bu özelliği ile teknik seramikler arasında tektir. Alaşım 1877 yılında keşfedilmiştir ancak ticari olarak üretimine 1980 yılında başlanmıştır. Anlaşıldığı üzere yeni teknik seramik olarak adlandırılrsa da uzun bir geçmişe sahiptir.

1.2.2.6. Silisyum Karbür ($SiSiC$)

Silisyum karbür, elmas ile hemen hemen aynı tepkileri verir ve aynı özellikleri gösterir. En hafif ve en sert seramik malzeme olarak bilinir.

Mükemmel yakın termal iletkenliğe ve termal genleşmeye sahiptir. Asit ve alkali çözeltilere karşıda oldukça dayanıklıdır. Kaplama olarak kullanımı yaygındır. Gıda güvenliği açısından tercih edilebilir.

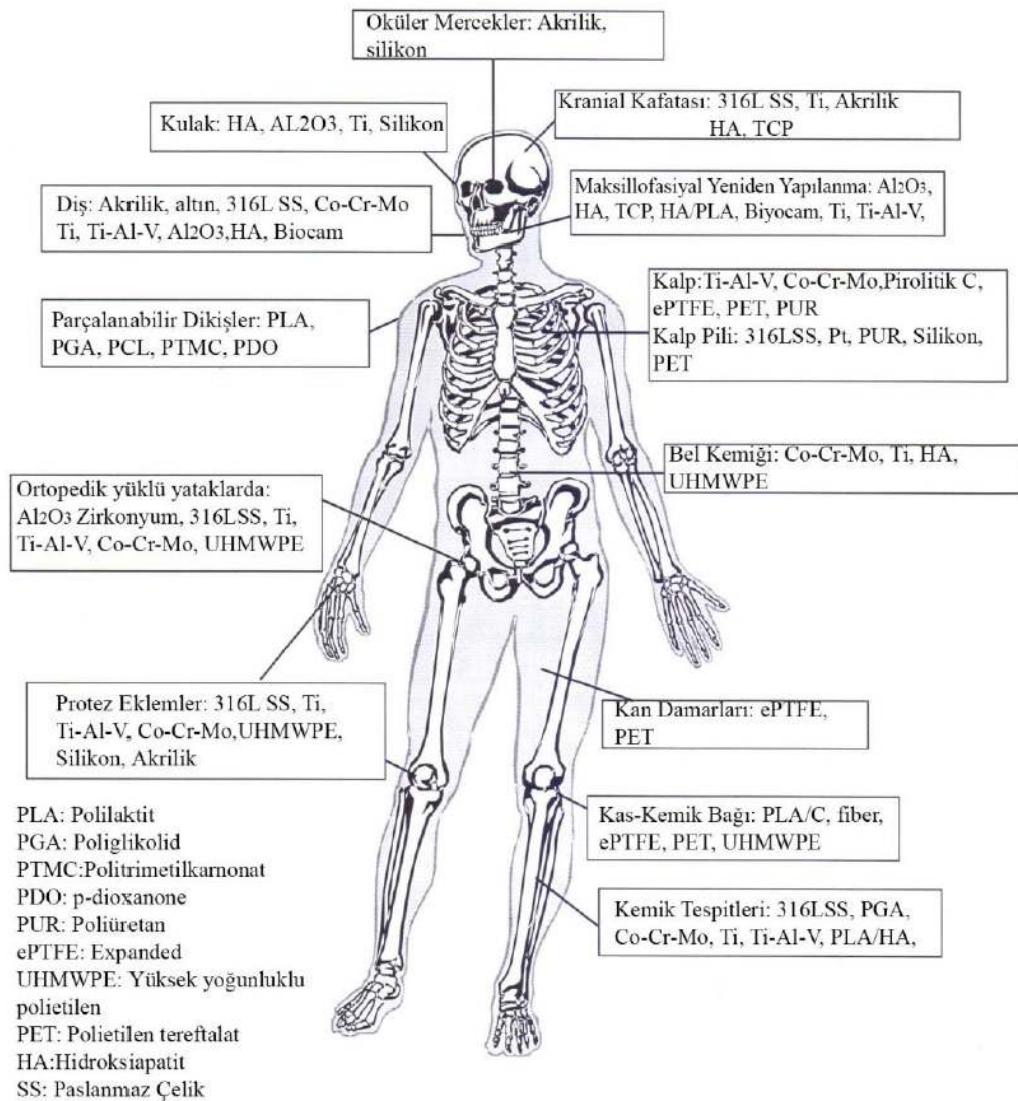
1.3. BİYOMALZEMELER

Günümüzde büyük ilerlemelerin kaydedildiği bilim dallarından biri olan Biyomalzemeler, insan vücudundaki canlı dokuların işlevlerini desteklemek amacıyla kullanılan doğal ya da polimer yapıda kompozit malzemelerdir. Biyomalzemeler, insan vücudunda genellikle doku ve sıvılara temas halinde kullanılırlar ve tüm bu zor koşullara dayanıklı olması gerekir. Bilimsel olarak yeni yeni kullanıma başlanmasına rağmen geçmiş zamanlarda kullanıldıkları tespit edilmiştir. Eski Mısır tarihinde mumyalarda keşfedilen yapay göz, burun ve altın dişler bunun en güzel kanıtlarındandır. Yapılan araştırmalarda altın dişlerin kullanımının yaklaşık 2000 yıl öncesine kadar uzandığı tespit edilmiştir.

Bakır ve bronz kemik protezlerinin kullanımı ise milattan öncesine kadar dayanmaktadır. 19. yüzyıla doğru Bakır iyonunun vücudu zehirlediği tespit edilmiştir ancak başka uygun malzeme bulunamadığından kullanımına devam edilmiştir. 19. yüzyıl ortalarından

itibaren diğer yabancı metaller üzerinde araştırmalar yoğunlaşmıştır. 1938 yılı ortalarında bulunan, kemik kırıklarında; plaka ve vida olarak kullanılan “Vanadium Çeliği” geliştirilmiştir.

1960 yılı sonlarına kadar kullanılan Vanadium çeliği protezler, vücutta ciddi oradanda korozyona uğradığından yaşamsal tehlikeler oluşturmıştır. 1970’li yıllarda alümina ve zirkonya protez yapımlarında kullanılmaya başlanmıştır. Herhangi bir biyolojik olumsuzluk oluşturmamıştır. Ancak inert yapıdaki bu malzemelerin dokuya tutunmalarının zayıf olduğu gözlemlenmiştir. Bu problemin çözümü ise geliştirilen biyocam ve hidroksiapatit gibi biyoaktif seramiklerin geliştirilmesiyle tam manasıyla olmasa da çözüme kavuşturulmuştur.



Şekil 1.3. İnsan vücudunda kullanılan biyomalzemeler.

Biyomedikal ürünlerde kullanılacak malzemelerin, biyolojik sistemlerle etkileştiğinde uyum sağlayabilmeleri ve yan etki oluşturmamaları için yoğun çaba harcanmaktadır. Gün

geçtikçe önemi ve uygulama alanı artan biyoyumlu, güvenilir ve etkin olan biyomalzemeler; insan vücudundaki herhangi bir organ, doku veya fonksiyonunun işlevlerini yerine getirmek ya da tedavi etmek amacıyla arayüzey oluşturan doğal veya sentetik malzemelerdir. Sürekli olarak veya belli aralıklarla vücut sıvılarıyla temas ettiklerinden, biyoyumluluk bu malzemelerin en belirgin özelliklerindendir. Bu sebeple tıpta biyomalzeme, canlı dokuyla temas içerisinde çalışabilecek, canlı bir sistemin yerine kullanılacak malzeme olarak tanımlanmıştır. Avrupa Biyomalzeme Topluluğuna göre biyomalzemeler biyolojik sistemler ile ara yüzey oluşturarak ya da dokuların, organların ve vücut fonksiyonlarının yerine geçerek iyileşmesini, büyümesini ve onarılmasını sağlayan malzemelerdir. Biyomalzeme bilimi ise malzemelerin fiziksel ve biyolojik çalışmalarını ve onların biyolojik ortamdaki etkileşimlerini inceleyen disiplinler arası bir bilim dalıdır. Şekil 1’de biyomalzeme biliminin diğer dallarla ilişkisi gösterilmiştir. Çeşitli bilim dallarının yardımıyla biyomalzeme sentezlenmesi, optimizasyonu, karakterizasyonu, test metotları ve doku-malzeme etkileşimini incelemektedir. Son zamanlardaki çalışmaların çoğu ise biyomalzeme olarak üretilen mühendislik malzemelerinin hızlı bir şekilde ve istenilen düzeyde hücre ve proteinleriyle etkileşimini konu almaktadır ve bu da “biyoyumluluk” olarak bilinmektedir. Biyolojik biyoyumluluk genelde vücudun malzemeyi kabul edebilirliğidir. Bu yüzden hem Biyomalzeme hemde takılacağı vücut çok iyi analiz edilmelidir. Biyomalzemelerden istenilen mekanik özellikler vardır. Bu sebeplerden ötürü yeni bir Biyomalzeme İnsan sağlığına zararlı olmayacak şekilde çeşitli biyoyum testlerinden geçirilmektedir [12].

1.3.1. Malzemelerde Biyoyumluluk

Biyomalzemelerin en önemli özelliği biyoyumlu olmasıdır. Bir malzemenin biyoyumlu olması demek o malzemenin vücut dokularına; fiziksel, kimyasal, biyolojik ve vücudun mekanik yapısına optimum düzeyde sağladığı uyumdur. Biyo malzemelerde; Malzemenin biyolojik olarak dayanımlı olmasının yanında en belirgin özelliği biyoyumlu olmasıdır. Biyoyumlu malzeme vücutta etrafını çevreleyen doku hücrelerine zarar vermemesiyle bilinir. Vücudun bu araz malzemelere verdiği tepkiler farklılık göstermektedir. İnsan vücudundaki çeşitli etkenlerden dolayı yani yoğun protein içerikli tuzlu oksijenli çözeltiler barındırdığından biyoyumlu malzemelerin seçilmesinde korozyona dayanıklılık, şekil verilebilirlik, işlenebilirlik gibi etkenler önemli olmaktadır. Biyoyumluluğu yüksek olan malzemeler, seramikler, polimerler ve kompozit malzemeler olarak gruplandırılabilir. Alüminyum oksit, biyoaktif cam, karbon ve

hidroksiapatit (HA) biyouyumlu seramik malzemelere örnek olarak verilebilir. Biyomalzeme olarak kullanılan metaller ve alaşımlar ise, altın, tantal, paslanmaz çelik ve titanyum alaşımları. Polietilen (PE), poliüretan (PU), politetraşoroetilen (PTFE), poliasetal (PA), polimetilmetakrilat (PMMA), polietilenteraftalat (PET), silikon kauçuk (SR), polisülfon (PS), polilaktik asit (PLA) ve poliglikolik asit (PGA) gibi çok sayıda polimer, tıbbi uygulamalarda kullanılmaktadır [35].

1.4. BİYOMALZEMELERİN SINIFLANDIRILMASI

Biyomalzemeler, genel olarak tıpta, ortopedik uygulamalarda eklem protezi veya kemik yenilemesi olarak, ağız ve çene yapılarında diş implantı veya köprü kron uygulamalarında, yapay kalp parçalarında örneğin; kalp kapakçığı yapımında kullanılırlar. Genel olarak; metalik biyomalzemeler, seramik biyomalzemeler, kompozit biyomalzemeler, polimerik biyomalzemeler olmak üzere dört başlıkta incelenirler.

1.4.1. Metalik Biyomalzemeler

Metalik biyomalzemeler kas-iskelet sistemine en iyi uyum gösteren malzemelerin başında gelirler. Seramik ve polimerler gibi diğer biyomalzemelerle karşılaştırıldığında metalik biyomalzemeler kristal yapıları ve sahip oldukları güçlü metalik bağlar nedeniyle daha iyi dayanım özelliklerine sahiptirler.

Temel biyouyumlu metalik malzemeler paslanmaz çelikler, Co esaslı alaşımlar, Ti ve Ti esaslı alaşımlardır. Yüksek yükleme gerektiren implantlara tipik örnekler kalça-diz protezleri, takma diş takımları, vidalar, tırnaklar, diş implantları v.b. dir. Ayrıca metalik implantlar, yüklemesiz tamamen fonksiyonel aygıtlarda da kullanılmaktadır. Örneğin pompalar, valfler, kalp atışlarını düzenleyen aygıtlar. Bütün biyomalzemelerin taşımak zorunda olduğu esas özellikler; korozyon dayanımı, biyouyumluluk, biyoadhezyon (kemik gelişimi), biyofonksiyonellik (gerekli mekanik özelliklere sahip olmak, özellikle yorulma dayanımı ve Young modülünün kemiğinkine mümkün olabildiğince yakın olması). Değişik türlerdeki biyomalzemeler arasında en uzun geçmişe sahip olan, metalik biyomalzemelerdir. İlk olarak paslanmaz çelikler implant malzemesi olarak cerrahi alanda başarı ile kullanılmıştır. Paslanmaz çelikler, Co esaslı alaşımlar, Ti ve Ti esaslı alaşımları içinde en genç tarihe sahip olan Ti'dur. Ti ve Ti esaslı alaşımları genellikle yapay kalça ve diz eklemleri, kemik levhaları ve diş implantları gibi sert dokuları yeniden yapılandırıcı operasyonlarda kullanılır. Ayrıca Ti ve Ti esaslı alaşımları mükemmel

biyoyumlulukları, dengeli mekanik özellikleri, korozyon dayanımı ve düşük ağırlığı ile diğer biyomalzemeler arasından daha çok ön plana çıkmaktadır. İmplant-vücut sistemindeki etkileşimler insan bünyesinde bazı problemlere yol açabilir. Korozyon prosesi implant metalden elektron akışı üretirse ve çevre dokuya iyon akışı olursa bu durum sinir hücrelerinin fizyolojik iyon hareketine zarar verebilir. İmplanttaki bir inorganik reaksiyon sonucu metal iyonlarının vücut akışkanları içinde çözünüp başka organlara taşınması ile belirli metal iyon limiti aşılsa sistemde olumsuz etkiler görülebilir. İmplantın direkt olarak organik reaksiyonu ya da korozyon ürününün dokudaki proteinlerle reaksiyonu iltihaplanmalara neden olabilir. İltihaplı hücrelerin H_2O_2 meydana getirmesi ve H_2O_2 'nin hidroksil iyonları şeklinde ayrışması biyolojik sistemde yaralanmalara neden olabilir [36].

1.4.2. Kompozit Biyomalzemeler

Kompozit, farklı kimyasal özellikler gösteren iki ya da daha fazla materyalin bir araya gelmesiyle sınırlarını koruyarak oluşan çok fazlı bir malzeme olarak tanımlanabilir. Kompozit malzemeler reçine ve takviye malzemelerden yani reçine içine gömülmüş sürekli veya kırılmış elyaflardan oluşur. Kompozit Biyomalzemelerin üretim esaslarında üstün mekanik ve biyoyumluluk özelliklerinin açığa çıkmış olması istenmektedir. Polimer matrisli kompozitler, seramik matrisli kompozitler ve metal matrisli kompozitler olmak üzere üç grupta toplanırlar. Kompozit Biyomalzemeler, biyo-inert, biyo-aktif ve çözünebilir olabilirler. Son zamanlarda; kemik dokusu, damar sistemi, kalp kapakçıkları ve sinir dokusu sistemlerinde kompozit biyomalzemelerin kullanımı artmıştır. Polimetilmetakrilat (PMMA) çok kullanılan önemli biyoyumlu bir polimerdir. Akrilik polimer ailesindendir. Başlangıçta diş hekimliğinde kullanılmıştır. Daha sonraki yıllarda kemik protezleri eklem yerleri gibi yerlerde kullanılmıştır. Biyoyumlu polimerlerde akla ilk gelen akriliktir. Sıvı monomer ve toz halindeki polimerlerden oluşan iki temel bileşeni vardır. Sıvı katı oranı 2:1 şeklindedir [10].

1.4.3. Seramik Biyomalzemeler

Seramik Biyomalzemeler, biyoyumluluk konusunda oldukça başarılıdırlar. Korozyona karşı dirençli olmaları ve inert yapıda olmalarıda Biyomalzeme olarak kullanılmasındaki tercihi arttırmaktadır. Günümüzde diş ve kemik aşılardan, enzim ve mikrop hareketsizleştirici yataklara kadar çeşitlik biyolojik alanlarda seramiklere ihtiyaç duyuluyor. Seramik Biyomalzemeler insan diş, bilek, kalça, kemik, omuz, dirsek gibi

uzuvlarında biyouyumluluğu neticesinde tercih edilirler. Kemik aşısı olarak kullanılan seramik Biyomalzemeler üç etkende toplanırlar. Bunlar; Biyoetkisiz, çözünebilir ve biyoetkendir.

Biyoetkisiz Seramikler, kendi içinde dokunun büyümesine izin veren ve iyi bir mekanik bağ oluşmasını sağlayan mikrogözenekli yapılardır. Etkisiliklerin sonucu olarak seramik malzeme yakınındaki doku, kemik gibi sistemlerin yeniden şekillenmesinde etkisi olmaz. Çözünebilir seramik Biyomalzemeler arasında kalsiyum sülfat, trikalsiyum fosfat ve kalsiyum fosfat tuzları bulunur. Bunlar çevredeki dokular tarafından ele geçirilir.

Biyoetken seramik Biyomalzemeler, kemik veya çevresindeki dokularla etkileşime girer ve kimyasal bağ oluşturur. Bu tür seramiklere örnek olarak biyoetken camlar ve biyoetken cam seramikler gösterilebilir.

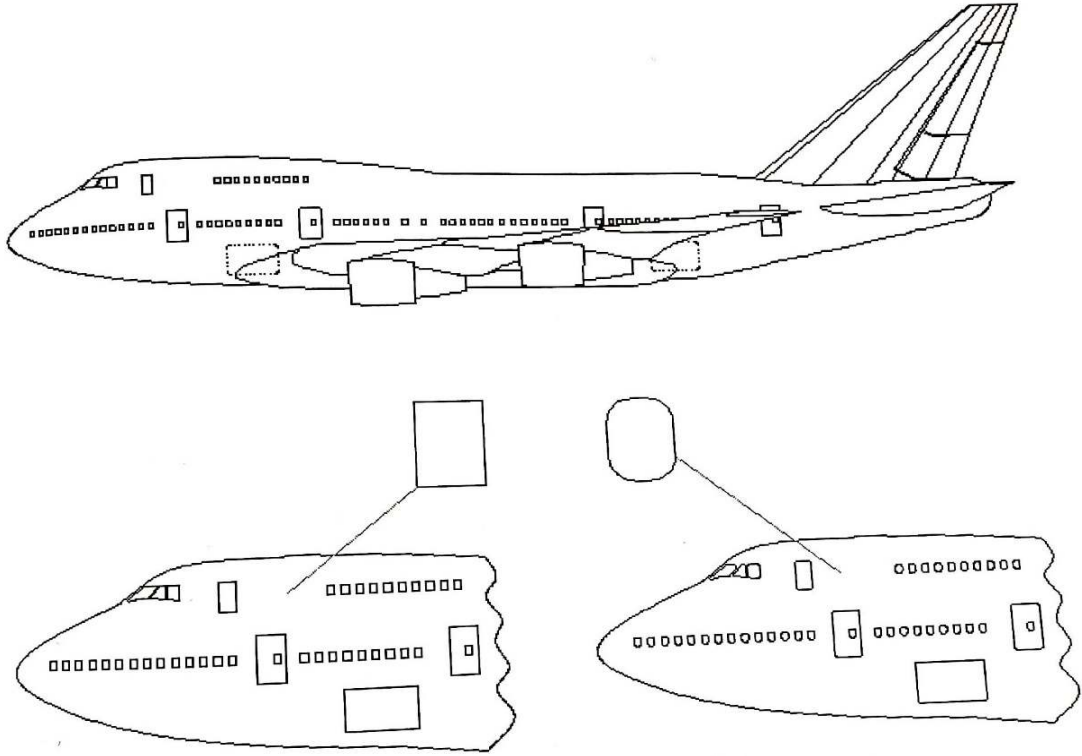
1.5. SONLU ELEMANLAR YÖNTEMİ

Sonlu elemanlar yöntemi geniş bir yelpazede, mühendislik problemlerin sayısal çözümü için güçlü bir araç haline gelmiştir. Uygulama alanları; otomotiv, havacılık, inşaat olmuştur. Bu alanlardaki, şekil değiştirme ve gerilme çözümlemelerinden ısı akımı, akışkan akımı, manyetik akı gibi diğer akım problemlerinin alan çözümlemelerine uzanır. Pek çok tasarım ön prototipi inşa edilmeden önce bilgisayar destekli tasarım teknolojisi ile test edilebilir duruma gelmiştir [12]. Doğadaki her olay (biyolojik, jeolojik, mekanik vb) çeşitli cebirsel, diferansiyel ve integral denklemlerinden oluşan fizik kanunları ile tanımlanabilir. Özellikle kesin sonucun zorlukla elde edilebildiği veya hiç elde edilemediği yükleme durumlarında kullanım sahası bulan yöntemlerden biri de sonlu elemanlar yöntemidir [8]. Bu çözümleme yöntemi, sürekli bir ortamı bize tanımlayan karmaşık bir bölge sonlu elemanlar olarak adlandırılan basit geometrik şekillere ayrıştırılır. Malzeme özellikleri ve temel denklemler bu elemanlar üzerinde göz önüne alınır ve eleman köşelerindeki bilinmeyen değerler cinsinden ifade edilir. Bir birleştirme işlemi, yükleme ve kısıtlamaları gerektirdiği şekilde göz önüne alınması bir denklem kümesi ile sonuçlanır [12].

Sonlu elemanlar yönteminin temel fikirleri uçak yapısal çözümlemelerinde ulaşılan gelişmelerden ortaya çıkmıştır. 1941 yılında, Hrenikoff “frame work method”u kullanarak elastisite problemlerinin bir çözümünü sunmuştur. 1943 yılında, burulma problemlerinin modellenmesinde üçgensel alt bölgelerde parçalı aradeğerleme (İnterpolasyon) polinomu kullanılan makalesi yayımlandı. 1956 yılında, Turner ve

arkadaşları kafes, kiriş ve diğer elemanlar için katılık matrislerini çıkararak bulgularını sundular. 1960 yılında ise Sonlu Eleman terimi Clough tarafından kullanılmıştır. 1960'ların ilk yıllarında mühendisler bulunan yöntemi; gerilme çözümlemesi, ısı transferi ve diğer alanlardaki problemlerin yaklaşık çözümünde kullanmışlardır. Aslında 1955 yılında Argyris'in enerji teoremleri ve matris yöntemleri üzerine olan kitabı daha ileri sonlu elemanlar çalışmalarının temelini oluşturmuştur. Sonlu elemanlar üzerine ise basılmış ve yayımlanmış olan ilk kitap 1967 yılında Zienkiewicz ve Cheung tarafından yazılmıştır. 1970'li yılların başlarında ise sonlu elemanlar çözümlemesi doğrusal olmayan problemlere ve büyük şekil değişimlerine uygulanmıştır. 1972 yılında Ogden Lineer Olmayan sürekli ortam üzerine kitap yayımlamıştır [12].

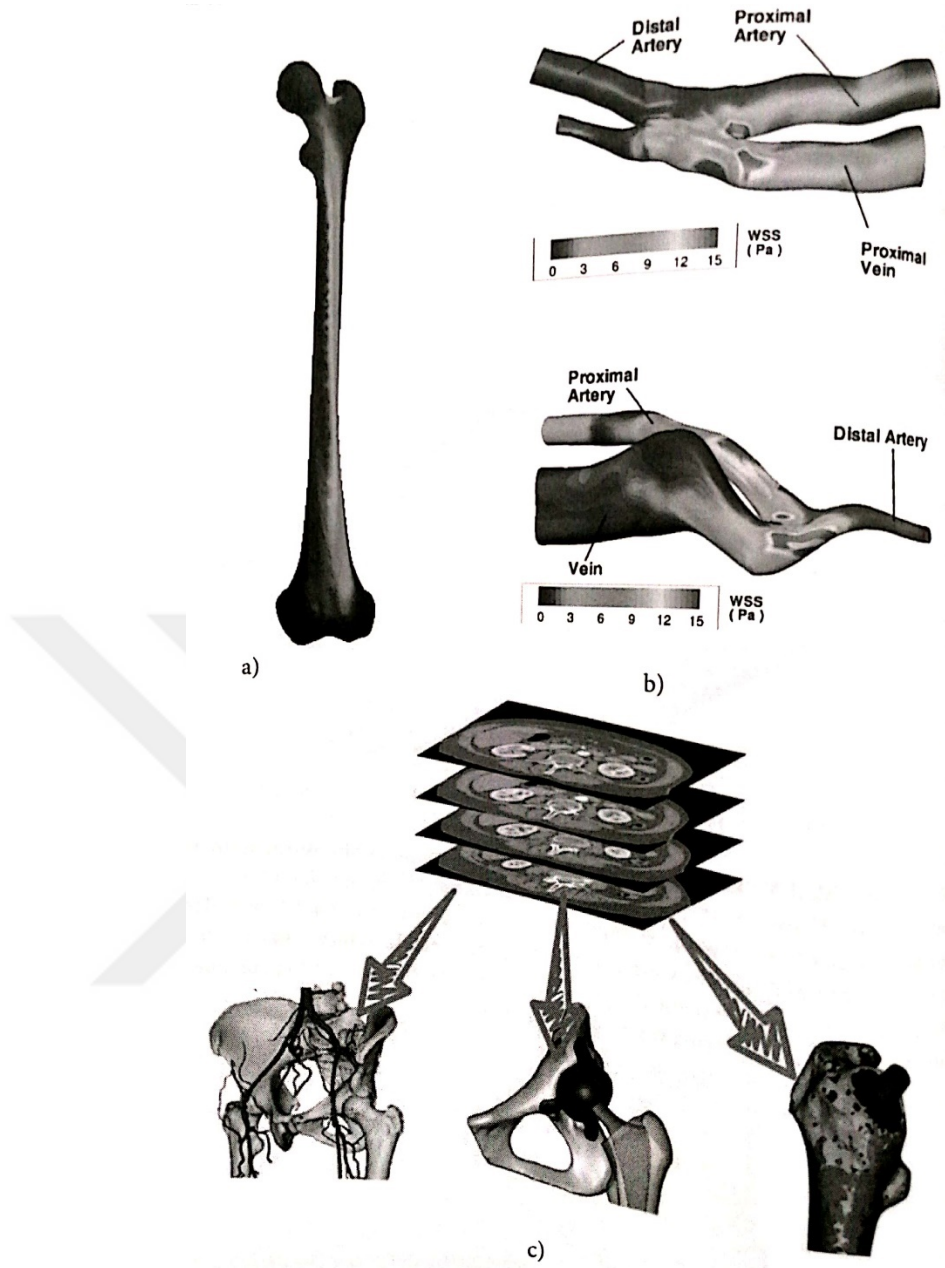
Sonlu Elemanlar Metodu'nun ilk kullanıma başlandığı zamanlarda, bilgisayar desteği henüz olmadığı için yanlışlık olması kaçınılmaz olarak görülürdü. Bilgisayarların hayatımıza girmesiyle birlikte üretilen makine parçalarının daha güvenli ve işlenebilir olarak tasarlanması mümkün hale geldi. Örneğin o dönemlerde yapılan uçakların belirli bir yüksekliğe ulaştıktan sonra düşmesi gözlemlenmiş ve sebebi uzunca bir süre bulunamamıştır. Bu durumun sebebi, bilgisayarlarda sonlu elemanlar yönteminin kullanılmaya başlanmasıyla çözüme kavuşturulmuştur. Şekil 1.4'de örnek bir uçak tasarım modeli görülmektedir. İlk yapılan uçak tasarımlarında gövde üzerinde pencereler keskin köşeli düşünülmüş ve bu düşünceye göre üretilmiştir.



Şekil 1.4. Farklı pencere kesitlerine ait uçak tasarımları [11].

Günümüzde sonlu elemanlar analizi; kuvvet, basınç, akış ve manyetik alan etkilerinin analizi ile ilgili her mühendislik alanında yaygın bir şekilde kullanılmaktadır [11].

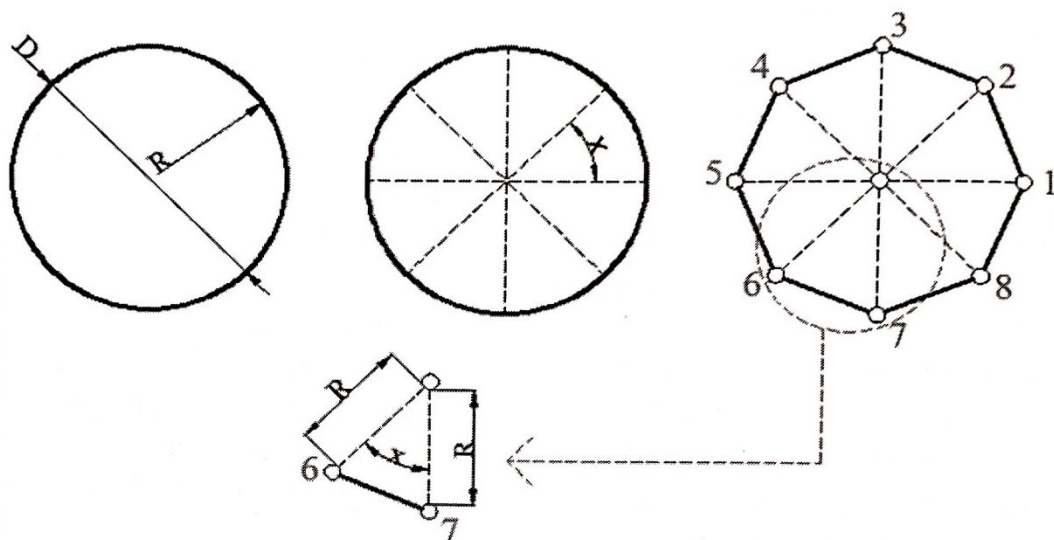
Sonlu elemanlar analizi; Makine Mühendisliği, İmalat Mühendisliği, Biyomedikal Mühendisliği gibi makine parçalarının veya malzeme dayanımı açısından incelenecek herhangi bir materyalin dayanım, çekme, basma, eğilme vb. metotların incelenmesine olanak sunar. Şekil 1.5’de Kas-İskelet sisteminde kemik ya da yumuşak dokuların üzerinde oluşan yüklerin dağılımları (Şekil 1.5a), damar içindeki kanın akış simülasyonu (Şekil 1.5b), Biyomedikal cihaz tasarımı, dental modelleme ve görüntüleme (Şekil 1.5c) görülmektedir [11].



Şekil 1.5. İskelet sistemi a) Femur analizi b) Akış simülasyonu c) Ortopedik modeller [11].

Sonlu elemanlar yöntemi, fizik ve mühendislik alanlarda karşılaşılan karmaşık veya basit problemlerin çözümünde kullanılan en etkin sayısal yöntemlerden biridir. Statik, dinamik, yorulma, hasar analizleri, ısı transferleri, çarpışma simülasyonları, biyomekanik analizler, akış analizleri, elektromekanik ve elektromanyetik analizler, doğrusal ve doğrusal olmayan analizler bu yöntemin kullanılarak çözüldüğü alanlardandır. Metot karmaşık yapıları daha küçük yapılara böler ve bu küçük parçaları kendi içerisinde de

Eğrilerin küçük çizgilere bölünmesi ile belli bir doğrulukta eğrinin toplam boyunu hesaplamış oluruz. Böldüğümüz çizgiler ne kadar küçük olursa sonuç o kadar doğru olacaktır. Ayrıca dairenin alanını da sonlu elemanlar yöntemi ile hesaplamak mümkündür. Örneğin Şekil 1.7’de dairenin alanının hesaplanma yöntemi ve verilen denkelemler görülmektedir. Şekil 1.7’de bulunan Denklem (1.1) diye ifade edilen denklem ile şekil üzerindeki üçgenin alanını, (1.2) diye ifade edilen Denklem ile üçgenin alanından tüm dairenin alanını, (1.3) diye ifade edilen denklem ile de tüm dairenin alanını hesaplamak mümkündür. Denklem (1.2)’deki N ifadesi toplam üçgen sayısını ifade etmektedir. Sonlu elemanlar yöntemi ile Şekil 1.7’de görüldüğü gibi daire küçük parçalara bölünüyor ve bu bölme işlemine ağ işlemi denilmektedir. Eleman tipleri problemin türüne veya geometrinin şekline göre değişebilir.



16

$$A_i = 1/2 \times R^2 \times \sin x \quad (1.1)$$

$$A_T = \sum_{i=1}^N A_i = \frac{1}{2} \times R^2 \times \sin \left(\frac{2\pi}{N} \right) \times N \quad (1.2)$$

$$A_T = \pi \times R^2 \quad (1.3)$$

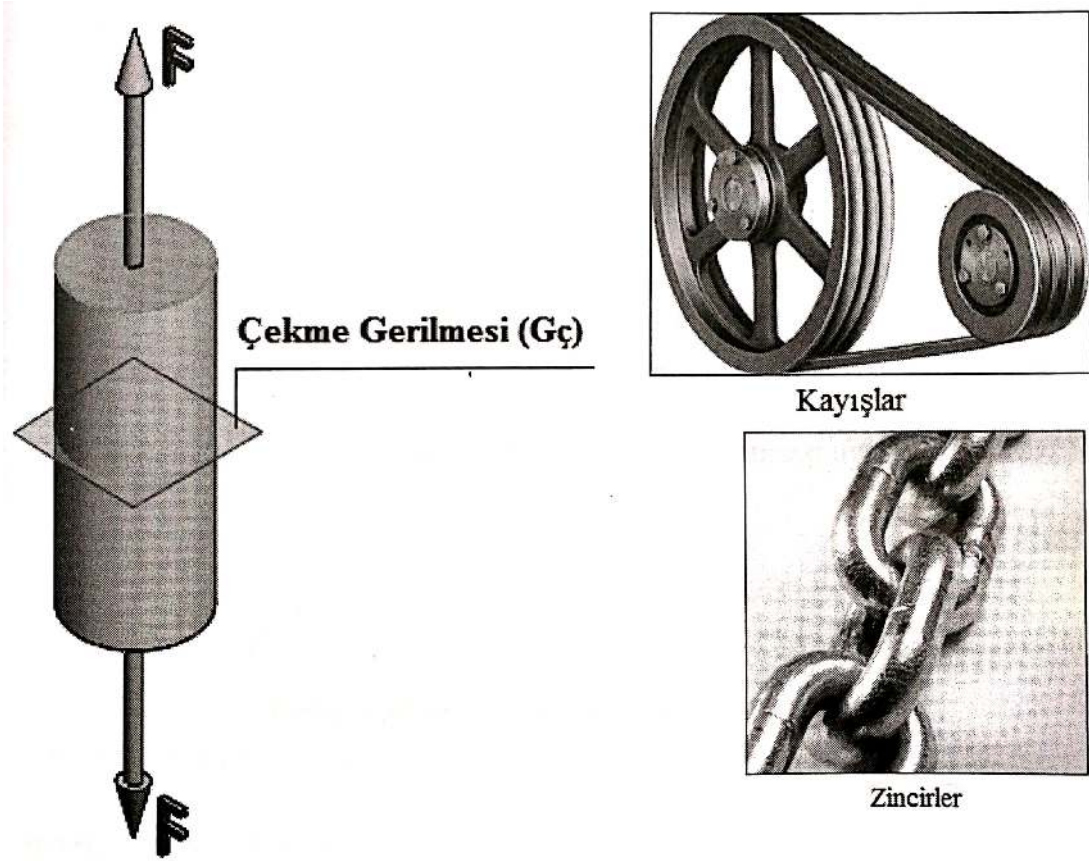
1.5.1. Sonlu Elemanlar Metodunda Temel Mekanik Kavramlar

1.5.1.1. *Kuvvet*

Kuvvetin, geçerli olduğu veya dikkate alındığı bilim dalına göre pekçok tanımı mevcuttur. Statik olarak tanımlamak gerekirse; Temas halinde bulunan aynı veya farklı iki cismin birbirlerine olan etkisidir. Dinamik bilimi açısından tanımlamak istersek; Cismin hareketine sebep olan etkidir. Mukavemet açısından ise; Deformasyona sebep olan etken olarak tarif edilebilir. Kuvvetin yönü, doğrultusu ve şiddeti olan vektörel bir büyüklüktür.

1.5.1.2. *Gerilme ve Deformasyon*

Cisim üzerine herhangi bir noktadan uygulanan kuvvet sonucu, cisimde gerilmeler ve deformasyonlar meydana gelebilir. Uygulanan kuvvet yönüne göre, kayma ve normal olmak üzere iki tür gerilme vardır. Şekil 1.8’de eksenel yönde uygulanan çekme kuvveti sonucu kesitte oluşan çekme gerilmeleri tanımlanmaktadır [11].



Şekil 1.8. Eksenel yönde uygulanmış çekme kuvveti ve sonucunda oluşan çekme gerilmesi.

1.5.1.3. Gerilme ve Şekil Değiştirme Eğrisi

Test cihazında malzemeye uygulanan çekme işlemi ile oluşan grafik değerleri şekil değiştirme eğrisi olarak tanımlanır. Uzunluk değerleri ve birim şekil değiştirme değerleri hesaplanarak birim uzama grafiği elde edilir. Herhangi bir ürün tasarımında kullanılacak malzemenin çalıştığı yüklere dayanıp dayanmayacağı bu yöntem ile tespit edilebilir. Bu grafik üzerinde;

Orantı Sınırı, Hooke kanunun geçerli olduğu bölgedir. Malzemeye uygulanan gerilme işlemi bir sınıra kadar birim şekil değiştirme ile orantılı olarak artar. Bu sınır noktasına orantı sınırı denir.

Elastisite Sınırı, Malzemeye uygulanan kuvvet ortadan kalktığında, malzeme üzerinde plastik şekil değiştirmenin görülmediği sadece elastik bir şekil değişimin meydana geldiği en yüksek gerilme değeri olarak kabul edilir. Akma Sınırı, malzeme üzerinde kalıcı olarak deformasyonun başladığı noktadır. Çekme mukavemeti, Bir malzemenin dayanabileceği maksimum gerilme değeri olarak tanımlanır.

Kopma mukavemeti, Gerilmenin maksimuma ulaştığı nokta olan çekme mukavemetinden sonra artık malzemenin uygulanan kuvvete karşı koyamadığı ve koptuğu noktadır. Çekme mukavemeti ile Kopma mukavemeti arasında oluşan düzensiz bölgeye heterojen bölge adı verilir.

Elastisite Modülü, rijitlik olarak tarif edilebilir. Açmak gerekirse, bir malzemenin elastik şekil değişimine karşı gösterdiği direnç olarak tanımlanır.

Poisson oranı, tek eksenli çekme altında numunenin yanal uzamasının, boyuna olan uzamasına oranı olarak tanımlanabilir [11].

1.5.2. Sonlu Elemanlar Metodunun Avantajları ve Dezavantajları

Sonlu elemanlar yöntemi; Karmaşık problemlerin kendi içinde parçalanıp daha küçük yapılarda basit problemler haline getirilmesi ve sorunun bu şekilde çözülmesi anlamına gelir. Her metodun kendi içerisinde bazı üstün yönleri olduğu gibi olumsuz yönleri de mevcuttur. Sonlu elemanlar metodu içinde bu geçerlidir.

1.5.2.1. Sonlu Elemanlar Metodunun Avantajları

- Karmaşık geometriye sahip katılar modellenebilir.
- Gerçekçi malzeme değerleri ile gerçeğe yakın modeller elde edilebilir.
- İstenilen sayıda değişik malzeme ile model oluşturulabilir.
- Gerilme dağılımı ve yer değiştirmeler duyarlı bir şekilde elde edilebilir.
- Deneysel aracın kontrolü, sınır koşullarının, uygulanan kuvvetlerin, malzeme özelliklerinin, geometrinin kolayca değiştirilip analizin zahmetsizce gerçekleştirilmesi mümkündür.
- Noninvaziv bir tekniktir.
- Sınırlı koşulları, sistemin temel denklemleri kurulduktan sonra, oldukça basit satır sütun işlemleriyle denklem sistemlerine dahil edilebilir.
- Yöntemin hem fiziksel alanı hemde matematiksel temeli mevcuttur.
- Çözüm bölgesi alt bölgelere ayrılabilir ve farklı Sonlu elemanlar yöntemlerinin uygulanmasına olanak sağlar.
- Gerekğinde alt bölgelerde daha hassas hesaplamalar yaptırılabilir.

1.5.2.2. Sonlu Elemanlar Metodunun Dezavantajları

Prencip hataları; Sonlu eleman tipinin yanlış seçilmesinden kaynaklanan hatalar. Modelin şekline uygun, düzgün ve simetrik elemanlar ile daha doğru sonuçların elde edildiği çeşitli kaynaklarda ifade edilmektedir. Sonlu eleman büyüklüğünün yanlış seçilmesinden

kaynaklanan hatalar. Prensipte olarak, modele ait bazı bölgelerde büyük gerilme yığılmaları söz konusuysa bu bölgelerde sonlu elemanların boyutları küçültülmelidir. Bu hususta modelde oluşacak sapmalar sonuçları da küçümsenemeyecek derecede etkiler. Teoride sistemi küçük elemanlara bölmek daha doğru sonuçlar verir, buna karşın çözüm süresi uzar. Pratikte ise sonlu eleman boyutlarının küçültülmesine devam edildiğinde modelin gittikçe daha çok elemanlara ayrılması ile sonuçların gerçek değere yaklaşması belirli bir noktaya kadar artmakta ve optimum eleman sayısına ulaşıldıktan sonra sonuçlar gerçek değerden uzaklaşmaktadır. Böyle bir etkinin ortaya çıkmasının sebebi bilgisayar programlarının hesaplamalarda yaptığı yuvarlamalar vb. gibi hatalardır. Bunlar;

- Giriş bilgilerindeki hatalar;

Sisteme etki eden fiziksel büyüklüğün malzeme özellikleri üzerindeki etkisinin ihmal edilmesi, yayılı yüklerin noktasal yük olarak sisteme girilmesi, bağlantı noktalarındaki esnekliğin ihmal edilmesi gibi hatalardır.

- Malzemeye özgü hatalar;

Analiz edilecek sistemin malzeme özelliklerinden kaynaklanan hatalar analiz sonuçlarının gerçek sonuçlardan farklı çıkmasına sebep olabilir. Gerçek malzeme davranışları her zaman Hooke kanununa uymaz. Bu sebeple gerilme-uzama ifadelerine bağlı olarak sonuçlarda hatalar oluşabilir. Malzemenin kimyasal bileşimindeki sapmalardan dolayı elastiklik modülünün değişmesi, soğuk şekil verme hataları, haddeleme ve çekmeden doğan malzeme bozukluğu, karbon miktarındaki toleranslara uyulmaması ve ısıtılma işlem hataları sonucu uzama sınırının değişmesi v.b. hatalar analiz sonuçlarının deneysel sonuçlardan farklı çıkmasına sebep olabilir.

- Geometrik hatalar;

Analiz edilecek sistemin gerçek boyutlarının model boyutlarında yapacağı sapmalar sonuçları azda olsa etkileyebilir. Gerçek yapı ile konstrüksiyon resimleri arasında oluşacak küçük farklar, imalat toleranslarından doğan gövde ve saç aksamına ait kalınlık farkları, saç aksamı parçalarda presleme sonucu kıvrım yerlerindeki incelmeler, hafif bükük yüzeylerin modelde düz elemanlarla gösterilmesi v.b. hatalardır. Zaman ve hata bakımından sonlu elemanlar metodu ve sonlu farklar metodunun mukayesesi yapılacak olursa, sonlu elemanlarla hesap için harcanan zaman daha fazla, hata oranı ise daha azdır. Sonlu farklarda ise hesap için harcanan zaman daha az, fakat hata oranı daha fazladır. Gerçek değerlere, sonlu elemanlar yöntemi ile bulunan sonuçlar üstten yaklaşmakta, buna karşılık sonlu farklar ile bulunan sonuçlar alttan yaklaşmaktadır [8].

1.5.3. Sonlu Elemanlar Yönteminde Çözüm Tekniği

Sonlu elemanlar analizinde problemin çözümü üç aşamada gerçekleştirilmektedir. Aşama bir; Hazırlık safhası (Pre- processing) Pre-processing olarak da adlandırılır. Analizin yapılabilmesi için ilk aşama yapının geometrik modelinin oluşturulmasıdır. Model oluşturulduktan sonra alan elemanlara bölünür ve bir ağ modeli oluşturulur. Sonlu elemanlar metodunu kullanarak yapılan bir analiz işleminde ağ oluşturma işlemi sonlu elemanlar metodunun temelini oluşturur. Termal, yapısal, mekanik, akışkan ve elektromanyetik gibi mühendisliğin temel alanlarında sayısal analiz işlemleri esnasında ağ oluşturma işlemi vazgeçilmez bir adımdır. Ağ oluşturma işlemi ile düğüm noktalarının ve elemanların koordinatları oluşturulur. Aynı zamanda kullanıcı tarafından girilen minimum bilgiye karşılık optimum sürede otomatik olarak düğüm noktalarını ve elemanları sıralar, numaralanmasını sağlar. Bütün durumlarda cismi temsil eden elemanlar birbirine düğümlerle bağlıdır. Sonuçta cisim, sonlu elemanlar ve onları birbirine bağlayan düğümlerden oluşan bir sistemle yer değiştirmiş olacaktır. Genel olarak “cisim” terimi; yapı, sürekli ortam veya problemin bölgesi anlamında kullanılmaktadır. Düğümler ise komşu sonlu elemanları uçlarından birbirine bağlayan ve onları bir arada tutan somun civata bağlantılarına benzetilebilir. Düğümler kaldırıldığında elemanlar birbirinden ayrılacağından komşu sonlu elemanlar arasında fiziksel süreklilik yoktur [31].

Aşama iki için; Çözüm safhası (Processing) bu aşamada elemanların mekanik özellikleri ve yükleme koşulları tanımlanır. Elemanların mekanik özellikleri diferansiyel denklemler ile belirlenir. Bu denklemler önce cebirsel denklemlere daha sonra da matris denklemlerine dönüştürülür. Elemanların denklemleri birleştirilerek yapının denklem takımı elde edilir. Bu, sistemin denge denklemi olarak adlandırılır. Denklemin çözümüyle düğüm noktalarındaki alan değişkenleri için sayısal sonuç elde edilir. Bu veriler birim uzama, gerilme ve reaksiyonların hesaplanmasında kullanılır. Veriler analiz sonrası grafik ve tabloları oluşturmak için depolanır [40].

Aşama üçde; Sonuçların değerlendirilmesi safhası (Post- processing) Analiz sonucu elde edilen sayısal ve teorik değerlerin görselleştirilmesi, anlaşılabilir hale gelmesi sağlanır. Bu aşamada animasyonlar elde edilebilir. Sonuçlarda pozitif değerler gerilme tipi gerilmeleri ve negatif değerler baskı tipi gerilmeleri ifade etmektedir. Elemanda hangi gerilme tipi daha büyük mutlak değere sahipse eleman o gerilme tipinin etkisi altındadır. 3 boyutlu bir elemanda en büyük gerilme değeri makaslama gerilme bileşenlerinin sıfır

olduğu durumda gerçekleşir. Bu konumda normal gerilmelere “principle stress” denir. Kırılgan materyaller için principle gerilme değeri önemlidir. Von Mises çekilebilir materyallerin germe dayanıklılığını belirlemek için kullanılır. İki veya üç boyutta oluşan gerilmelerin bileşkesinin, materyalin bir boyutta gösterdiği germe dayanıklılığı ile karşılaştırılmasıdır [40].

1.5.4. Sonlu Elemanlar Analizinde Kullanılan Kavramlar

Sonlu elemanlar yönteminde analizi yapılacak model, belirli noktalarda birbirlerine bağlanmış birçok parçanın birleşiminden oluşmuş bir yapı olarak gibi düşünülmektedir. Bu birleşme noktalarına düğüm noktası, her bir parçaya birim hücre veya eleman, elemanların toplamına ise ağ veya kafes yapı denilmektedir [41].

Şeklin geometrisinde, yüklerde ve malzeme özelliklerinde ani değişikliklerin meydana geldiği süreksizlik bölgelerinde sonuçların hassasiyeti için ağ yapısı kısmi olarak inceltilmelidir. Benzer şekilde, kaynaklı ya da cıvatalı birleştirmeler gibi bağlantı noktaları da fiziksel süreksizlik bölgeleri olup, bu bölgelerde daha küçük elemanlar kullanılmalıdır. Ağ yaratma işlemi, çözümün doğruluğu üzerinde sadece hassas şekilde yapılması ile değil aynı zamanda uygun bir formda gerçekleştirilmesiyle de etkilidir. Genelde çentik etkisi oluşturan bölgeler daha ince bir ağ örgüsüyle kaplanmalıdır. Sonlu elemanlar paket programları her ne kadar otomatik ağ imkânı sunsa da bazı hallerde kullanıcı ağ’ı kendisi oluşturmak veya üzerinde düzeltmeler yapmak durumunda kalabilir [41].

Sistem mümkün olduğunca süreksizlik noktalarından, yani geometrinin, yüklerin ve malzeme özelliklerinin keskin olarak değiştiği yerlerden bölünmelidir. Bu şekildeki bölmeye doğal bölme denilmektedir. Sonlu elemanlar çözümüne yapının elemanlara ayrılması bakımından etki eden diğer bir özellikse, kullanılan elemanların en/boy oranıdır. Bu oran bire yaklaştıkça, çözüm kalitesi artar. Başka bir ifadeyle, genellikle ince ve uzun elemanlardan sakınılması gerekmektedir. Hatta elemanların ana şekillerinden uzaklaşmaları da çözüm hassasiyetini etkiler. Örneğin kare, dikdörtgen, paralel kenar ve yamuk dörtgen elemanlar olmalarına karşılık, bunların içinde ana şekil kare olup diğerleri değişime uğramıştır. Dolayısıyla kare şekilli elemanlar daha hassas çözüm sağlar. Çok büyük yapıların elemanlara ayrılmasında, hassas bir çözüm için gerekli eleman sayısı çok fazla olabilir. Böyle durumlarda, yapı önce çözümü mümkün kılan kaba bir bölmeye tabi tutulur ve analiz yapılarak sonuçlar elde edilir. Daha sonra istenilen bölgeler izole edilerek ayrıca ele alınır ve daha ince ağlarla bölme işlemi gerçekleştirilir. İkinci analizde,

birinci analizin verileri girdi olarak kullanılır. Gerilme konsantrasyonunun fazla olduğu bölgeler bu şekilde hassas bir şekilde incelenebilir [41].

1.5.4.1. *Geometri*

Geometri sonlu elemanlar analizindeki ilk basamaktır. Analizi gerçekleştirilecek model 2 boyutlu veya daha kaliteli olan 3 boyutlu olarak modellenir.

Günümüzde dijital görüntüleme tekniklerinin gelişmesi sayesinde gerçeğe çok daha yakın anatomik modeller geliştirilebilmektedir. Bilgisayarlı tomografi veya manyetik rezonans görüntüleme yöntemlerinden elde edilen görüntü verilerinin özel bilgisayar programları ile doğrudan meshli modeller haline getirilmesi mümkün hale gelmiştir. Birçok maddenin özellikleri, örneğin ölçülmüş kemik yoğunluğu değerleri gibi matematiksel hesaplamalara dahil edilebilmektedir. Böylece kemik-implant sisteminin geometrisini daha doğru olarak modellemek mümkün olmaktadır [41].

1.5.4.2. *Ağ Örgüsü Oluşturma (Meshleme)*

Mekanik literatür bilgisinde, matematiksel modele çevirme olarak açıklanır. Gördüğümüz her cismin içerisinde sonsuz sayıda nokta bulunmaktadır. Sonlu elemanlar ise bunu sınırlamakta ve o cisme en yakın modeli oluşturmaktadır. Küçük parçalar halinde bütünü oluşturarak cismi tamamlamaktadır. Bu işleme meshleme adı verilmektedir [31].

Yani kısaca, geometrisi oluşturulmuş model, analizi yapacak olan sistemin, bilgisayarın anlayacağı (matematiksel ifade) dile çevrilmesidir.

1.5.4.3. *Malzeme Özellikleri*

Geometrisi hazırlanan ve matematiksel ifadeye çevrilen modelin malzeme özelliklerinin tanıtıldığı basamaktır. Her malzemede farklılık gösteren, gerilme birim uzama katsayısı gibi değerler bu basamakta modele özgü olarak atanır [31].

Model homojen ve doğrusal olarak kabul edilir. Burada elastisite modülü (young modülü) ve poisson oranı malzeme özelliklerini ifade eder.

1.5.4.4. *Sınır Koşulları*

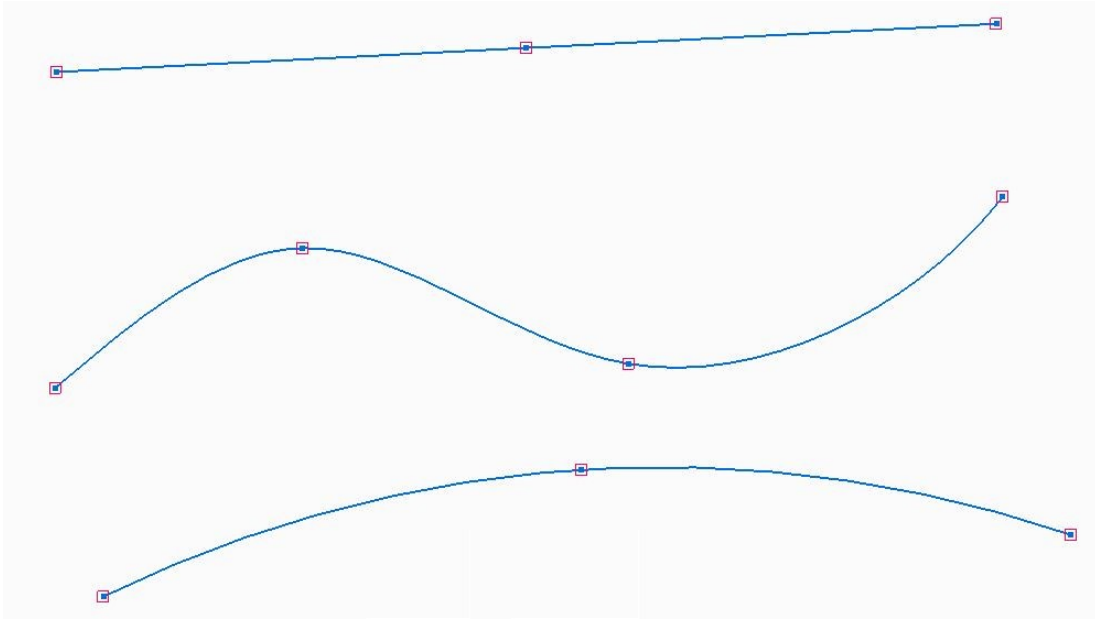
Analiz kısmından önceki son basamak sınır koşullarının tayinidir. Sınır koşullarından kasıt, geometriye gelen kuvvetlerin tayini ve bu kuvvete arşı koyabilecek sabitleme noktalarının belirlenmesidir [31].

1.5.5. Sonlu Elemanlar Analizinde Kullanılan Eleman Tipleri

1.5.5.1. Tek Boyutlu Elemanlar (Çizgisel elemanlar)

Geometriden veya problemin özelliğinden dolayı tek boyutlu analiz yapmayı gerektiren modellerde tek boyutlu elemanlar kullanılır.

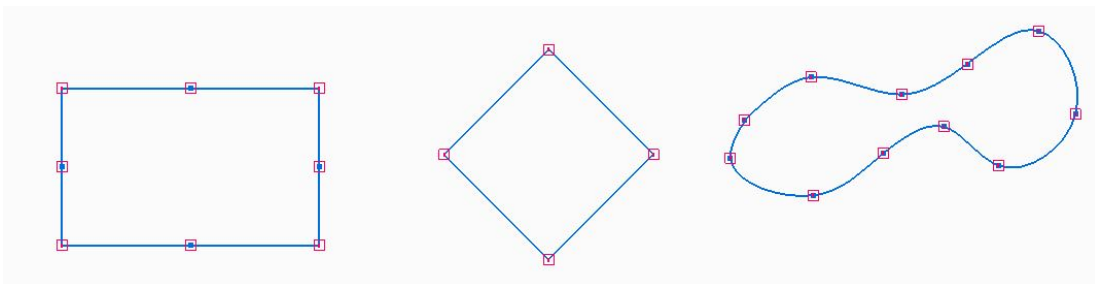
Düğüm noktalarından oluşan elemanlardır. Geometriden dolayı tek boyutlu analiz yapmayı gerektiren duruma örnek olarak kafes sistemlerini, problemin özelliğinden dolayı tek boyutlu analiz yapmayı gerektiren duruma örnek olarak ta tek boyutta ısı transferini gösterebiliriz. [31]. Şekil 1.9’da tek boyutlu elemanlara örnekler gösterilmiştir.



Şekil 1.9. Tek boyutlu elemanlar.

1.5.5.2. İki Boyutlu Elemanlar

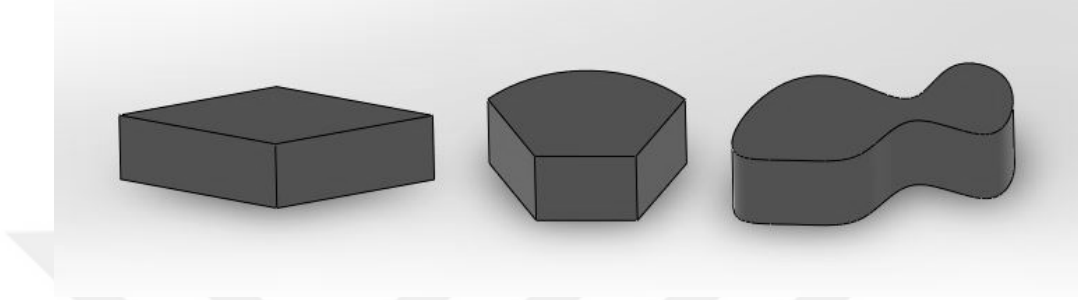
Yüzey elemanlarıdır. Kalınlıkları aynıdır. Üçgen şeklinde olanı en yaygındır. Yamuk, kare, dikdörtgen, çokgen, gibi geometrik şekillerde olabilir. Şekil 1.10’da iki boyutlu elemanlara örnekler gösterilmiştir.



Şekil 1.10. İki boyutlu elemanlar.

1.5.5.3. Üç Boyutlu Elemanlar

Üç boyutlu analiz yapmayı gerektiren durumlarda üç boyutlu elemanlar kullanılır. En basit üç boyutlu eleman tipi dört yüzlüdür. Altı yüzlü ve eksensel simetrik üçboyutlu elemanlarda mevcuttur. Eksensel simetrik cisimlerde kesiti üçgen veya dörtgen olabilen halka şeklinde sonlu elemanlar kullanılır [8]. Şekil 1.11’de üç boyutlu elemanlara örnekler gösterilmiştir.



Şekil 1.11. Üç boyutlu elemanlar.

2. MATERYAL VE YÖNTEM

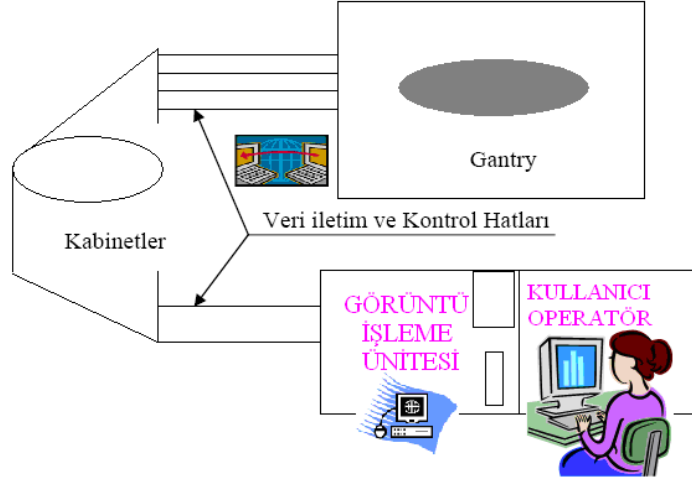
2.1. ÜÇ BOYUTLU BİYOMODEL TASARIMI

Tanı ve teşhis cihazların en çok bilinen ve kullanılanı Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRI) ve Bilgisayarlı Tomografi (BT) üniteleridir. Bu tip cihazların çalışma prensibi temel geometrinin katman katman görüntüsünü sağlamaktır. Bu katmanlar bilgisayar destekli modellemede kullanılmaktadır. Ancak film katmanları cihazların özellikleri gereği farklı unsurlar içermektedir. Bu farklı içerik özellikleri bilgisayar destekli modellemede çeşitli kısıtlılık ve üstünlükler sağlamaktadır [35].

2.1.1. Bilgisayarlı Tomografi (BT) Cihazı ve Görüntüleme

Bilgisayarlı Tomografi (BT) kelime anlamıyla eski Yunanca olan TOMO (kesit) ve GRAPHY (görüntü) kelimelerinden oluşmuştur. BT 1972 yılında Hounsfield ve Ambrose adında iki bilim adamı tarafından tüm bilim dünyasına tanıtıldı. BT'nin temeli röntgen cihazlarında kullandığımız X ışını teknolojisine benzer bir yapıya sahiptir. BT cihazı kesit görüntülerini MR cihazının aksine manyetik dalgalar yerine X ışınları kullanarak oluşturur. X ışınları zararlı etkileri nedeniyle kullanıldığı yerlerde yalıtım gerektirmektedirler. BT üniteleri içinde böyle bir yalıtım gerekmektedir [35].

BT cihazı yapısal olarak dört ana bileşen ile çalışmaktadır. Bu bileşenler, görüntü işleme ve kullanıcı bilgisayarı, gantary, kabinetler ve tüm bu elemanlar ile iletişimi sağlayan veri hatları olarak ifade edilmektedir. Şekil 2.1'de BT cihazı bileşenleri ana üniteleri ile gösterilmiştir [36].

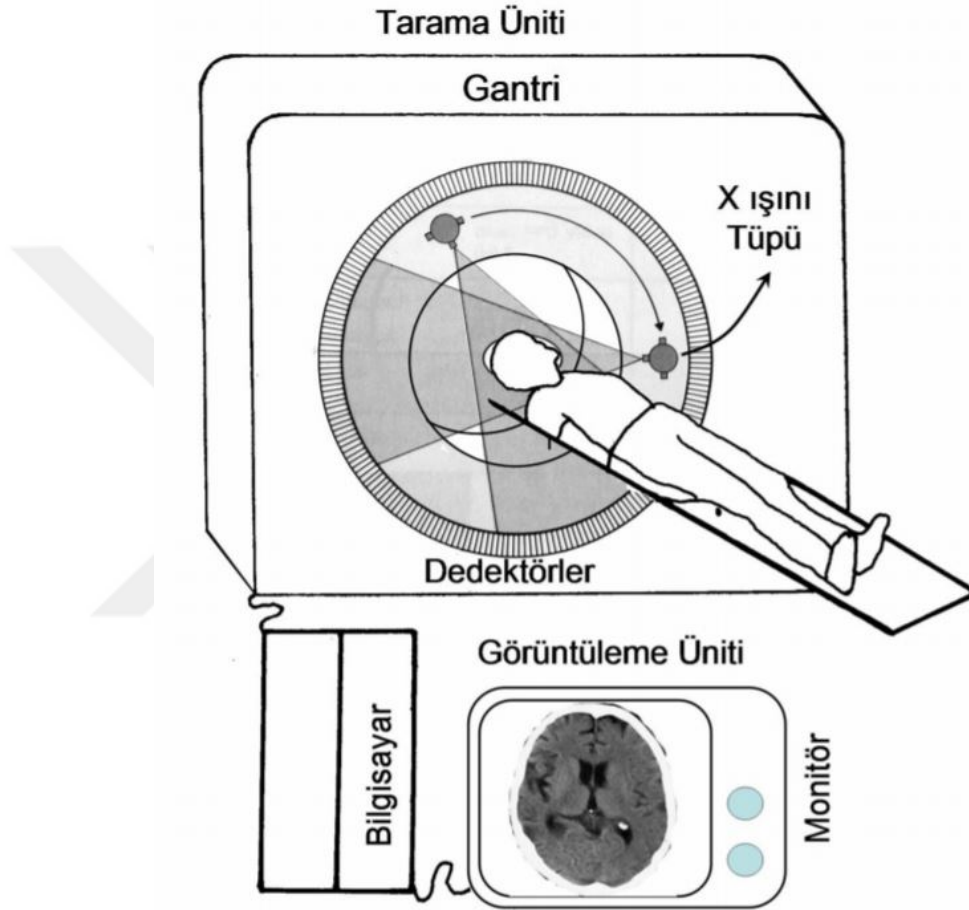


Şekil 2.1. Bilgisayarlı tomografi görüntüleme cihazı bileşenleri.

Gantry dönen bir halka biçiminde oluşturulmuştur. Bu halkanın bir tarafında yüksek kapasiteli bir X-ışını tüpü diğer tarafında ise X-ışın tüpünden yönlendirilen ışınları algılayabilecek bir detektör bulunur. Gantry belirli bir hızla döner ve belirli aralıklarla X-ışını göndererek detektörden sinyalleri kodlar. Böylelikle katmanlar halinde işlenen BT resimlerini meydana getirmek üzere kabinetlere iletir. İşlemleri gerçekleştirmek, sıralamak ve düzenlemek amacıyla bulunan bilgisayara bağlı olan X-ışını tüpü, bilgisayar yardımıyla uygun kesit pozisyonuna çekim alanı geldiği zaman aktifleştirilir [35]. Gantryde bulunan detektörler, çekim yapılan nesne ya da hastadan geçen görüntü bilgilerini X-ışını demetlerini soğurur. Detektörden gelen veriler, bir analogdan dijitale çevirici kullanılarak sayısal verilere dönüştürülür. Tüm bu görüntü bilgileri BT cihazının görüntü bilgisayarlarında işlenerek BT görüntüleri resim olarak katman katman elde edilmiş olur [36]. Kabinetler, gantry sürekliliğini devam ettiren elektronik ve mekanik yapıları bulundurlar. Bunu sistemler arasında kullanılan iletişim arayüzü olarak da ifade etmek mümkündür. Kabinetlerde magnette bulunan helyum pompasının kontrol kartları, BT cihazına güç sağlayan kaynaklar ve kontrol kartları ve beslemeleri bulunur [35].

BT cihazında dört adet bilgisayar işlemcisi bulunmaktadır. Bu bilgisayarlar BT cihazının görüntülerini oluşturan ve cihazın ana bileşenlerinden birisidir. BT cihazının ürettiği verileri görünür ve teşhis edilebilir hale getiren parçalardır. Cihazın detektörlerinden alınan veriler iletim hatları aracılığıyla görüntü işlem bilgisayarına gelir. Bu bilgisayar bir tür sinyal işleyicisi olarak çalışır ve gelen gantry sinyallerini yorumlar. Yorumlanan bu sinyallerden görüntüleri oluşturarak çıkışında bağlı olan operatör bilgisayarına iletir. Bu bilgisayardan görüntüler üzerinde ayarlamalar yapılabilir, bu görüntülerin çıktıları

alınabilir ya da işlemler tekrarlanabilir [37]. Kullanıcı bilgisayarlarında günümüz yazılım teknolojisinin geldiği noktaya paralel olarak cihaza bütünleşik yazılımlar olarak üretici firmalarca entegre edilmiştir. Böylelikle, BT görüntüleri gerek teker teker gerekse katmanlar bütünü olarak bilgisayar ekranında çekim esnasında ve çekim sonrasında çekime eş zamanlı olarak gözlemlenebilir [36]. Genel olarak BT cihazının şematik görünümü Şekil 2.2’de verilmiştir.



Şekil 2.2. BT cihazı ve beyin kesit görüntüsü.

2.1.2. Magnetik Rezonans Cihazı ve Görüntüleme

Manyetik Rezonans (MR) manyetik titreşim anlamına gelmektedir. MR cihazı protonların manyetik alan altındaki titreşimlerinden yola çıkarak oluşturulmuş ve tanı amaçlı kullanılmaktadır. Cihazın temeli 1981 yılında ilk örnekleri ile atılmış ve uygulanmaya başlanmıştır. Gerçek anlamda modern tıbbın hizmetine ise 1984 yılında girebilmiştir. Cihaz o yıllarda tek bir üretici tarafından üretilmiş ve izleyen yıllarda üretici sayısı birkaç yıl içinde artmıştır. MR cihazı ülkemizde ise ilk olarak 1986 yılında hizmete girmiş ve o tarihten bu yana sayısı giderek artmıştır. Bu alandaki gelişme, teknoloji ve

Çalışmaların hız kazanmasının ardından MRI tekniği birçok biyomedikal, kimya ve mühendislik uygulamalarında kullanılır hale gelmiştir. MR cihazı yapısal olarak dört ana bileşen ile çalışmaktadır. Bu bileşenler; Görüntü işleme ve kullanıcı bilgisayar, magnet, kabinetler ve tüm bu elemanlar ile iletişimi sağlayan veri hatlarıdır [35]. Doğru ve gerçek zamanlı görüntüyü alabilmek için istikrarlı bir manyetik alanı magnet bileşenini oluşturur. Bu alan manyetik alan içerisinde Radyo Frekanslar (RF) ile görüntüleme yapılmaktadır. Görüntüleme için temel olarak mıknatıs teorisi ile yola çıkıldığı, düzgün manyetik alanı oluşturmak için büyük bir mıknatıs kullanıldığı için bu yapısal bileşen magnet olarak ifade edilmektedir [36]. Manyetik alanın gerek çekim gerekse devrenin tamamlanması esnasında sürekli olması gerekir. Kabinetler, bu sürekliliğini devam ettiren elektronik ve mekanik yapıları bulundururlar. Bunu sistemler arasında kullanılan iletişim arayüzü olarak da ifade etmek mümkündür. Kabinetlerde magnette bulunan helyum pompasının kontrol kartları, MR cihazına g sağlayan kaynaklar ve kontrol kartları, RF kartları ve beslemeleri bulunur [36].

MR cihazında kullanılan bilgisayarların sayısı ikidir. Bu bilgisayarlar MR cihazının görüntülerini oluşturan ve cihazın ana bileşenlerinden birisidirler. MR cihazının ürettiği verileri görünür ve teşhis kılınabilir biçime getiren ve düzenleyen unsurlardır.

Cihazın RF sarımlarından alınan veriler bir diğer önemli bileşen olan iletim hatları ile görüntü işlem bilgisayarına taşınır. Bu bilgisayar bir tür sinyal işleyicisi olarak çalışır ve gelen bu sinyalleri sahip olduğu yazılım ve karar verme mekanizması ile işler. Derlenen sinyallerden görüntüleri oluşturarak çıkışında bağlı olan operatör bilgisayarına iletir. Bu bilgisayardan görüntüler üzerinde ayarlamalar yapılabilir, bu görüntülerin ıktıları alınabilir ya da işlemler tekrarlanabilir. Operatör bilgisayarlarında günümüz yazılım teknolojisinin geldiği noktaya paralel olarak cihaza bütünleşik yazılımlar mevcuttur. Bu yazılımlar ile çekilen her bir katman ayrı ayrı resmedileceği gibi istenen katmanlar silinir ya da eklenebilir. Bununla beraber katmanlar arasında yaklaşık bir model oluşumuna izin veren yazılımlar cihaz üreticilerince cihaz bilgisayarlarına ilave edilmektedir [35].

MR cihazlarının temel çalışma prensibi iyonların bulundukları ortamdaki değişik hareket özelliklerine dayandırılmıştır. Bu hareketlilik özelliği ile elde edilen görüntüler, klinik anlamda insan vücudunun büyük bir kısmının sudan oluşması nedeniyle tüm vücut bölgelerinde hastalığın ya da deformasyonun özellikle de doku içerisindeki kötü yapıların teşhisinde kullanılır [36]. 64x64 düşük matris değeriyle başlayan MRI bugünlerde 256x256 hatta 512x512 yüksek matris değerlerinde yüksek znrlkte görüntüler üretebilmektedir. Yüksek kontrast değerine sahip olması sayesinde patolojik doku ve

lezyonlar tanımlanabilmektedir. Ancak öznel olarak ayarlanamaması neticesinde birbirine benzer sinyal aralığı olan farklı lezyonların tanınmasında yetersiz kalmaktadır. Buradan yola çıkarak, berrak ve temiz bir görüntüleme sağlayabilmemize rağmen MR cihazlarından yapılan çekimler ile net tanı konulabilmesi paralellik göstermemektedir. MR cihazlarında iyonizan radyasyon kullanılmaz ve birtakım üstlimitlere uyulduğunda, bugüne kadar hiçbir biyolojik zararlı etkisi bulunmamıştır. Bu özelliği nedeniyle, çocukluk yaş grubunda ve aynı hastada defalarca tekrarlanabilme avantajına sahiptir [36].

2.1.3. Bilgisayarlı Tomografi ve Manyetik Rezonans Görüntülerinden 3B Modelleme

Çalışmada kullanılacak modeller BT ve MRI çekimleri sonrasında görselleştirme ve segmentasyon işlemleri ile Materialise's Interactive Medical Image Control System (MIMICS) yazılımı içerisinde elde edilmiştir. Modellerin düzenlenebilmesi için MIMICS yazılımı yanında tersine mühendislik yazılımlarından da yararlanılması gerekmektedir. Modellere oluşan lezyon ve çeşitli kemik olmayan yapıların BT ve MRI görüntülerinde istenmeyen geometrilerin düzenlenmesi için GEOMAGIC yazılımından yararlanılmıştır. MIMICS yazılımı BT ve MR görüntülerini düzenleyen farklı modüllere sahiptir [38]. BT veya MR katman sayısına, katman çözünürlüğüne bağlı olarak elde edilen 3B biyomodel geometrilerinde geometrik ve boyutsal farklar meydana gelmektedir. Bundan dolayı, MIMICS yardımıyla elde edilen 3B modeller üzerinde tersine mühendislik yazılımları yardımıyla düzenlemeler gerekmektedir. Bu düzenleme işlemleri BT çekiminin mikro BT olmaması nedeniyle uzunluğu 5 mm'yi geçmeyen kemik yapılarda gerekmektedir. Nokta bulutu verisine dönüştürülen katı modellerin, GEOMAGIC tersine mühendislik yazılımı ile Geometri düzenlemeleri gerçekleştirilmiştir. Düzenlenen 3B modeller sonlu elemanlar analizleri için uygun hale gelmektedir. Stereolithography (STL) formatında veri aktarımı GEOMAGIC ve MIMICS arasında gerek ASCII veya binary biçiminde gerçekleşmektedir. Şekil 2.3'de 3B tam ölçekli model elde etmek için kullanılan iş akış prosedürü gösterilmiştir. Şekil 2.4'te MIMICS kullanıcı ara yüzü görüntüsü görülmektedir.

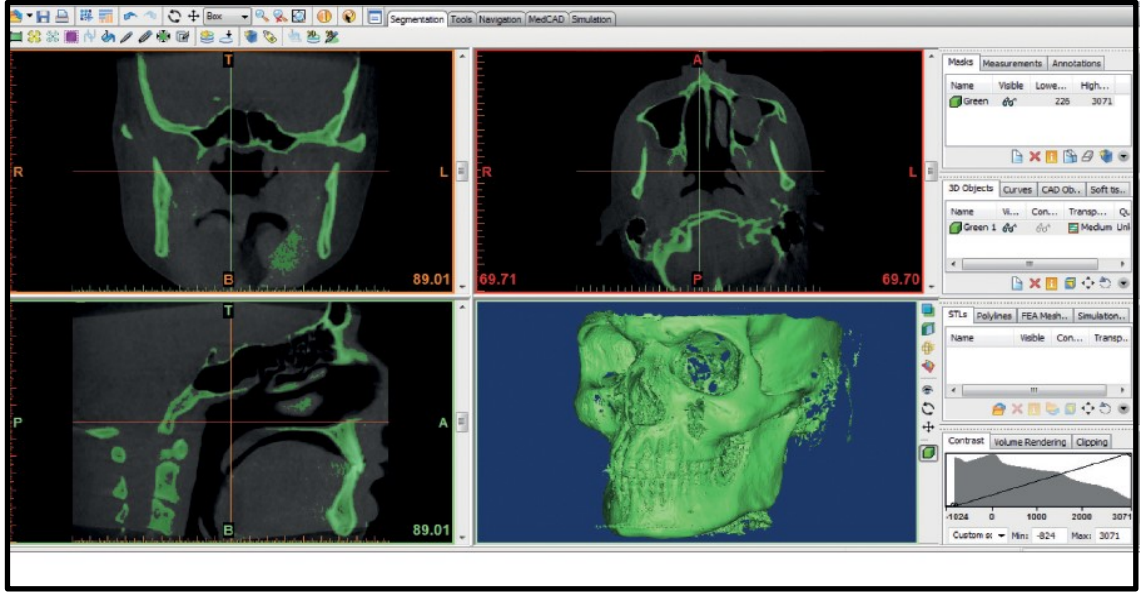


Şekil 2.3. Modelleme akış şeması.

BT ve MR görüntü katmanları MIMICS yazılımında DICOM (The Digital Imaging and Communications in Medicine) formatında olmak kaydıyla kullanılabilir. Şekil 2.5.'te örnek gösterimi verilen BT ve MR kesitleri MIMICS yazılımında birbirlerine eklenerek modelin birebir yüzey formu bir katman olarak elde edilir. Bu yüzey biçimi yine MIMICS içeriğine entegre olmuş katı modelleme aracı ile BT veya MR çekimi yapılan unsurun birebir 3B katı modeli elde edilir.

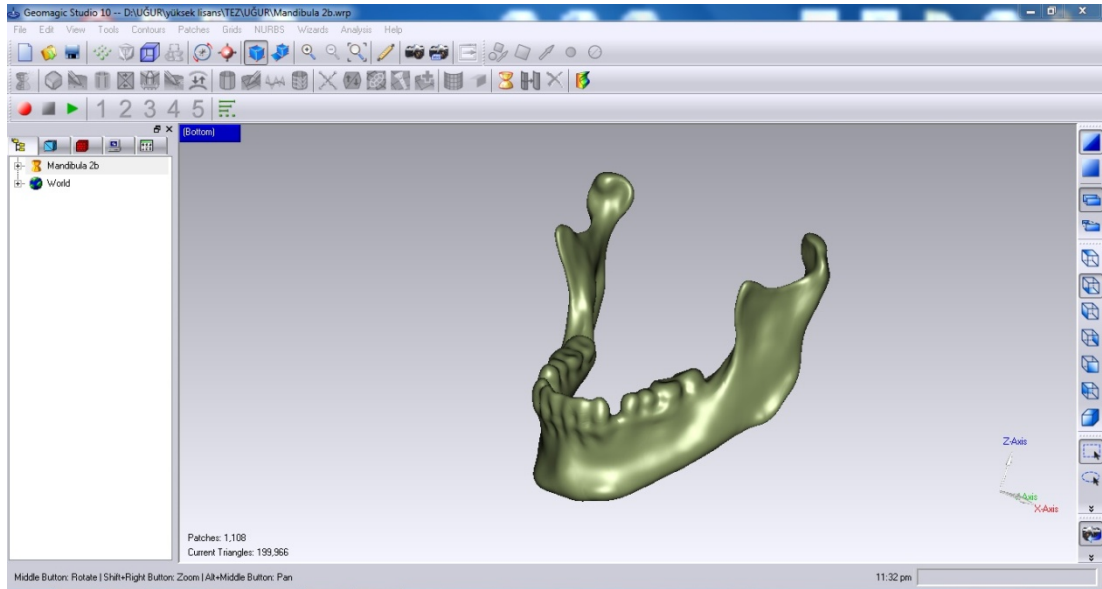
2.2. MANDİBULA VE KÖPRÜ KRON MODELLERİNİ OLUŞTURMA

Bu çalışmada kullanılan mandibula modeli için, ortalama ağırlık ve boyda sağlıklı bir insanın, Bilgisayarlı Tomografi (BT) görüntülerinden faydalanılmıştır. BT görüntüleri Toshiba Aquilion BT tarayıcı aygıtıyla elde edilmiştir. Birebir referans olabilecek modelleme için mümkün olduğunca sık katmanlı bir BT taraması yapılması uygun olduğundan, kesit aralığı 0.5 mm olan 500 paralel katmanlı 512x512 piksel çözünürlüğünde BT taraması yapılmıştır. Görüntüler BT cihazından DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) formatında kaydedilmiştir. DICOM katmanları bir bütün halinde kemik yapının modellenmesi için kullanılmaktadır. Bu görüntüler, MIMICS® (Materialise's Interactive Medical Image Control System) [39] yazılımı ile mandibula geometrisi oluşturulmuştur. Şekil 2.4'da MIMICS programında oluşturulan model gösterilmektedir.



Şekil 2.4. DICOM dosyaları ile nokta bulutu olarak çene modelinin oluşturulması.

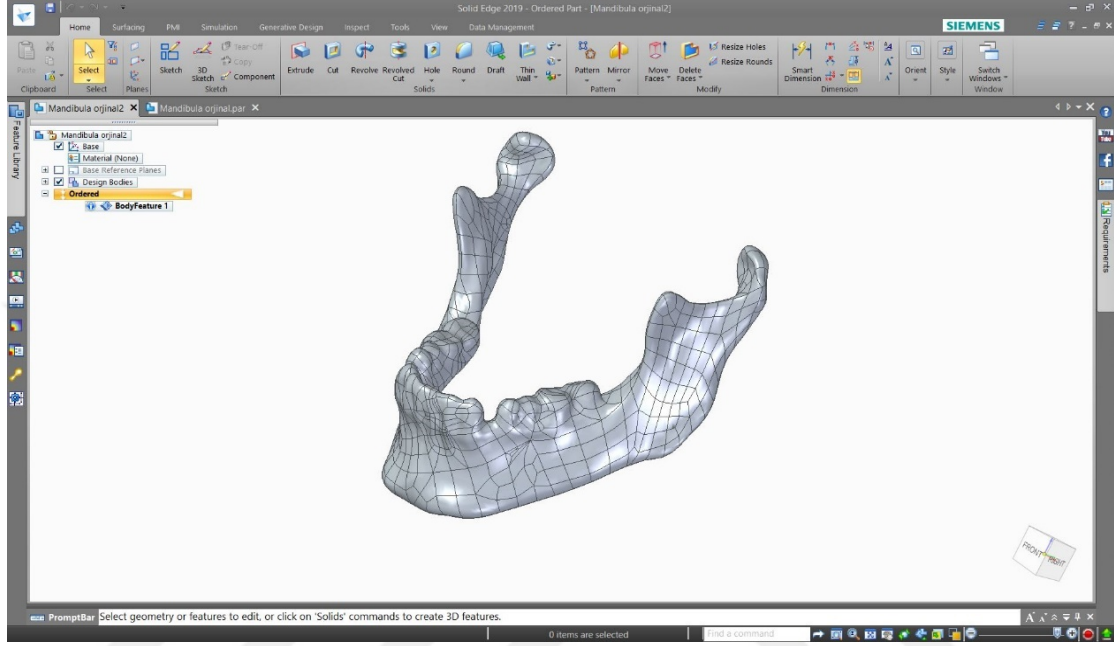
Oluşturulan geometri, nokta bulutu halinde kaydedilmiştir. Gerçek modele uygun ölçü ve yüzey hatlarının düzenlemesi, hatalarının giderilmesi için bu nokta bulutu verisi üzerinden, tersine mühendislik programı olan, GEOMAGIC® (Raindrop Inc.) [39] programına aktarılmıştır. Modelin Geomagic programında düzenlenmiş hali Şekil 2.5’de verilmiştir.



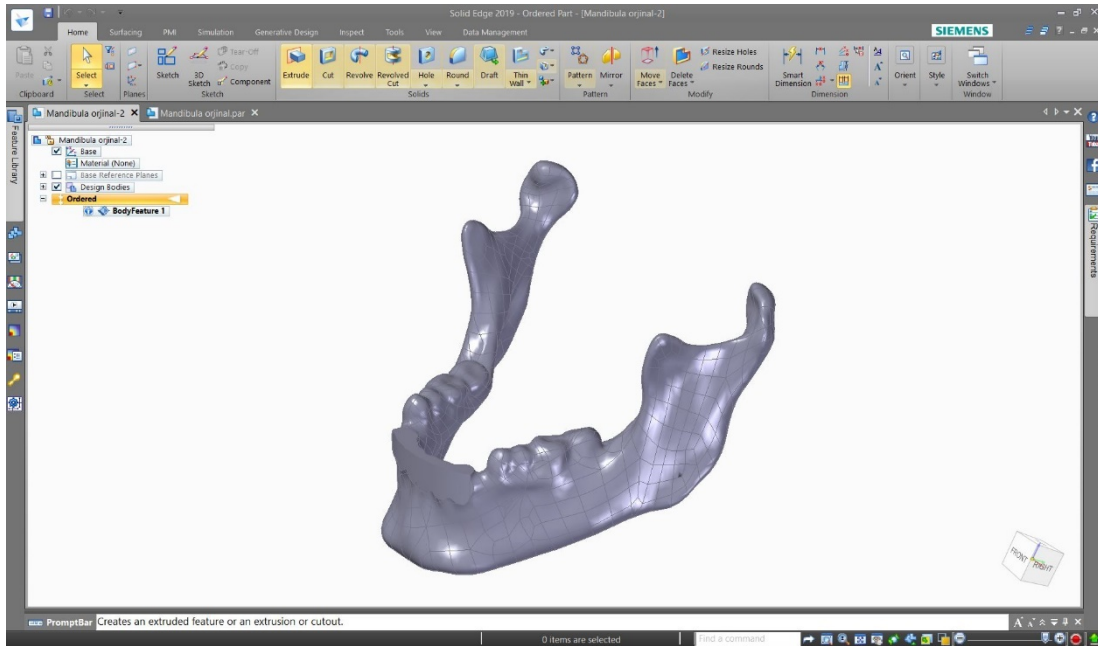
Şekil 2.5. Geomagic programında modelin düzenlenmesi.

Modelin Geomagic programında noktasal hataları düzenlendikten sonra (nokta bulutuna yüzey giydirme, yüzey pürüzlülüğü giderme, açık deliklerin tesbiti ve kapatılması, fazla

yüzeylerin silinmesi vb.) *.step (Standard for the Exchange of Product Data) uzantılı olarak kaydedilmiştir. Model ön dişleri Solid Edge19® (Siemens 3D Design System Corp.) programına aktarılmıştır. Modelin Solid Edge 2019 ekran görüntüsü Şekil 2.6'deki gibidir. Model Solid Edge programına aktarıldıktan sonra, Şekil 2.7'de görüldüğü gibi ön dişleri traşlanmış ve köprü kron uygulamasına uygun hale getirilmiştir.

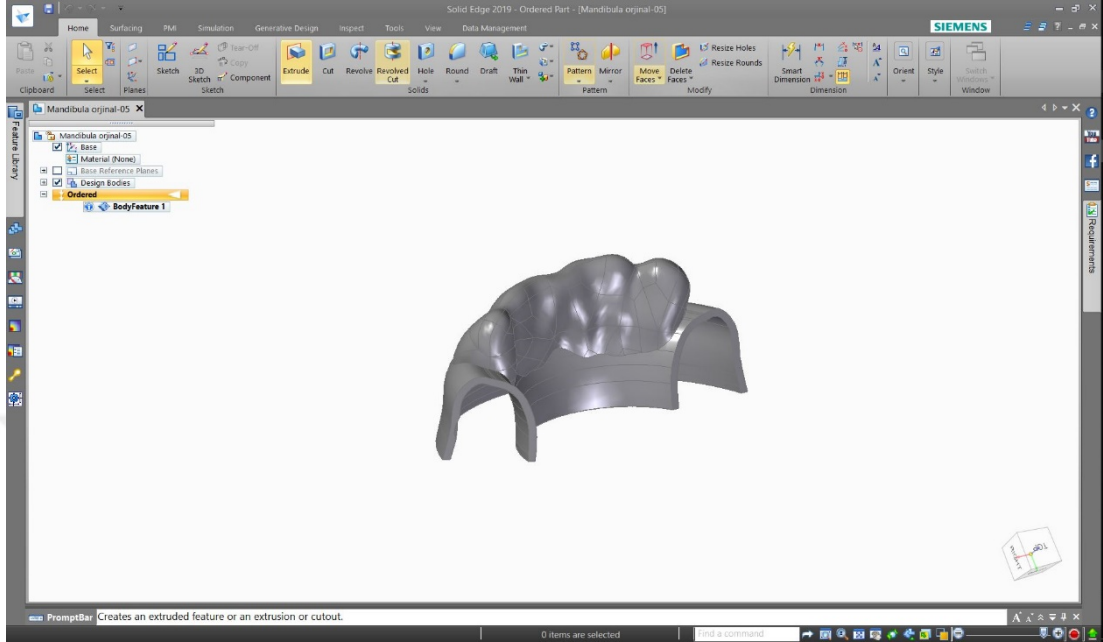


Şekil 2.6. Modelin Solid Edge 2019 programına alınması.



Şekil 2.7. Modelin Solid Edge 2019 programında ön dişlerinin traşlanması.

Model son halini aldıktan sonra dişlerin alındığı bölüme uygun köprü kron tasarımı yapılmıştır. Üç farklı malzeme detayı girilmiştir. Şekil 2.8’de Seramik köprü kron modelini görmekteyiz.

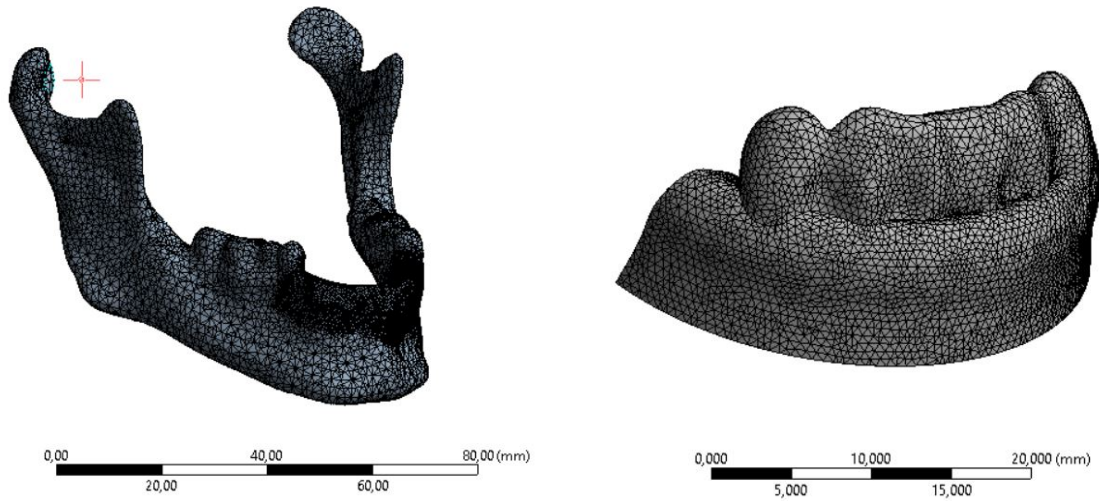


Şekil 2.8. Model için Solid Edge 2019 programında hazırlanmış köprü kron.

Mandibula modeli oluşturulurken bir yandan da köprü kron çizimleri CAD (Computer Aided Design) ortamında gerçekleştirilmiştir. Diş tipleri modele uygun olarak yapılmıştır.

2.2.1. Ağ Örgüsü ve Malzeme Özellikleri

Sonlu elemanlar yönteminde ürün üzerinde yapılacak matematiksel model tanımı ağ ataması (mesh) yardımıyla yapılır. Bu atama modelin matematiksel ifadesi olarak belirli köşe ve kenar sayısına bölünmesi ile elde edilir. Bu çalışma için hacimsel ağ örgüsü 10 node quadratic tetrahedron (solid187) elemanlar ile tanımlanmıştır. Sonlu elemanlar analizinin yapıldığı bilgisayarın özelliklerinin de elverdiği ölçüde, ortalama olarak modellerin geometrilerinin üzerinde yapılan uygulama ve değerlendirmeler sonrasında ortalama 517.000 nod ve 356.000 eleman içeren ağ örgüsü ile tüm modeller çözümlenmiştir. Kron üzerindeki mandibula ile aynı şekilde ağ örgüsü atılmıştır. Kron ve Mandibulanın ağ örgüsü atanmış görüntüsü Şekil 2.10’da verilmiştir.



Şekil 2.9. Mandibula ve Köprü kron ağ örgüsü atanmış hali.

Deneylerdeki esas farkı ortaya koyan nokta köprü kronun iki farklı seramik malzeme ve bir de metal destekli malzemeler seçilerek uygulanmasıdır. Kullanılan materyallerin, malzeme özellikleri Çizelge 2.1’de verilmiştir.

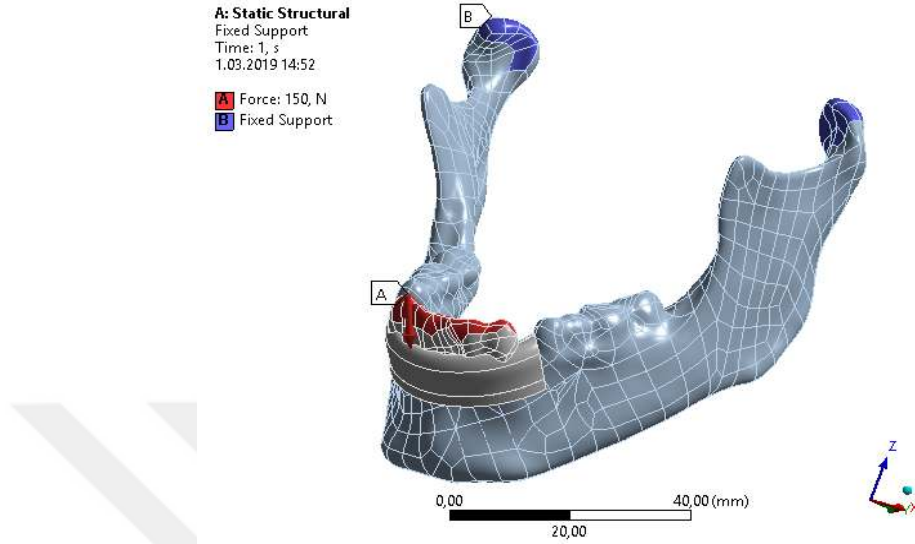
Çizelge 2.1. Kullanılan materyallerin malzeme özellikleri.

	<i>Poisson oranı (ν)</i>	<i>Elastisite modülü (E) GPa</i>	<i>Akma Sınırı Değerleri (MPa)</i>
<i>Ti-6Al-4V</i>	<i>0.342</i>	<i>113.8</i>	<i>782</i>
<i>Paslanmaz Çelik</i>	<i>0,30</i>	<i>193-200</i>	<i>205</i>
<i>Alumina</i>	<i>0.25</i>	<i>375</i>	<i>260</i>
<i>Zirkonia</i>	<i>0.31</i>	<i>200</i>	<i>321</i>
<i>Kortikal Kemik</i>	<i>0.3</i>	<i>14</i>	<i>150</i>

2.2.2. Yükleme ve Sınır Şartları

Mandibulada oluşan gerilmeler, çenenin açılıp kapanması ve yeme içme faaliyetleri ile artış gösterir. Köprü kronların gerilmenin maksimuma ulaştığı durumlara cevap verir nitelikte olması gerekir. Köprü kron çene ön dişlerine uygulandığından çiğnemekten ziyade, ısırma kuvvetleri kırık hattında daha yüksek moment oluşmasına sebep olmaktadır. Emniyet durumu en riskli durumlar göz önüne alınarak belirleneceğinden deneylerimizde yükleme ısırma kuvveti baz alınarak gerçekleştirilmiştir. Yük olarak ön

dişlerin üzerine ve arka diş üzerine mekanik yükleme doğrultusu nedeniyle düşey yönde (-z) 150 Newton (N) çiğneme kuvveti esas alınarak uygulanmıştır. Yük ve sabitlerin mandibula üzerindeki konumları Şekil 2.11’de gösterilmiştir.



Şekil 2.10. Yük ve Sınır şartlarının tayini.

Sınır şartları ise Şekil 2.11’de görüldüğü üzere iç (medial) kondil bölgesinde (A) olacak şekilde belirlenmiştir. Mazleme özellikleri tanımlandıktan sonra ağ örgüsü yapılmıştı. Bu işlemde sınır koşulları ve yükleri belirlenmiştir. Bu işlemlerden sonra modellerin analiz kısımlarına geçilebilir.

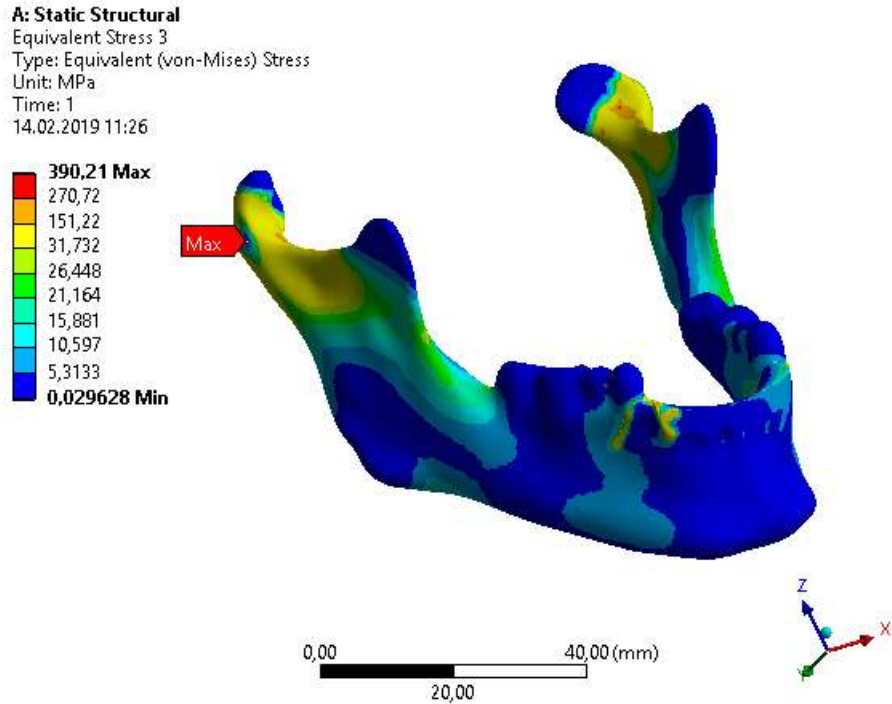
3. BULGULAR VE TARTIŞMA

Bu çalışmamızda mandibula fraktüründe zayıflamış ön dişlerin yerine, doğal görünümüne uygun farklı malzeme tاینleri yapılmış, metal desteksiz seramik kronların, metal destekli kronla sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak karşılaştırılması yapılmıştır. Tasarımı yapılan köprü kron farklı malzeme özelliklerinde, üzerine gelen deformasyon miktarları ve her bir geometrinin farklı Biyomalzeme kombinasyonu için gerilme miktarları ayrı ayrı incelenmiştir.

3.1. ZİRKONYA ALAŞIMLI KÖPRÜ KRON ÜZERİNDEKİ GERİLİM

Zirkonya alaşımlı köprü kronlu modelde, kemiküzerinde oluşan max. Von misses gerilme değeri 390,21 MPa elde edilmiştir. Mandibulanın kron uygulanan ön bölgesinde max 33,7 MPa gerilme oluşmuştur (Şekil 2.12).

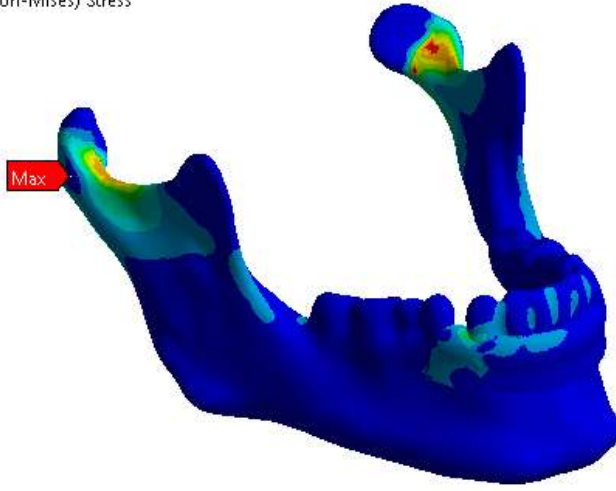
Zirkonya alaşımlı köprü kron yerleştirildiğinde, bütün modelde de maksimum von misses gerilmesinde bir değişiklik olmamıştır (Şekil 2.13).



Şekil 3.1. Zirkonia Köprü Kron uygulamasındaki mandibula modeli.

A: Static Structural
Equivalent Stress
Type: Equivalent (von-Mises) Stress
Unit: MPa
Time: 1
14.02.2019 11:26

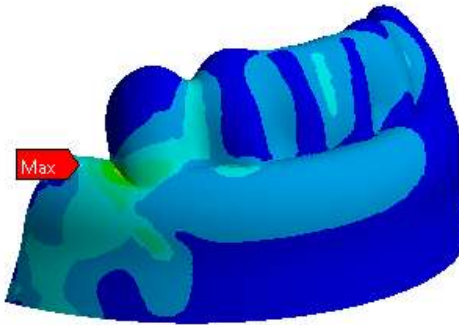
390,21 Max
180
140
120
100
80
60
40
20
0,029628 Min



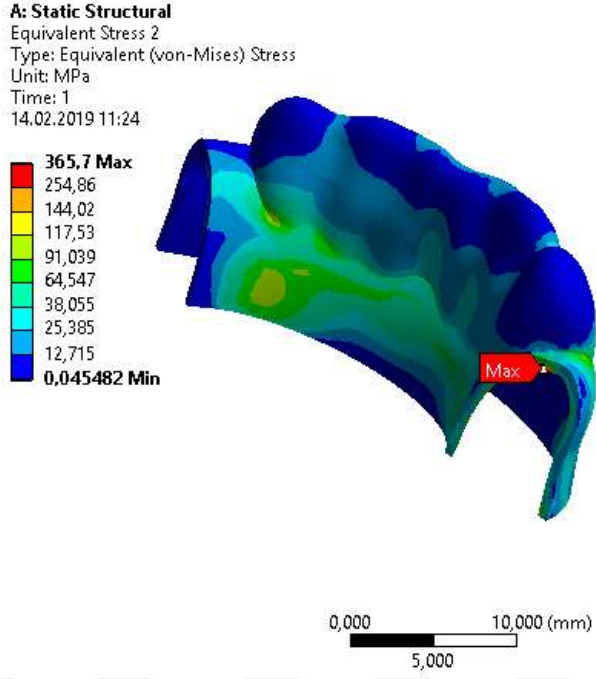
Şekil 3.2. Zirkonia Köprü Kron uygulaması mandibula ve Köprü Kron.

A: Static Structural
Equivalent Stress 2
Type: Equivalent (von-Mises) Stress
Unit: MPa
Time: 1
14.02.2019 11:25

365,7 Max
254,86
144,02
117,53
91,039
64,547
38,055
25,385
12,715
0,045482 Min

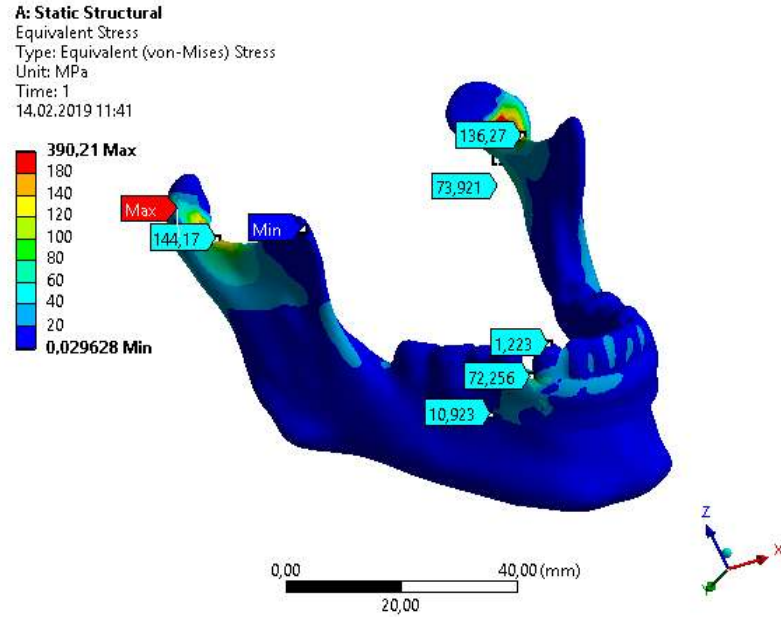


Şekil 3.3. Zirkonia Köprü Kron üzerindeki gerilmeler.



Şekil 3.4. Zirkonia Köprü Kron üzerindeki maksimum gerilme noktası.

Zirkonya alaşımlı köprü kron üzerinde tek başına kuvvet uygulandığında maksimum von misses gerilmesi 365,7 MPa olarak ölçülmüştür. Ürün üzerinde oluşan gerilim, Zirkonya alaşımlarının akma değeri olan 4100 MPa'dan küçük olduğundan uygulanan kuvvete dayanır.

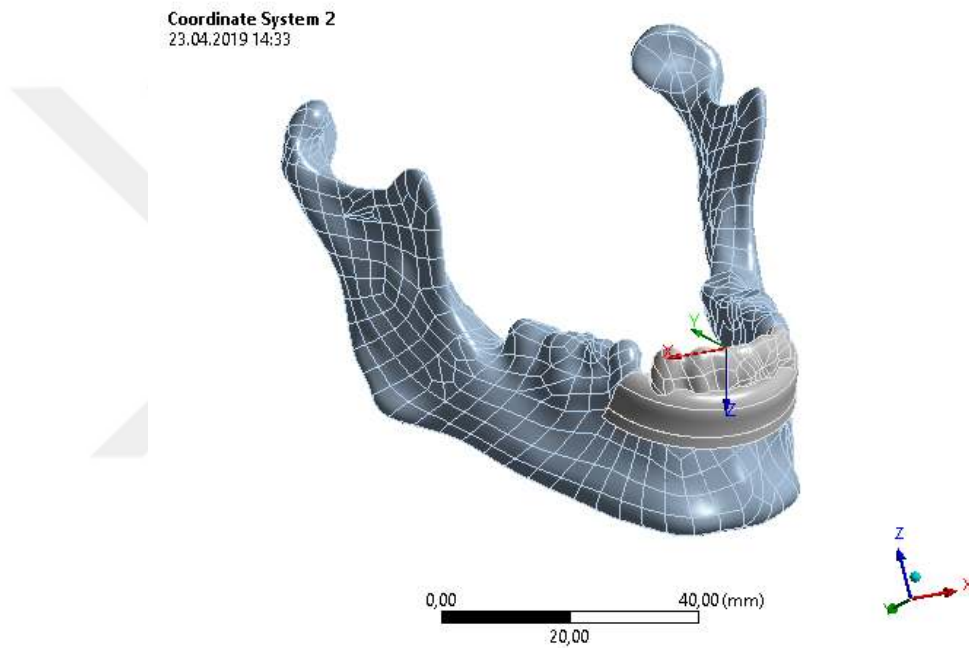


Şekil 3.5. Zirkonia Köprü Kron uygulamasında kritik bölgelerin ölçülmesi.

Zirkonya alaşımlı köprü kron, mandibulaya uygulandığında çeşitli kritik bölgeler tayin edilmiştir. Kritik bölgelerdeki von misses gerilmeleri Şekil 2.15’de görülmektedir.

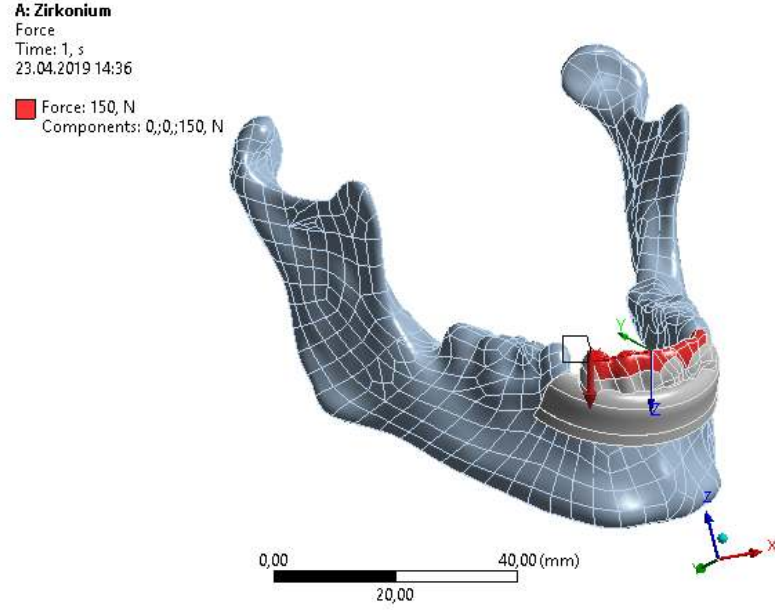
3.2. ZİRKONYA ALAŞIMLI KÖPRÜ KRON VE MANDİBULA ÜZERİNDEKİ DEFORMASYON DEĞERLERİ

Zirkonya kron uygulanan modellerde koordinat sistemi ve kuvvet yönü Şekil 3.6 ve Şekil 3.7’de görüldüğü gibidir. Bu değerler altında modeller üzerinde oluşan deformasyon değerleri de sırasıyla yorumlanmıştır.



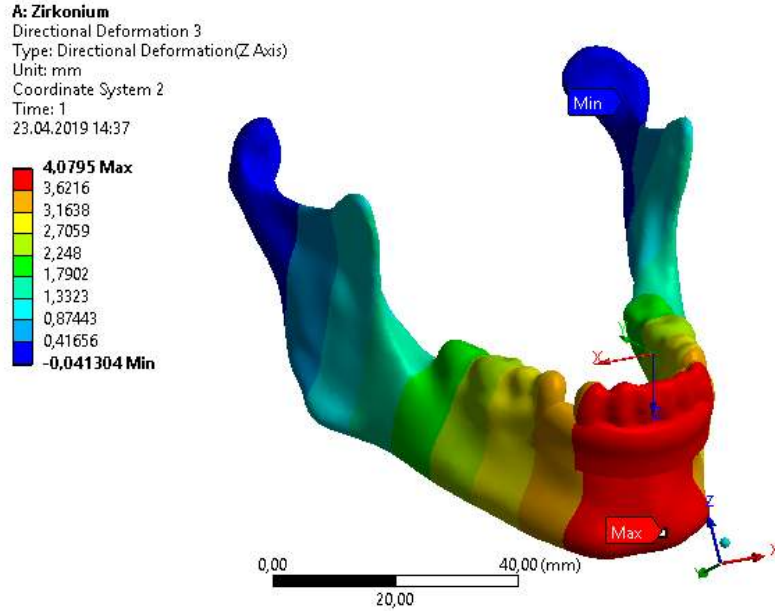
Şekil 3.6. Zirkonya Köprü Kron uygulaması Koordinat Sistemi.

Koordinat sistemi üzerinden uygulanan kuvvet Z Axix yönünde 150N olarak belirlenmiştir. Bu yük altında mandibula ve kron üzerindeki deformasyonlar yorumlanmıştır.



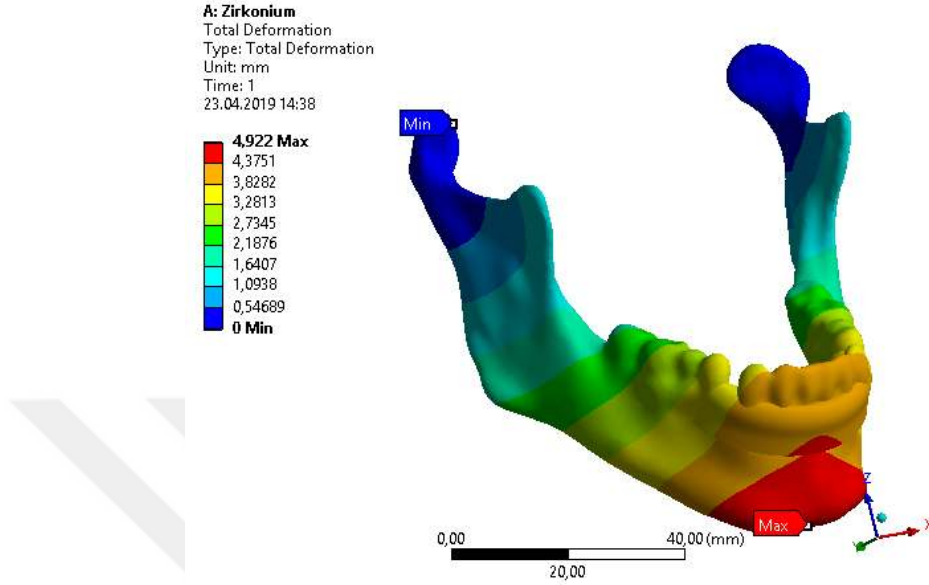
Şekil 3.7. Zirkonya Köprü Kron uygulaması kuvvet değeri ve yönü.

Zirkonya alaşımlı köprü kronlu modelde, grup üzerinde oluşan max. Directional deformation değeri 4,0795 mm elde edilmiştir. Mandibulanın kron uygulanan ön bölgesinde max 3,6216 mm directional deformation oluşmuştur (Şekil 3.8).



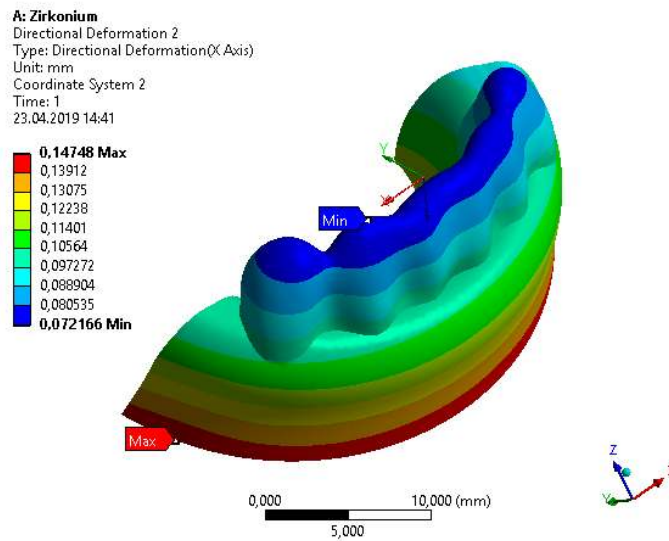
Şekil 3.8. Zirkonya Köprü Kron uygulaması Z Yönü Directional Deformation bütün model.

Zirkonya alaşımlı köprü kronlu modelde, grup üzerinde oluşan max. Total deformation değeri 4,922 mm elde edilmiştir. Mandibulanın kron uygulanan ön bölgesinde max 4,371 mm Total deformation oluşmuştur (Şekil 3.9).



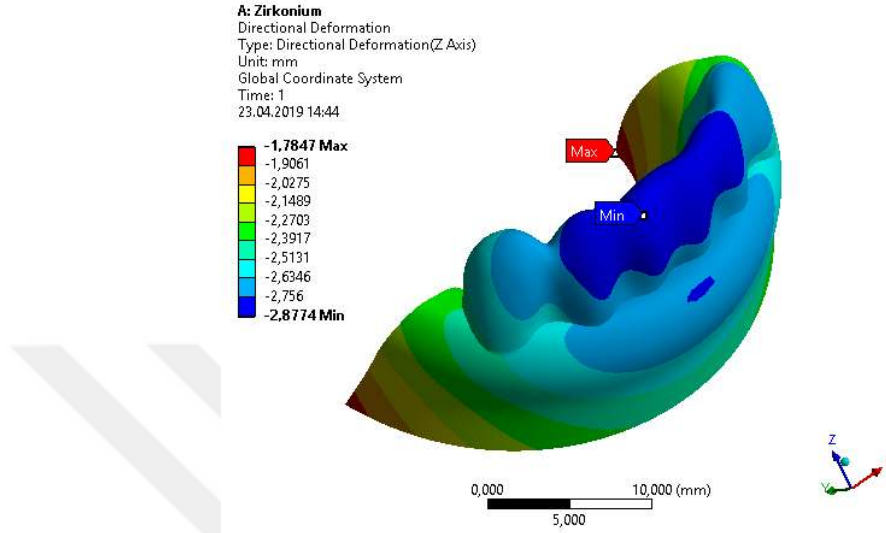
Şekil 3.9. Zirkonya Köprü Kron uygulaması Z Yönü Total Deformation bütün model.

Zirkonya alaşımlı köprü kronlu modelde, kron üzerinde X axis yönünde oluşan max. Directional Deformation değeri 0,14748 mm elde edilmiştir. Mandibulanın kron uygulanan üst diş bölgesinde min. 0,072166 mm Directional deformation oluşmuştur (Şekil 3.10.).



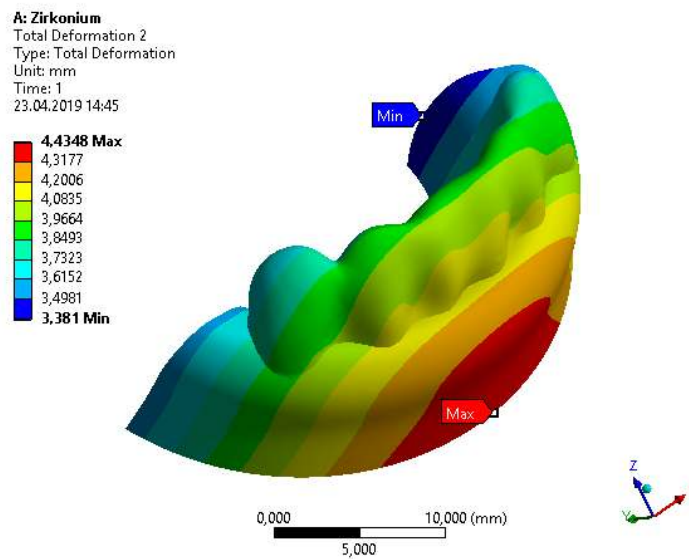
Şekil 3.10. Zirkonya Köprü Kron uygulaması X Yönü Directional Deformation.

Zirkonya alaşımlı köprü kronlu modelde, kron üzerinde X axix yönünde oluşan max. Directional Deformation değeri -1,7847 mm elde edilmiştir. Mandibulanın kron uygulanan üst diş bölgesinde min. -2,8774 mm directional deformation oluşmuştur (Şekil 3.11).



Şekil 3.11. Zirkonya Köprü Kron uygulaması Z Yönü Directional Deformation.

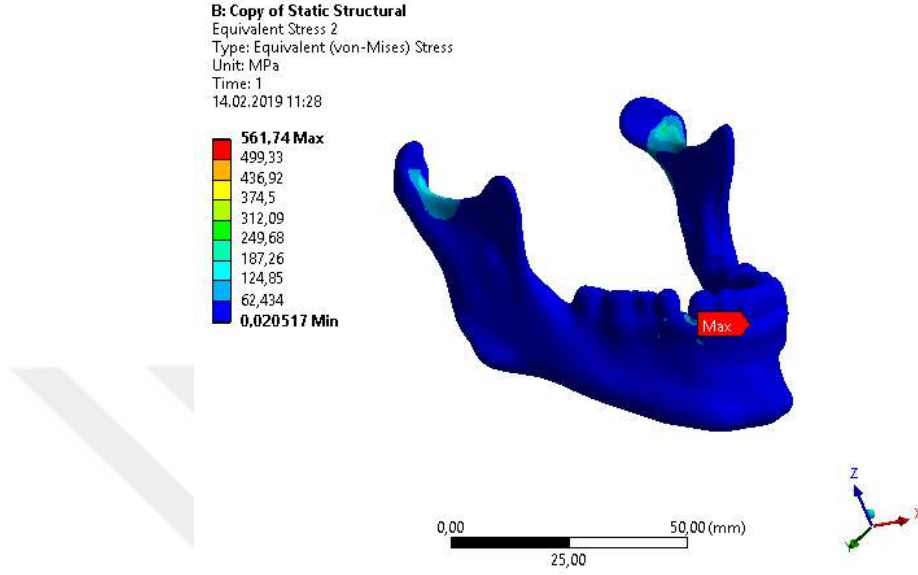
Zirkonya alaşımlı köprü kronlu modelde, grup üzerinde oluşan max. Total deformation değeri 4,4348 mm elde edilmiştir. Mandibulanın kron uygulanan ön bölgesinde max 4,3177 mm total deformation oluşmuştur (Şekil 3.12). Model üzerinde diş dölgesinde min. 3,381 mm değer ölçülmüştür.



Şekil 3.12. Zirkonya Köprü Kron uygulaması Z Yönü Total Deformation.

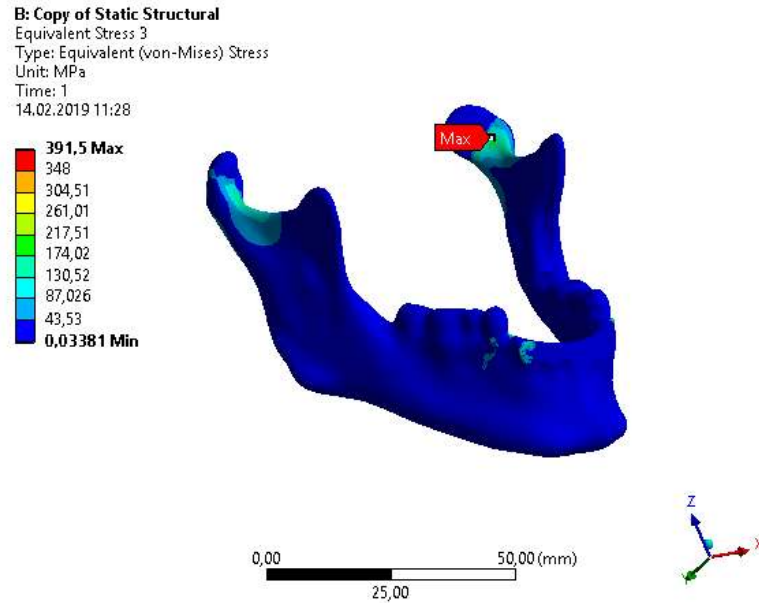
3.3. ALUMİNA ALAŞIMLI KÖPRÜ KRON ÜZERİNDEKİ GERİLİM

Alümina alaşımlı köprü kronlu modelde, bütün uygulama üzerinde oluşan maksimum Von misses gerilme değeri 561,74 MPa elde edilmiştir. (Şekil 3.13).



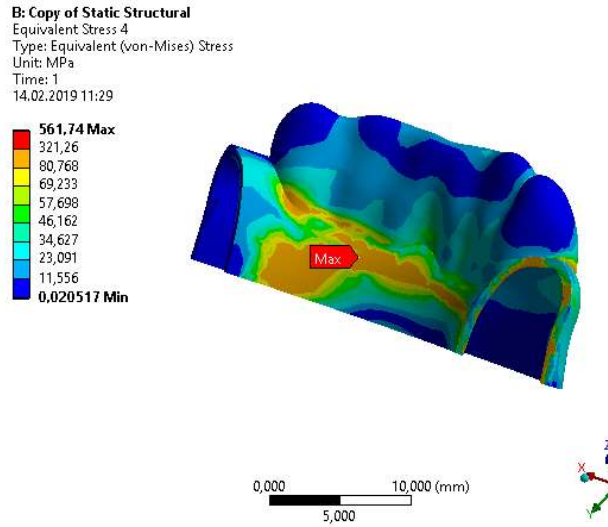
Şekil 3.13. Alümina Köprü Kron uygulaması bütün model.

Kemik üzerinde, sabitlenen bölgelere yakın yerlerde maksimum gerilme 99,7 MPa olmuştur. Alumina akma sınırı olan 260 MPa sınırları içerisinde olduğundan model uygulanan kuvvete dayanır.



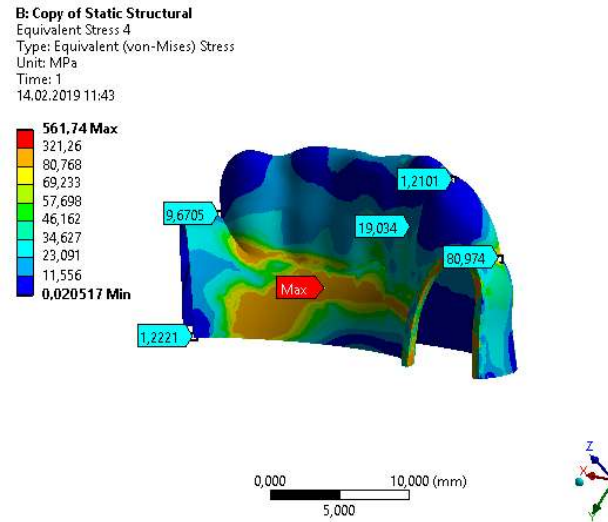
Şekil 3.14. Alümina Köprü Kron uygulaması mandibula modeli üzerindeki gerilmeler.

Alümina köprü kron uygulamasında mandibula üzerinde oluşan maksimum von misse gerilmesi 391,5 MPa olarak ölçülmüştür. Şekil 3.14’de görülmektedir.



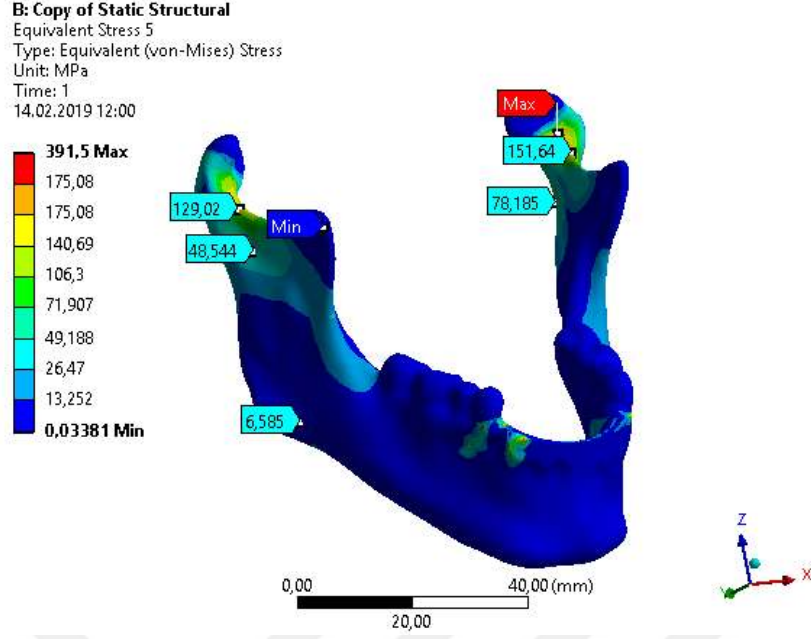
Şekil 3.15. Alümina Köprü Kron modeli.

Alümina alaşımlı köprü kron modelinde oluşan maksimum von misses gerilmesi ise Şekil 3.15’ de görüldüğü gibi 561,74 MPa olmuştur. Bu değer Alumina akma sınır değeri olan 2600 MPa’dan küçüktür. Bu sebeple seçilen malzemenin uygulanan kuvvete dayanır olduğu tespit edilmiştir.



Şekil 3.16. Alümina Köprü Kron uygulamasında kritik bölgelerin ölçülmesi.

Alümina alaşımlı köprü kron, mandibulaya uygulanmadan önce çeşitli kritik bölgeler tayin edilmiştir. Kritik bölgelerdeki von misses gerilmeleri Şekil 3.16’da görülmektedir.



Şekil 3.17. Alümina Köprü Kron uygulamasında mandibula üzerindeki kritik bölgelerin ölçülmesi.

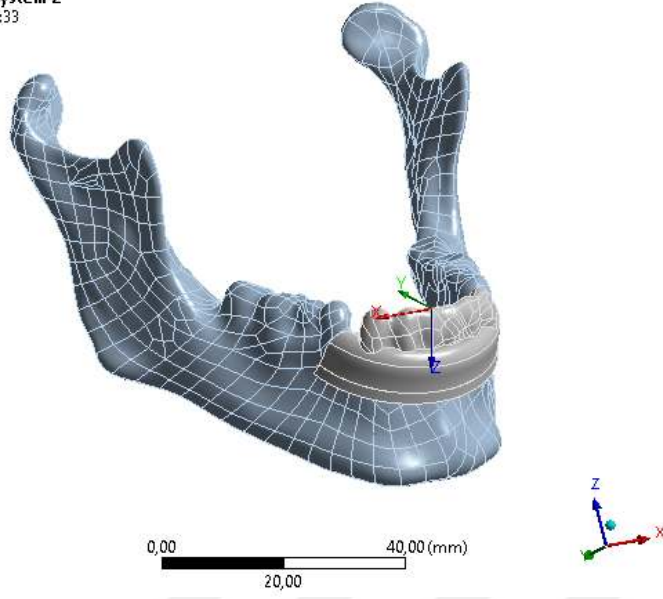
Alümina alaşımlı köprü kron, mandibula üzerine takılmadan önce çeşitli kritik bölgeler tayin edilmiştir. Kritik bölgelerdeki von misses gerilmeleri Şekil 2.20’de görülmektedir.

3.4. ALÜMİNA ALAŞIMLI KÖPRÜ KRON VE MANDİBULA ÜZERİNDEKİ TOTAL VE DİRECTIONAL DEFORMASYON DEĞERLERİ

Alüminia kron uygulanan modellerde koordinat sistemi ve kuvvet yönü Şekil 3.18 ve Şekil 3.19’da görüldüğü gibidir. Bu değerler altında modeller üzerinde oluşan deformasyon değerleri de sırasıyla yorumlanmıştır.

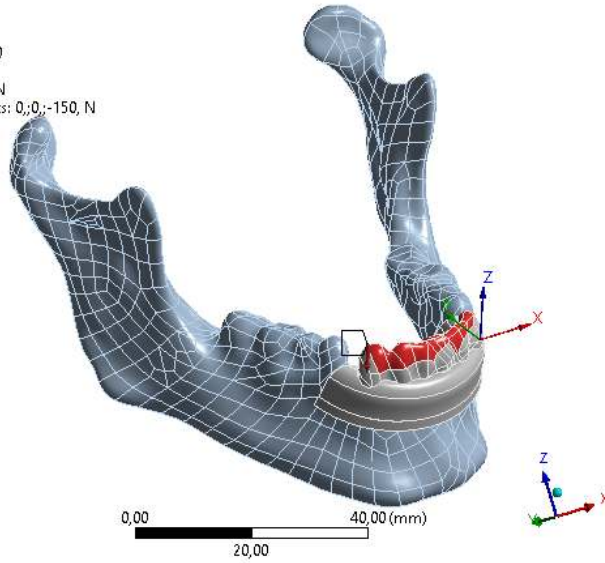
Koordinat sistemi üzerinden uygulanan kuvvet Z Axix yönünde **150N** olarak belirlenmiştir. Bu yük altında mandibula ve kron üzerindeki deformasyonlar yorumlanmıştır.

Coordinate System 2
23.04.2019 14:33



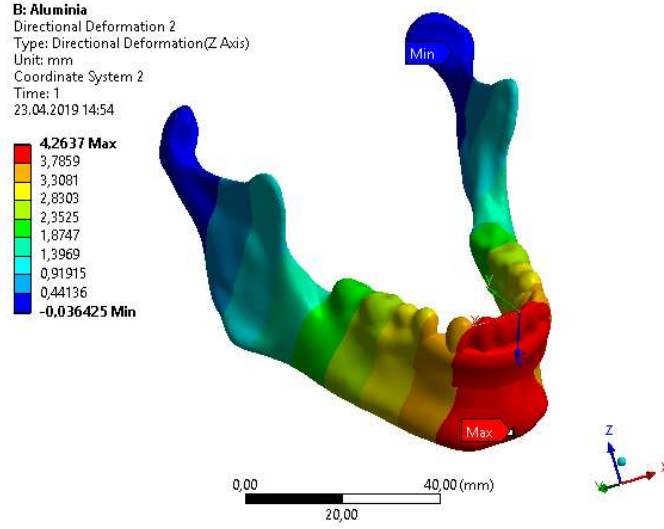
Şekil 3.18. Alümina Köprü Kron uygulamasında deformasyon verileri için kullanılan koordinat sistemi.

B: Alumina
Force
Time: 1, s
23.04.2019 14:50
Force: 150, N
Components: 0;0;-150, N



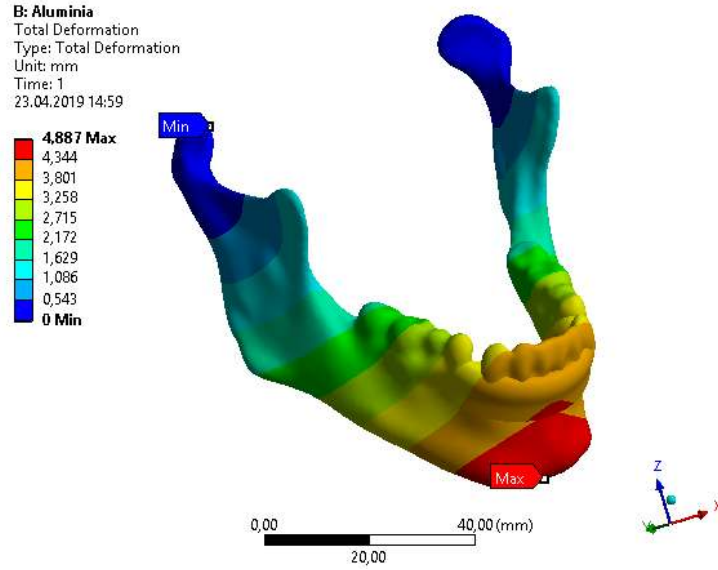
Şekil 3.19. Bütün model üzerine Z axix yönünde uygulanan kuvvet değeri.

Alümina alaşımlı köprü kronlu modelde, grup üzerinde oluşan max. Directional deformation değeri 4,2637 mm elde edilmiştir. Mandibulanın kron uygulanan ön bölgesinde max 3,9875 mm directional deformasyon oluşmuştur (Şekil 3.20).

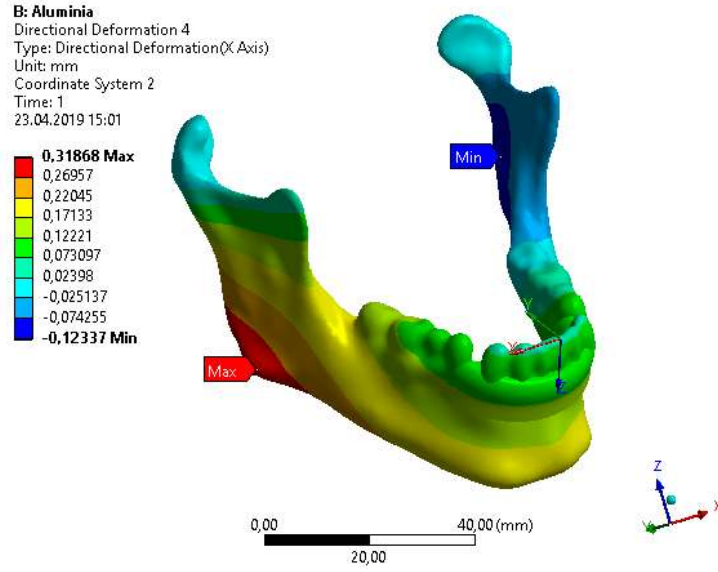


Şekil 3.20. Bütün model üzerinde oluşan directional deformation değerleri.

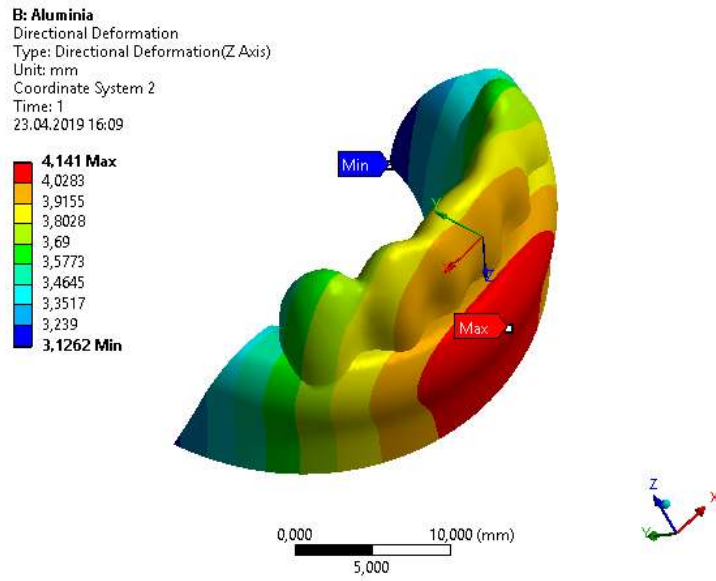
Alümina alaşımlı köprü kronlu modelde, grup üzerinde oluşan max. Total deformation değeri 4,887 mm elde edilmiştir. Mandibulanın kron uygulanan ön bölgesinde max 3,200 mm total deformasyon oluşmuştur (Şekil 3.20).



Şekil 3.21. Bütün model üzerinde oluşan total deformation değerleri.



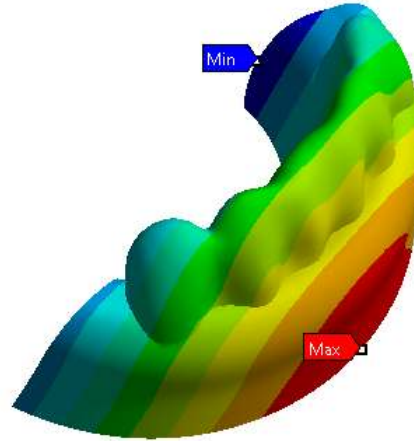
Şekil 3.22. Bütün model üzerinde, X eksenı yönünde oluşan directional deformation değerleri.



Şekil 3.23. Alümina kron üzerinde, Z eksenı yönünde oluşan directional deformation değerleri.

B: Alumina
Total Deformation 3
Type: Total Deformation
Unit: mm
Time: 1
23.04.2019 16:10

4,4026 Max
4,2874
4,1723
4,0572
3,942
3,8269
3,7118
3,5966
3,4815
3,3664 Min



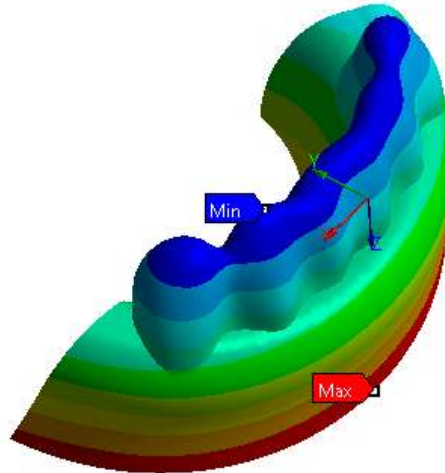
0,000 10,000 (mm)
5,000



Şekil 3.24. Alümina kron üzerinde, Z eksenı yönünde oluşan total deformation değerleri.

B: Alumina
Directional Deformation 5
Type: Directional Deformation(X Axis)
Unit: mm
Coordinate System 2
Time: 1
23.04.2019 16:11

0,14246 Max
0,13389
0,12532
0,11675
0,10817
0,099603
0,09103
0,082458
0,073885
0,065313 Min



0,000 10,000 (mm)
5,000

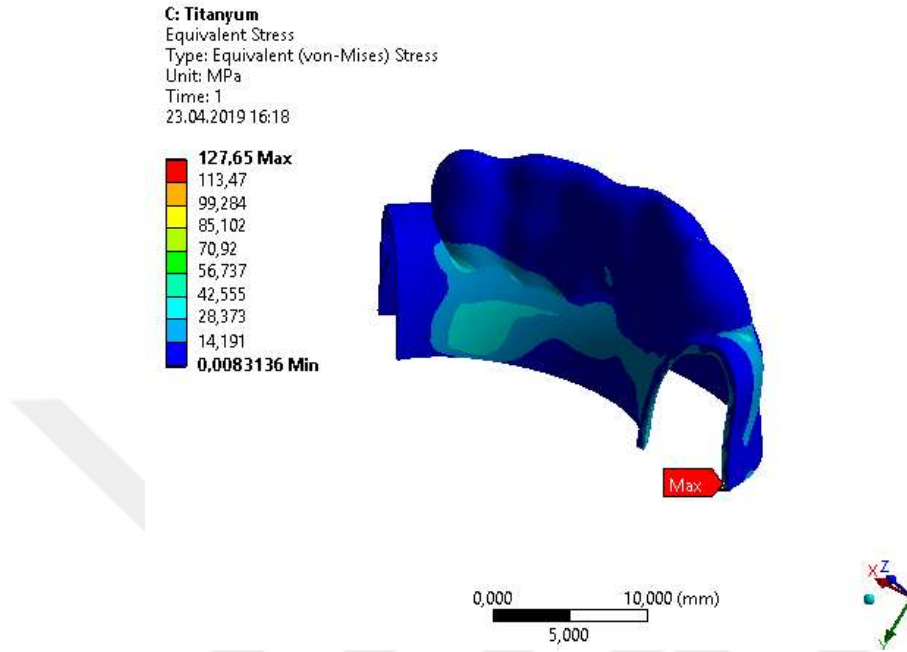


Şekil 3.25. Alümina kron üzerinde, X eksenı yönünde oluşan directional deformation değerleri.

3.5. TİTANYUM ALAŞIMLI KÖPRÜ KRON ÜZERİNDEKİ GERİLME

Titanyum alaşımlı (Ti-6Al-4V) kron model metal destekli model olarak tanımlanan gruba girmektedir. Titanyum alaşım üzerine doğal diş rengi veren kaplamalar yapılmıştır.

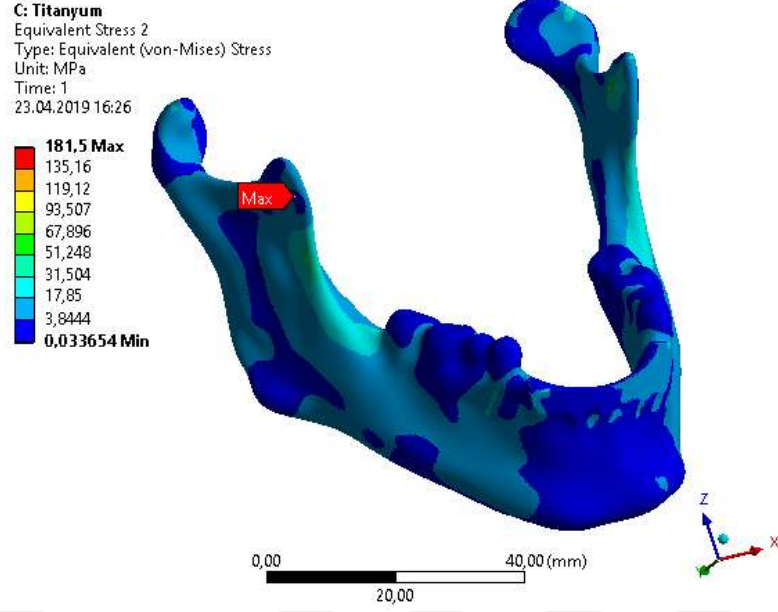
Porselen kaplama sonucunda doğal diş rengine yakın bir görünüm elde edilir. Bu çalışmada metal desteksiz kron ile aynı yüklere aynı şartlar altında maruz bırakılmıştır. Alınan sonuçlar aşağıda detaylı olarak incelenmiştir.



Şekil 3.26. Titanyum kron üzerinde, Z eksen yönünde oluşan gerilmeler.

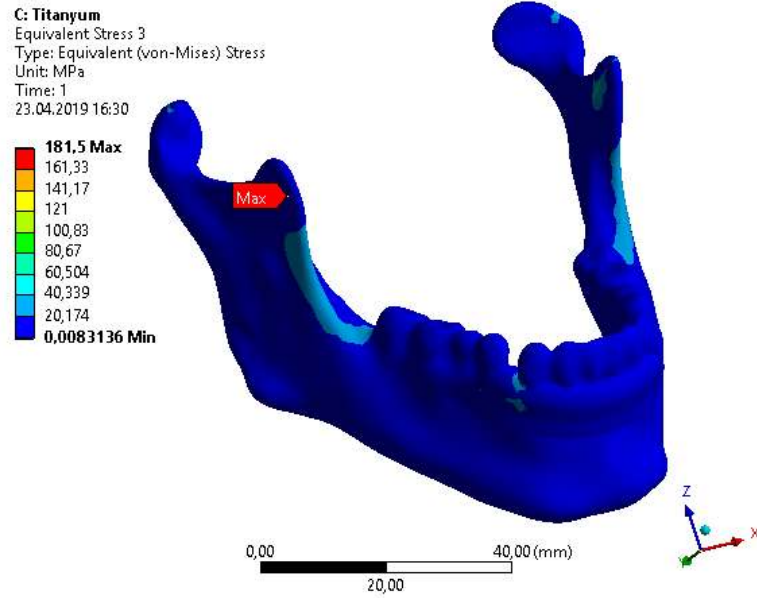
Titanyum alaşımlı köprü kronlu modelde, kron uygulama üzerinde oluşan maksimum Von misses gerilme değeri 127,65 MPa elde edilmiştir. (Şekil 3.26). Kemik üzerinde, sabitlenen bölgelere yakın yerlerde maksimum gerilme 113,47 MPa olmuştur. Titanyum akma sınırı olan 782 MPa sınırları içerisinde olduğundan model uygulanan kuvvete dayanır.

Kuvvet uygulandıktan sonra damak üzerine gelen bölgelerde gerilmeler olduğu tespit edilmiştir.



Şekil 3.27. Mandibula üzerinde Z eksenı yönünde oluşan gerilmeler.

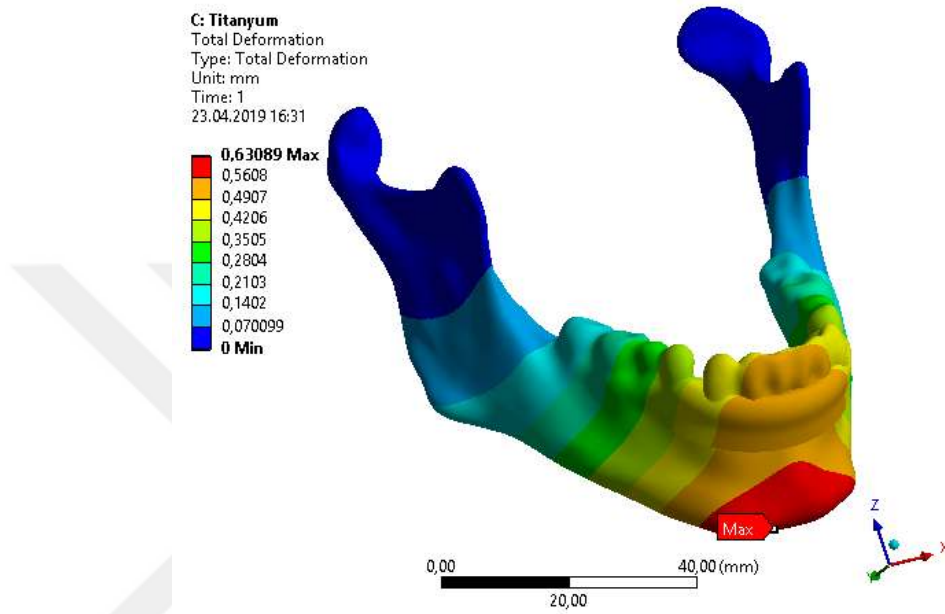
Titanyum alaşımlı köprü kronlu uygulanan modelde, mandibula (kemik) üzerinde oluşan maksimum Von misses gerilme değeri 181,5 MPa elde edilmiştir. (Şekil 3.27). Kemik üzerinde, kron uygulanan bölgelere yakın yerlerde maksimum gerilme 28,7755 MPa olmuştur.



Şekil 3.28. Bütün uygulama üzerinde Z eksenı yönünde oluşan gerilmeler.

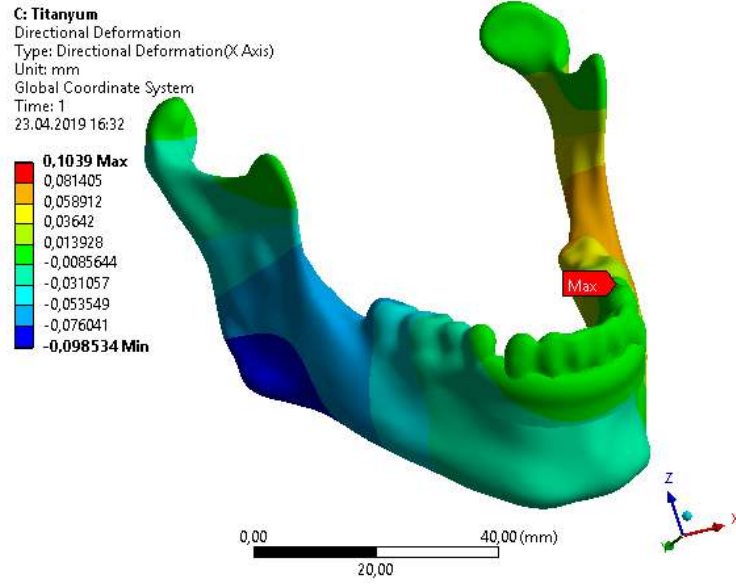
3.6. TİTANYUM ALAŞIMLI KÖPRÜ KRON ÜZERİNDEKİ TOPLAM DEFORMASYON DEĞERLERİ

Titanyum alaşımlı köprü kronlu modelde, kron uygulama üzerinde oluşan maksimum deformasyon değerleri analiz edilmiştir. Şekil 3.29'da total deformation, şekil 3.30'da ise directional deformation değerleri görülmektedir.



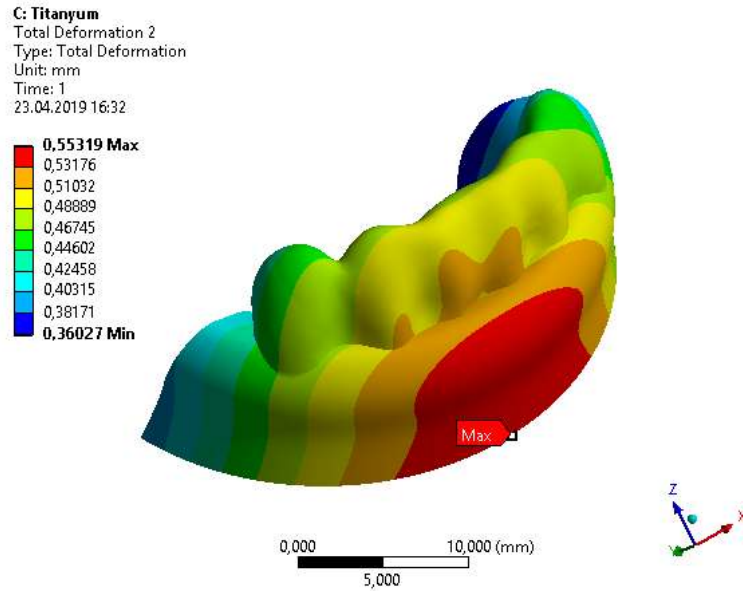
Şekil 3.29. Bütün uygulama üzerinde Z eksen yönünde oluşan toplam deformasyon.

Şekil 3.29'da bütün model üzerinde yer değiştirme oranları vardır. Toplam deformasyon değeri Z yönünde uygulanan kuvvet için max. 0,63089 mm olarak tespit edilmiştir. Bu değerin çene kemiği üzerinde olduğu model üzerinde ki değerin yaklaşık olarak 0,49mm olduğu görülmektedir.

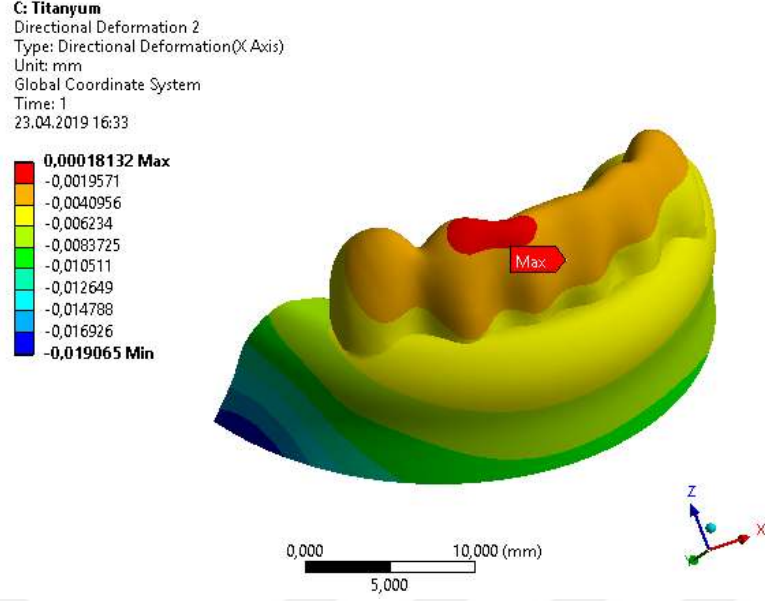


Şekil 3.30. Bütün uygulama üzerinde Z eksenı yönünde oluşın directional deformation.

Şekil 3.30'da bütün model üzerinde yer değıştirme oranları vardır. Direktional deformasyon değeri Z yönünde uygulanan kuvvet için max. 0,1039 mm olarak tespit edilmiştir. Bu değerin çene kemiğı üzerinde olduğı model üzerinde ki değerin yaklaşık olarak 0,0122mm olduğı görölmektedir.



Şekil 3.31. Kron model üzerinde Z eksenı yönünde oluşın total deformation.



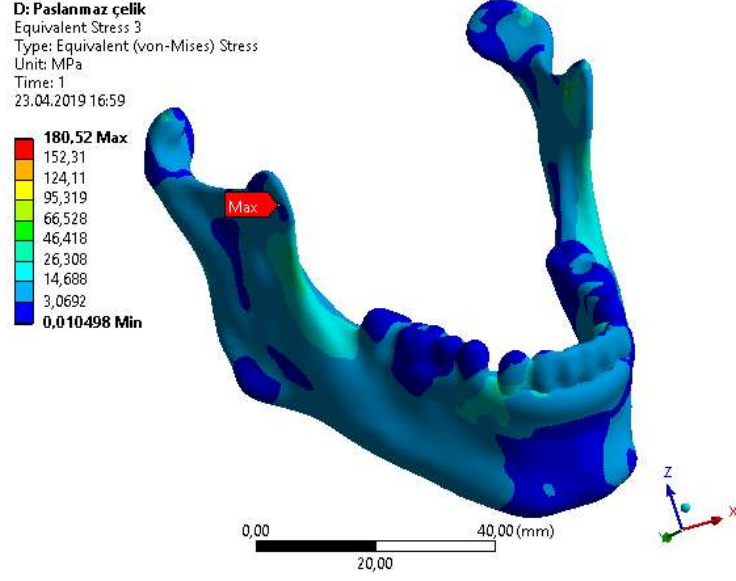
Şekil 3.32. Kron model üzerinde Z eksen yönünde oluşan directional deformation.

3.7. PASLANMAZ ÇELİK ALAŞIMLI KÖPRÜ KRON ÜZERİNDEKİ GERİLMELER

Paslanmaz çelik alaşımlı kron model metal destekli model olarak tanımlanan gruba girmektedir. Bu çalışmada kıyaslama amaçlı seçilmiş ve uygulanan kuvvete göre analizleri yapılmıştır.

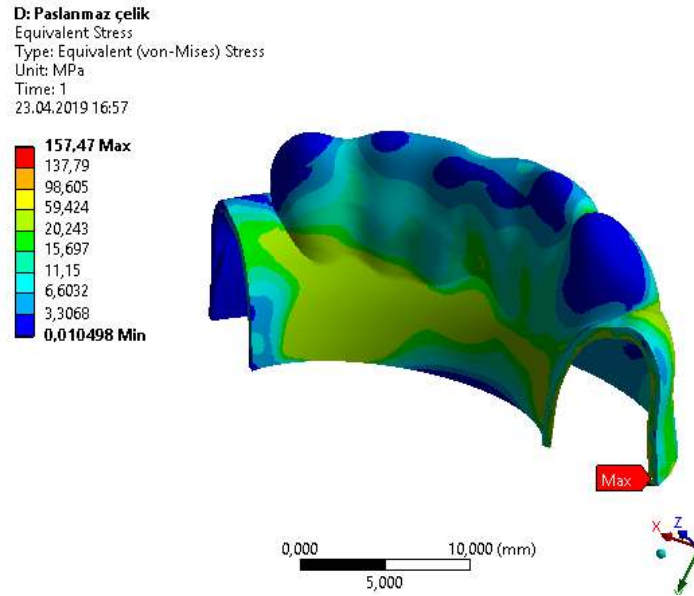
Porselen kaplama sonucunda doğal diş rengine yakın bir görünüm elde edilir. Bu çalışmada metal desteksiz kron ile aynı yüklere aynı şartlar altında maruz bırakılmıştır. Alınan sonuçlar aşağıda detaylı olarak incelenmiştir.

Şekil 3.33’de paslanmaz çelik malzemeli kron üzerinde uygulanan kuvvete göre oluşan gerilmeler incelenmiştir. Tüm model üzerinde oluşan toplam gerilme max. 180,52 MPa olarak bulunmuştur. Min. gerilme miktarı ise 3,06 MPa olduğu tespit edilmiştir.



Şekil 3.33. Bütün model üzerinde oluşan gerilmeler.

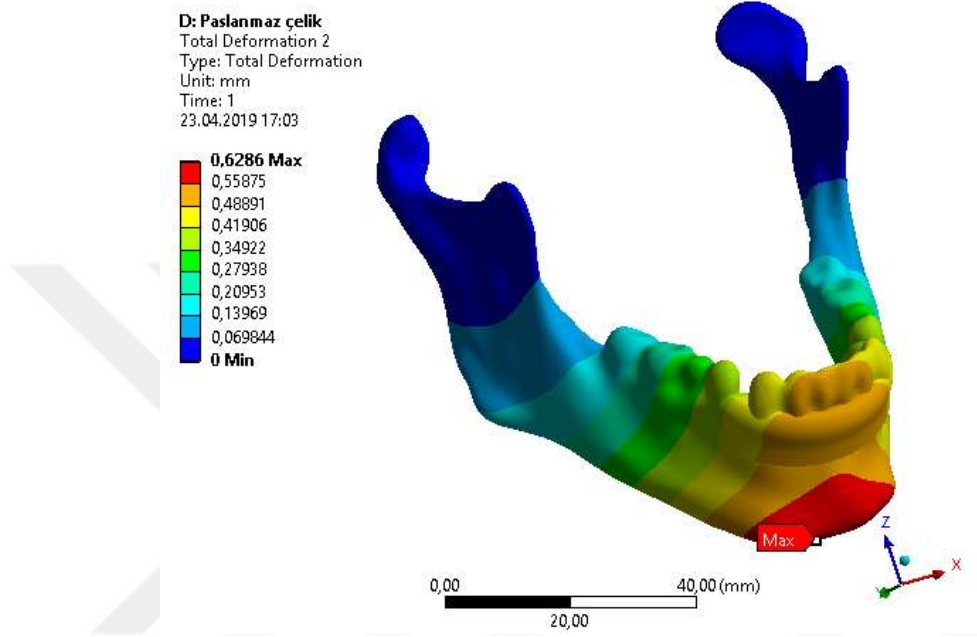
Şekil 3.34’de kron model üzerindeki gerilmeler gözükmemektedir. Max. ölçüldüğü yer ön damak kısmı alt köşesi olarak ölçülmüştür. Burada oluşan max. değer 157,47 MPa olduğu tespit edilmiştir.



Şekil 3.34. Kron model üzerinde oluşan gerilmeler.

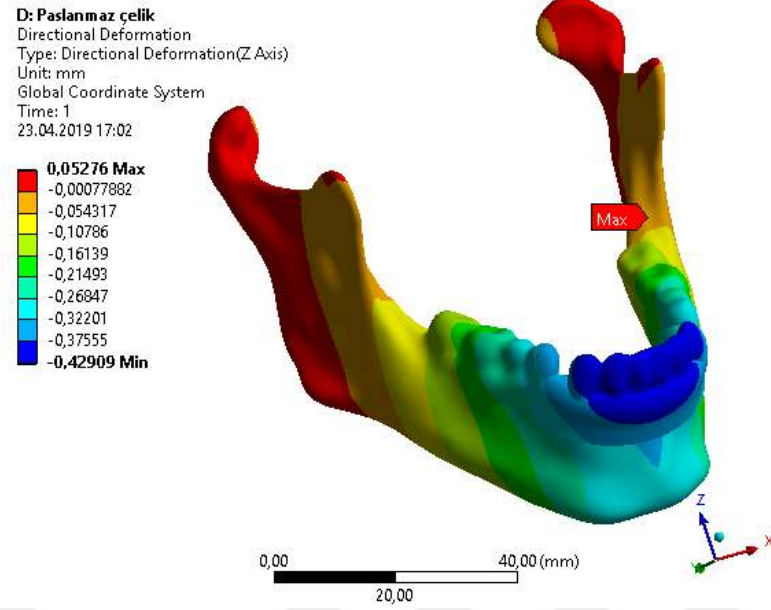
3.8. PASLANMAZ ÇELİK ALAŞIMLI KÖPRÜ KRON ÜZERİNDEKİ DEFORMASYONLAR

Paslanmaz çelik alaşımlı köprü kronlu modelde, kron uygulama üzerinde oluşan maksimum deformasyon değerleri analiz edilmiştir. Şekil 3.35’de total deformation, şekil 3.36’da ise directional deformation değerleri gözükmemektedir.



Şekil 3.35. Bütün model üzerinde oluşan toplam deformasyon.

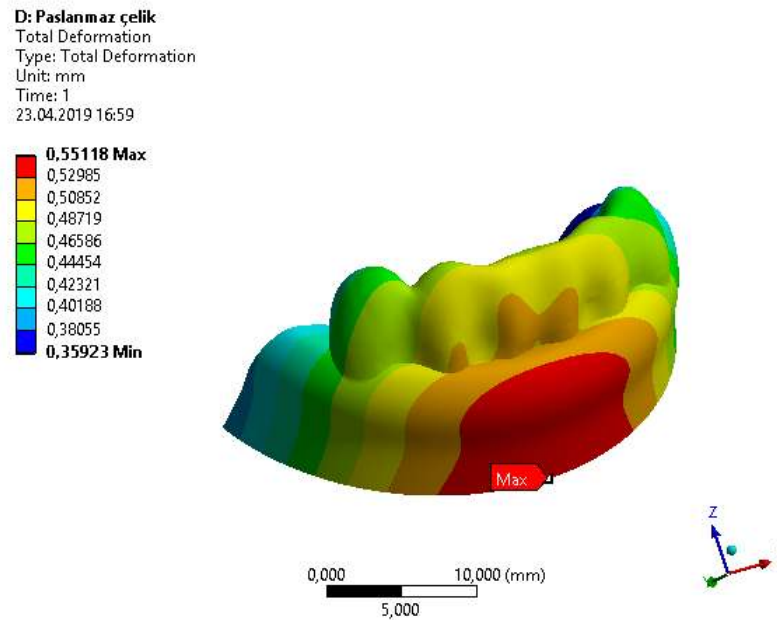
Bütün model üzerinde oluşan toplam deformasyon miktarı 0,6286 mm olarak ölçülmüştür. Bu değer daha çok model üzerinde değil, kemik üzerinde olduğu gözlemlenmiştir. Aynı model üzerinde directional deformation değeri de Şekil 3.36’da görülmektedir.



Şekil 3.36. Bütün model üzerinde oluşan direksiyonal deformasyon.

Model üzerinde direksiyonal deformation Z eksenini yönünde uygulanan kuvvet altında max. 0.05276 mm olarak ölçülmüştür.

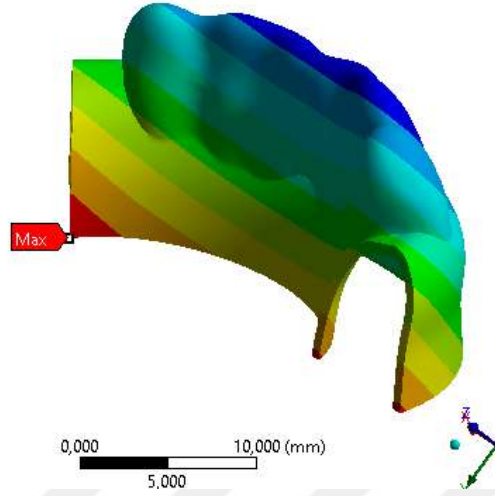
Kron model üzerinde ölçülen max. total deformasyon değeri 0,55118 mm olarak ölçülmüştür (Şekil 3.37).



Şekil 3.37. Kron model üzerinde oluşan total deformasyon.

D: Paslanmaz çelik
Directional Deformation 2
Type: Directional Deformation(Z Axis)
Unit: mm
Global Coordinate System
Time: 1
23.04.2019 17:28

-0,2249 Max
-0,24759
-0,27027
-0,29296
-0,31565
-0,33834
-0,36102
-0,38371
-0,4064
-0,42909 Min



Şekil 3.38. Kron model üzerinde oluşan direksiyon deşormasyon.

Kron model üzerinde oluşan direksiyon deşormasyon değeri ise -0,2249 mm olarak tespit edilmiştir.

4. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

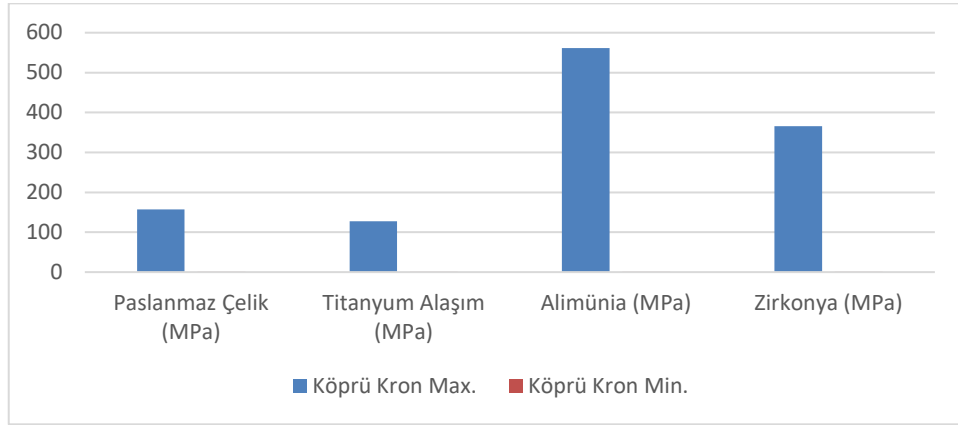
Bu çalışmada ön dişleri traşlanmış mandibula üzerine uygulanan kronların 4 değişik biyomalzeme (malzemeler Paslanmaz Çelik, Ti₆Al₄V, Alüminia, Zirkonya) tanımı yaparak sonuçları sonlu elemanlar analizi ile kıyaslanması hedeflenmiştir. Çizelge 4.1’de toplam gerilme miktarları verilmiştir.

Çizelge 4.1. Kullanılan malzemeler arasındaki gerilme değerleri.

Toplam Gerilmeler					
		Paslanmaz Çelik (MPa)	Titanyum Alaşım (MPa)	Alimünia (MPa)	Zirkonya (MPa)
Mandibula	Max.	180,52	181,5	391,5	391,21
	Min.	0,048488	0,033654	0,03381	0,029628
Köprü Kron	Max	157,47	127,65	561,74	365,7
	Min.	0,010498	0,0083136	0,020517	0,045482
Man. Kp.Kron	Max	180,52	181,5	561,74	390,21
	Min	0,010498	0,0083136	0,020517	0,029628

Çizelge 4.1’de kron modelleri arasında ki maksimum ve minimum gerilmeler gösterilmiştir. Buna göre en yüksek gerilme Alümüna malzeme ile yapılmış olan model üzerinde olmakla birlikte en az gerilme değeri Titanyum Alaşım malzeme ile imal edilen model üzerinde ortaya çıkmıştır.

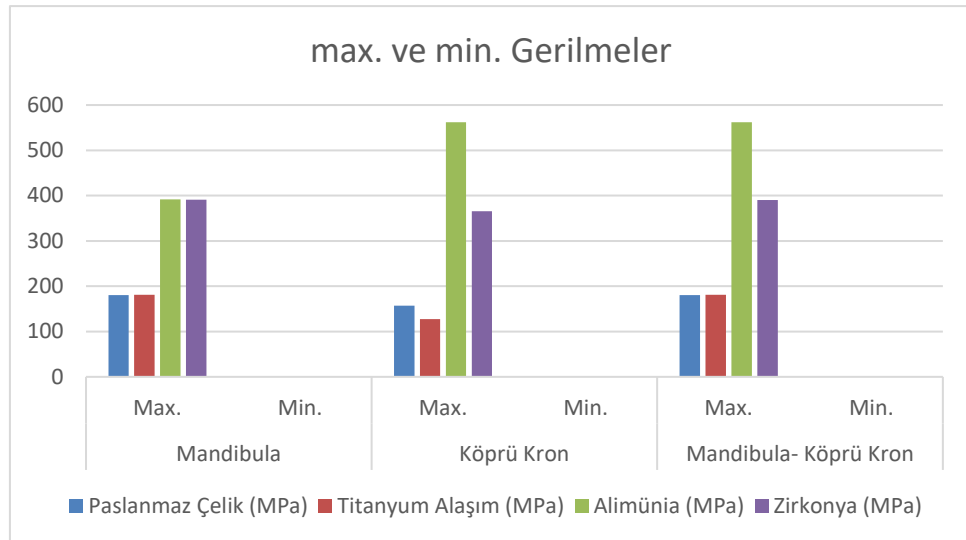
Çizelge 4.2. Kullanılan malzemeler arasındaki gerilme detayları.



Çizelge 4.2’de görüldüğü üzere metal destekli kronların metal desteksiz göre daha iyi sonuç verdiği ancak estetik ve doğal görünüm açısından ele alındığında zirkonia alaşımlı köprü kronun alümina alaşımlıya oranla daha iyi sonuç verdiği anlaşılmaktadır.

Çizelge 4.3’de ise tüm model üzerinde, aynı yön aynı değerde oluşturulan kuvvet altında verdiği tepkiler kıyaslanmıştır. Burada da zirkonia alaşımlı modelin daha iyi sonuç verdiği anlaşılmaktadır.

Çizelge 4.3. Kullanılan malzemelerin mandibula üzerindeki tepkileri.



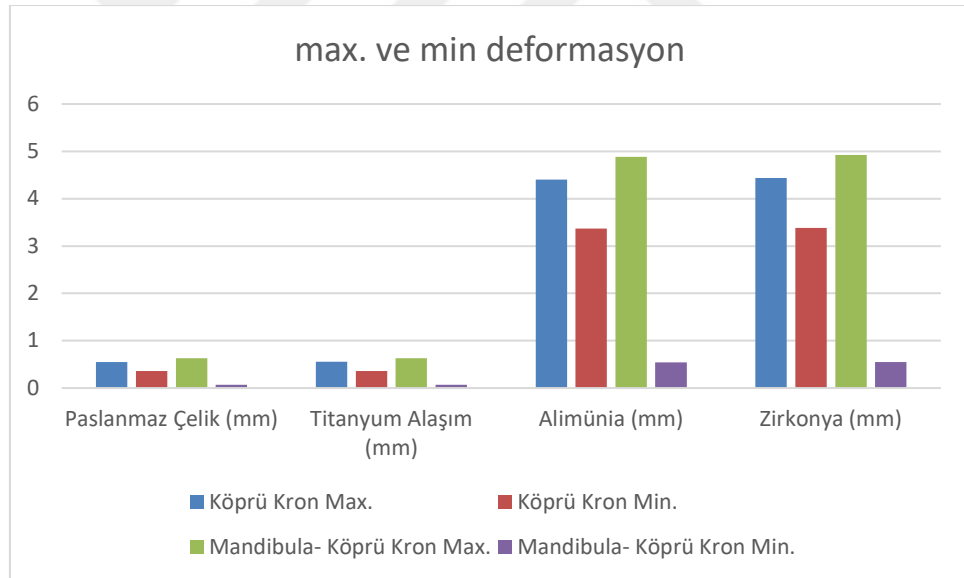
Toplam yer değiştirmeler için karşılaştırmalar yapıldığında da Zirkonia alaşımlı modelin daha iyi sonuçlar verdiği gözlemlenmiştir. Çizelge 4.5’de diğer modellerin karşılaştırılması bulunmaktadır. Çizelge 4.4’de ise toplam deformasyon değerlerinin detayları görülmektedir.

Çizelge 4.4. Kullanılan malzemeler arasındaki deformasyon değerleri.

Deformasyon değerleri					
		Paslanmaz Çelik (mm)	Titanyum Alaşım (mm)	Alimünia (mm)	Zirkonya (mm)
Köprü Kron	Max	0,55118	0,55319	4,4026	4,4348
	Min	0,35923	0,36027	3,3664	3,381
Man.Kp.Kron.	Max.	0,6286	0,63089	4,887	4,922
	Min.	0,069844	0,070099	0,543	0,54689

Çizelge 4.4'e göre oluşturulan karşılaştırma tablosunda Zirkonia ve alümina alaşımlı modellerin metal destekli yapılarla arasındaki deformasyon farkları gösterilmektedir. Çizelge 4.5'de ise toplam yer değiştirme (deformasyon) değerleri gösterilmiştir.

Çizelge 4.5. Toplam deformasyon değerlerinin karşılaştırılması.



Ayrı malzeme ve aynı geometriye sahip köprü kron uygulamalarının aynı kuvvet altında gerilme ve toplam yer değiştirme miktarları doğal olarak değişiklik göstermektedir. Bu mekanik olarak da beklenen bir durumdur. Bu sonuçlara göre; geometrinin, malzemenin ve köprünün yanı sıra uygulanacak kuvvetinde konumu da oldukça önemli olduğu göz önüne alınmalıdır ve bu duruma atıf yapan literatür çalışmaları da genel olarak benzer ifadeleri açıklamaktadır. Köprü Kronlar üzerindeki gerilmeler genel itibari ile mandibula ile temas ettiği yüzeyler üzerinde bulunmuştur. Bu çalışma dâhilinde elde edilen sonuçlarda bu yönde ifade birliği oluşturmaktadır.

Gerilmeyi en alt seviyede tutmak öncelikli amaç olmalıdır. Bunun yanında gerilmelerin köprü kronun her yerinde aynı seviyelere yakın olması önemli bir etken olacaktır.

Bu açıklamalar ışığında, çalışmanın sınırlamaları dâhilinde aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir;

- 1) Zirkonya alaşımlı köprü kron uygulamasında uygulanan ısıma kuvveti neticesinde gerilme yığılması köprü krondan ziyade mandibulada üzerinde olduğu görülmüştür.
- 2) Alüminya alaşımlı köprü kron uygulaması ile Zirkonya köprü kron arasında çok yüksek dayanım farklarının olmadığı ancak zirkonya esaslı seramik köprü kron uygulamalarının daha iyi sonuçlar verdiği ortaya çıkmıştır.
- 3) Metal desteksiz uygulamaların, metal destekli uygulamalara göre; sadece görsel olarak iyi sonuçlar verdiği anlaşılmış olup, alt destek malzemesinde günümüzde gelişen malzeme teknolojisi ve yeni nesil kompozit malzemelerin biyouyumlu olan türevleriyle yeni uygulamaların yapılması gerekmektedir.



5. KAYNAKÇA

- [1] Ö. Malkondu, N. Tinastepe, E. Akan, E. Kazazoğlu, “An overview of monolithic zirconia in dentistry,” *Biotechnology & Biotechnological Equipment*. c. 30, sayı 4, ss. 644-52, 2016.
- [2] Hl. Yoon, IS. Yeo, YJ. Yi, SH. Kim, JB. Lee, JS. Han, “Effect of surface treatment and liner material on the adhesion between veneering ceramic and zirconia,” *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*. c. 40, sayı 74, ss. 369, 2016.
- [3] Y. Özden, “Monolitik Zirkonya Restorasyonlarda Sinterleme Süresindeki Değişimin Marjinal ve İnternal Aralığa Etkisi,” Doktora Tezi, Diş Hekimliği, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Hacettepe Üniversitesi, Ankara, Türkiye, 2017.
- [4] J. Carames, L. Tovar Suinaga, YC. Lu, A. Perez, M. Kang, “Clinical Advantages and Limitations of Monolithic Zirconia Restorations Full Arch Implant Supported Reconstruction,” *International journal of dentistry*. c. 40, sayı 11, ss. 392-496, 2015.
- [5] B. Alpert, M. Engelstad, GM. Kushner. “Invited review: small versus large plate fixation of mandibular fractures.” *J Craniomaxillafac Trauma*. c. 5, sayı 9, ss. 33-38, 1999.
- [6] Y. Şirin, M. Said, E. Limani, S. Soley, “İki Farklı Sagittal Split Osteotomi Tekniğinin Titanyum Plakların In-Vitro Biyomekanik Dayanımı Üzerindeki Etkileri.” *İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. c. 45, sayı 3, ss. 67-63, 2011.
- [7] U. Lohbauer, S. Reich, “Antagonist wear of monolithic zirconia crowns after 2 years.” *Clinical oral investigations*. c. 40, sayı 16, ss. 786-798, 2016.
- [8] H. Takahashi, S. Moriyama, H. Furuta, H. Matsunaga, Y. Sakamoto, T Kikuta, “Split Ramus Osteotomy Fixed with Resorbable Compared with Titanium Bicortical Screws in Mandibles of Sheep.” *Head&Face Medicine*, c. 6, sayı 4, ss. 65-75, 2010.
- [9] C. Chuong, B. Borotkar, C. Schwartz-Dabney, P. Douglas Sinn, “Mechanical Characteristics of the Mandible After Bilateral Sagittal Split Ramus Osteotomy: Comparing 2 Different Fixation Techniques.” *American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons J Oral Maxillofac Surg*, c. 63, ss. 68-76, 2005.
- [10] ASL. Grahramanzadeh, H. Kovacı, H. Kaymaz, İ. Alsaran, A. Çelik, “Çene kırıklarında kullanılan mini plakların koyun çenesi üzerinde yerleştirilmesinin simülasyonu ve FEM ile gerilme analizi.” *TMMOB MMO Mühendis ve Makine Dergisi*, c. 53, ss. 44-49, 2012.
- [11] K. Güray, K. Bekir, “Metal Desteksiz Seramik Kron ve Köprü Protezlerinin Üretimi Production Of All-Ceramic Dental Crown and Bridge Prosthesis,” *Afyon Kocatepe Üniversitesi Fenbilimleri Dergisi*, sayı özel, ss. 261-272, 2007.
- [12] A. Esen, “Mandibula Angulus Fraktürlerinde Titanyum ve Rezorbe Olabilen Plak ve Vida Fiksasyonlarının Stabilitelerinin Karşılaştırılması,” Doktora Tezi, Ağız Diş ve Çene Hastalıkları Cerrahisi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Selçuk Üniversitesi, Konya, Türkiye, 2008.

- [13] A. Ayalı, "Mandibular Angulus Bölgesi Favorable ve Unfavorable Fraktürlerinde Uygulanan Farklı Fiksasyon Metotlarının Biyomekanik Etkilerinin Sonlu Elemanlar Analizi Yöntemi ile İncelenmesi." Doktora Tezi, Ağız ve Diş Hastalıkları Cerrahisi, Yakın Doğu Üniversitesi, Lefkoşa, KKTC, 2012.
- [14] I. Denry, JR. Kelly, "State of the art of zirconia for dental applications." *Dental materials: official publication of the Academy of Dental Materials*. c. 24, ss. 299-307, 2008.
- [15] O. R. Dingman, P. Natvig, "Surgery of facial fractures," *Philadelphia WB Saunders*, sayı 11, sss. 143-144
- [16] M. Ölmezli, E. Dayı, F. Ayrancı, G. Kaya, "Mandibular Condyle Fractures And Treatment Methods," *Cumhuriyet Dent J*. C15(1), S63-70, 2011.
- [17] İ. Kubilay, *Temel İlk Yardım Uygulamaları Eğitim Kitabı*, T.C. Sağlık Bakanlığı Ankara İl Sağlık Müdürlüğü Acil Sağlık Hizmetleri Şube, Ankara, Türkiye: 2011, böl. 4, ss. 35-45.
- [18] M. Gökcan, İ. Yorulmaz, C. Meço, "Mandibula Fraktürleri," *Ankara Üniversitesi, Tıp Fakültesi, Kbb A.B.D. Dergisi*, c. 8, sayı 1, ss. 17-27, 2009.
- [19] S. İrkören, N. Sivrioğlu, B. Bulut, A. Sonel, E. Ceylan, "Üç Yıl İçerisinde Opere Edilen 63 Mandibula Fraktürü Olgusunun Retrospektif Analizi," *Adnan Menderes Üniversitesi Tıp Fakültesi Dergisi*, c. 12, sayı 3, ss. 15-27, 2011.
- [20] E. Çetingül, "Çocuklarda Alt Çene Kırıklarının Protez Şineler ve Perimandibuler Ligatürlerle Tedavileri," *Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, c. 2, sayı 1, ss. 17-26, 1977.
- [21] K. Akdemir, "Çocuklarda Alt Çene Kırıkları ve Tedavi Şekilleri," Bitirme Tezi, Diş Hekimliği Fakültesi, Ege Üniversitesi, İzmir, Türkiye, 2017.
- [22] R. Gutwald, B. Alpert, R. Schmelzeisen, "Principle and stability of locking plates," *Keio Journeal Med*, c. 52, sayı 1, ss. 21-24, 2013.
- [23] B. Alpert, R. Gutwald, R. Schmelzeisen, "New innovations in craniomaxillofacial fixation: the 2.0 lock system," *Keio Journeal Med*, c. 52, sayı 2, ss. 120-127, 2003.
- [24] R.H. Haug, C.C. Street, M. Goltz, "Does plate adaptation affect stability? A biomechanical comparison of locking and nonlocking plates," *J Oral Maxillofac Surg*, c. 60, sayı 11, ss. 1319-1326, 2002.
- [25] E. Ellis, J. Graham, "Use of a 2.0-mm locking plate/screw system for mandibular fracture surgery," *J Oral Maxillofac Surg*, c. 60, ss. 642-645, 2002.
- [26] CP. Collins, G. Pirinjian-Leonard, A. Tolas, R. Alcalde, "A prospective randomized clinical trial comparing 2.0-mm locking plates to 2.0-mm standard plates in treatment of mandible fractures," *J Oral Maxillofac Surg*, c. 62, sayı 11, ss. 1392-1395, 2014.
- [27] TA. Chiodo, VB. Ziccardi, M. Janal, C. Sabitini, "Failure strength of 2.0 locking versus 2.0 conventional Synthes mandibular plates: A laboratory model," *J Oral Maxillofac Surg* c. 64, sayı 10, ss. 1475-1479, 2006.

- [28] G. Demir, N. Bingöl, S. Karagöz, *İlk Yardım Kaynak Kitabı*, 1. baskı, Ankara, Türkiye: Türk Hava Kurumu Matbaası, 2007, böl. 1 ss. 18-29.
- [29] MA. Pimenta, LC. Frasca, R. Lopes, E. Rivaldo, "Evaluation of marginal and internal fit of ceramic and metallic crown copings using x-ray microtomography (micro-CT) technology." *The Journal of prosthetic dentistry*. C114(2), S223, 2011.
- [30] Anonim, (2018, Ağustos). Erişim: <http://orthoinfo.aaos.org/all.cfm>
- [31] Anonim, (2018, Ağustos). Erişim: <http://lokman.cu.edu.tr.htm>
- [32] Anonim, (2018, Nisan). Erişim: <http://cuort.kolayweb.com/449291554685.htm>
- [33] P. Boitelle, B. Mawussi, L. Tapie, O. Fromentin, "A systematic review of CAD/CAM fit restoration evaluations." *Journal of oral rehabilitation*. c. 41, sayı 11, ss 853-874, 2014.
- [34] K. Ueda, F. Beuer, M. Stimmelmayer, K. Erdelt, C. Keul, JF. Guth, "Fit of 4-unit FDPs from CoCr and zirconia after conventional and digital impressions." *Clinical oral investigations*. c. 20, sayı 2, ss. 283-285, 2016.
- [35] Y.Z. Cömert, I. Cömert, A. Bakkaloğlu, "Toz Metalurjisinde Kullanılan Biyomalzemeler." *11th International Materials Symposium*. ss. 161-165, 2006.
- [36] R. Belli, R. Frankenberger, A. Appelt, J. Schmitt, LN. Baratieri, P. Greil et al. "Thermalinduced residual stresses affect the lifetime of zirconia-veneer crowns." *Dental materials: official publication of the Academy of Dental Materials*. c. 29, sayı 2, ss. 181-190, 2013.
- [37] C. Ulm, P. Solar, R. Blahaut, "Reduction Of The Compact And Cancellous Bone Substances Of The Edentulous Mandible Acused By Resorbtion." *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, c. 74, ss. 131-136, 2002.
- [38] M. N. Baran "Finite Element Analysis On Microcomputers." *Mcgrow Hill, Ins*. c. 1, ss. 27-60, 1988.
- [39] H. Zhang, BN. Kim, K. Morita, HY. Kejiro Hiraga, Y. Sakka, "Effect of sintering temperature on optical properties and microstructure of translucent zirconia prepared by highpressure spark plasma sintering." *Science and Technology of Advanced Materials*. c. 12, sayı 5, ss. 55-65, 2011.
- [40] U. Meyer, D. Vollmer, C. Runte, C. Bourauel, U. Joos, "Bone Loading Pattern Around Implants In Average And Atrophic Edentulous Maxillae: A Finite-Element Analysis," *J Cranio Maxillofac Surg* c. 29, ss. 100-105, 2011.
- [41] A. Balatlıoğlu, "Akrilik Kaide ve Yumuşak Astarlı Tam Protezlerde ve Destek Dokularında Gerilme Dağılımlarının Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Gerilme Analizi ile İncelenmesi." Doktora Tezi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, İstanbul Üniversitesi, İstanbul, Türkiye, 2000.

ÖZGEÇMİŞ

KİŞİSEL BİLGİLER

Adı Soyadı : Murat PÜSÜR
Doğum Tarihi ve Yeri : 11.10.1987- Giresun
Yabancı Dili : İngilizce
E-posta : muratpusur@gmail.com

ÖĞRENİM DURUMU

Derece	Alan	Okul/Üniversite	Mezuniyet Yılı
Y. Lisans	İmalat Müh.	Düzce Üniversitesi	2019
Lisans	Makine Eğitimi	Düzce Üniversitesi	2011
Lise	Makine Ressamlığı	Haydarpaşa End. Mes. Lisesi	2004

YAYINLAR

- Özkan A., Atık F., Baba F., Özder U., Püsür M., Material Comparisons Of Mandibular Square Type Plate Fixators, Journal of Engineering Research and Applied Science, (2013), Sayı: 2, 154-160
- Özkan A., Püsür M., Çelik T., Taşdemirci Ç., Optimal Location Determinations For Different Types Of Mandibular Fractures, 4th International Conference on Engineering And Natural Science (ICENS), (2018), 720-726