



**KİŞİYE ÖZEL İMPLANT SİSTEMİNDE
KULLANILACAK HAM MAMULLERİN DİNAMİK
YORULMA TESTİ ve SONLU ELEMANLAR
ANALİZİ ile KARŞILAŞTIRILMASI**

**2024
YÜKSEK LİSANS TEZİ
BİYOMEDİKAL MÜHENDİSLİĞİ**

Vildan Fadime DEMİREZEN

**Tez Danışmanı
Dr. Öğr. Üyesi Kenan IŞIK**

**KİŞİYE ÖZEL İMPLANT SİSTEMİNDE KULLANILACAK HAM
MAMULLERİN DİNAMİK YORULMA TESTİ ve SONLU ELEMANLAR
ANALİZİ ile KARŞILAŞTIRILMASI**

Vildan Fadime DEMİREZEN

**Tez Danışmanı
Dr. Öğr. Üyesi Kenan IŞIK**

**T.C.
Karabük Üniversitesi
Lisansüstü Eğitim Enstitüsü
Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalında
Yüksek Lisans Tezi
Olarak Hazırlanmıştır**

**KARABÜK
Haziran 2024**

Vildan Fadime DEMİREZEN tarafından hazırlanan “KİŞİYE ÖZEL İMPLANT SİSTEMİNDE KULLANILCAK HAM MAMULLERİN DİNAMİK YORULMA ve SONLU ELEMANLAR ANALİZİ ile KARŞILAŞTIRILMASI” başlıklı bu tezin Programı Seçin olarak uygun olduğunu onaylarım.

Dr. Öğr. Üyesi Kenan IŞIK

.....

Tez Danışmanı, Mekatronik Mühendisliği Anabilim Dalı

Bu çalışma, jürimiz tarafından Oy Birliği ile Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalında Yüksek Lisans tezi olarak kabul edilmiştir. 28/06/2024

Ünvanı, Adı SOYADI (Kurumu)

İmzası

Başkan : Doç. Dr. Ebru YABAŞ (SCÜ)

.....

Üye : Dr. Öğr. Üyesi Kenan IŞIK (KBÜ)

.....

Üye : Doç. Dr. Daver ALİ (KBÜ)

.....

KBÜ Lisansüstü Eğitim Enstitüsü Yönetim Kurulu, bu tez ile, Yüksek Lisans derecesini onamıştır.

Doç. Dr. Zeynep ÖZCAN

.....

Lisansüstü Eğitim Enstitüsü Müdürü

“Bu tezdeki tüm bilgilerin akademik kurallara ve etik ilkelere uygun olarak elde edildiğini ve sunulduğunu; ayrıca bu kuralların ve ilkelerin gerektirdiği şekilde, bu çalışmadan kaynaklanmayan bütün atıfları yaptığımı beyan ederim.”

Vildan Fadime DEMİREZEN

ÖZET

Yüksek Lisans Tezi

KİŞİYE ÖZEL İMPLANT SİSTEMİNDE KULLANILACAK HAM MAMULLERİN DİNAMİK YORULMA ve SONLU ELEMANLAR ANALİZİ İLE KARŞILAŞTIRILMASI

Vildan Fadime DEMİREZEN

Karabük Üniversitesi

Lisansüstü Eğitim Enstitüsü

Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı

Tez Danışmanı:

Dr. Öğr. Üyesi Kenan IŞIK

Haziran 2024, 33 sayfa

Bu çalışmada, üretim teknolojilerinin gelişmesi ve medikal sektörde kullanımının yaygınlaşması ile ortaya çıkan kişiye özel implant sistemi ve bu implantlarda kullanılması planlanan ham malzemelerin dinamik yorulma test sonuçları ile sonlu elemanlar analizi yöntemiyle elde edilen sonuçların karşılaştırılması yapılmıştır. Çalışmada ilk olarak kişiye özel implant kavramının kapsamı ve bu implantlarda kullanılması gereken malzemelerden bahsedilmiştir. Bahsedilen malzemeler kullanılarak belirlenen ölçülerde talaşlı imalat ve eklemeli imalat yöntemleri ile numuneler üretilmiş ve üretilen numunelere statik ve dinamik testler uygulanmıştır. Uygulanan testlerden elde edilen sonuçlar malzeme ve üretim yöntemi açısından değerlendirilmiştir. Değerlendirmeler sonucunda belirlenen malzemelerden CoCr daha dayanıklı bir malzeme olarak belirlenirken üretim yöntemleri

değerlendirilmesinde ise talaşlı imalat ile üretilen parçaların daha dayanıklı olduğu görülmüştür.

Anahtar Sözcükler : Kişiyeye özel, İmplant, Yorulma, Malzeme

Bilim Kodu : 92503

ABSTRACT

Master Thesis

DYNAMIC FATIGUE TESTING OF RAW MATERIALS TO BE USED IN A CUSTOMIZED IMPLANT SYSTEM AND COMPARISON OF FINITE ELEMENT ANALYSIS

Vildan Fadime DEMİREZEN

**Karabük University
Institute of Graduate Programs
Department of Biomedical Engineering**

Thesis Advisor:

Assist. Prof. Dr. Kenan IŞIK

June 2024, 33 pages

This study compares the results obtained from dynamic fatigue testing and finite element analysis of raw materials planned for use in personalized implant systems which were made possible by the advancements in production technologies and their widespread adoption in the medical sector. The study first discusses the concept of personalized implants and the materials necessary for these implants. Samples were then produced using subtractive manufacturing and additive manufacturing methods according to specified dimensions using the mentioned materials. Static and dynamic tests were applied to the produced samples. The results from these tests were evaluated in terms of materials and manufacturing methods. Based on the evaluations, CoCr was identified as a more durable material, and in terms of manufacturing methods, parts produced by subtractive manufacturing were found to be more durable.

Key Word : Customized, Implant, Fatigue, Material

Science Code : 92503

TEŞEKKÜR

Bu tez çalıŐmasının planlanmasında, araŐtırılmasında, yürütülmesinde ve oluşumunda ilgi ve desteğini esirgemeyen, aileme, arkadaşlarıma danışman hocam Dr. Öğr. Üyesi Kenan IŞIK'a, yöneticilerim Mustafa ÇETİN, Gökhan ALEGÖZ, jüri üyelerim Doç. Dr. Daver ALİ ve Doç.Dr. Ebru YABAŞ'a ve çalışma arkadaşlarıma tüm kalbimle teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

	<u>Sayfa</u>
KABUL.....	ii
ÖZET.....	iv
ABSTRACT.....	vi
TEŞEKKÜR.....	viii
İÇİNDEKİLER	ix
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	xi
ÇİZELGELER DİZİNİ	xii
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	xiii
BÖLÜM 1	1
KİŞİYE ÖZEL İMPLANT NEDİR	1
1.1. KİŞİYE ÖZEL İMPLANTIN AVANTAJLARI.....	5
BÖLÜM 2	7
KİŞİYE ÖZEL İMPLANT SİSTEMİNDE KULLANILAN MALZEMELER	7
2.1. CoCr ALAŞIMLARI.....	8
2.1.1. CoCr Alaşımlarının Mekanik Özellikleri	10
2.2. Ti ve Ti ALAŞIMLARI	11
2.2.1. Ti ve Ti Alaşımlarının Mekanik Özellikleri	13
BÖLÜM 3	15
SONLU ELEMANLAR ANALİZİ.....	15
BÖLÜM 4	17
TEST YAPILACAK NUMUNELERİN HAZIRLANMASI	17
BÖLÜM 5	23
NUMUNELERİN SİMÜLASYON VE TESTLERİNİN GERÇEKLEŞMESİ.....	23

5.1. SONLU ELEMANLAR ANALİZİ.....	23
5.2. TESTLERİN YAPILMASI.....	24
BÖLÜM 6	27
SONUÇLAR.....	27
KAYNAKLAR	30
ÖZGEÇMİŞ	33

ŞEKİLLER DİZİNİ

Sayfa

Şekil 1.1. Kronomaksilafasiyal rekonstrüksiyon ameliyat ve üretim akış şeması	3
Şekil 1.2. Operasyon aşamaları	4
Şekil 1.3. Ortopedide uygulanması	4
Şekil 1.4. Kişiyeye özel dental implant modeli.	5
Şekil 2.1. Dişçilikte CoCr uygulaması.	9
Şekil 2.2. Diz ekleminde CoCr uygulaması.	9
Şekil 2.3. Ortopedide titanyum plak uygulamaları.	12
Şekil 2.4. Titanyumun dental uygulamalarda kullanımı.	12
Şekil 3.1. Sonlu elemanlar simülasyon analizi	16
Şekil 4.1. Numune SOLIDWORKS resimleri.	17
Şekil 4.2. Üretimi yapılan test numuneleri.....	19
Şekil 4.3. Aparat tasarımı.....	20
Şekil 4.4. Tasarlanan aparat sonrası yapılan simülasyon sonuçları.	20
Şekil 4.5. Numune ölçüleri.....	21
Şekil 4.6. Revizyon yapılmış son numune	22
Şekil 5.1. Analizlerde görülen stres dağılımı.	24
Şekil 5.2. Test sonucu görülen kopmalar	26

ÇİZELGELER DİZİNİ

	<u>Sayfa</u>
Çizelge 2.1. Yaygın Olarak Kullanılan Biyomalzemeler	7
Çizelge 2.2. CoCr Alaşımlarının Mekanik Özellikleri.....	10
Çizelge 2.3. Titanyum ve Alaşımlarının Mekanik Özellikleri.....	13
Çizelge 6.1. Numunelerde Görülen Kırılmaların Gerçekleştiği Döngü Sayıları.	28
Çizelge 6.2. Statik Çekme Kuvveti Sonucu Elde Edilen Kopma Kuvvet Değerleri..	28

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

SİMGELER

Co	: kobalt
Cr	: krom
Ti	: titanyum
Al	: alüminyum
Mo	: molibden
Ni	: nikel
Cu	: bakır
Sn	: kalay
Ga	: galyum
Zr	: zirkonyum
Nb	: niyobyum
Ta	: tantal
BT	: bilgisayarlı tomografi

KISALTMALAR

- AISI : American Iron and Steel Institute (Amerika Demir ve Çelik Enstitüsü)
- ASTM: American Society for Testing and Materials (Amerika Deneme ve Malzeme Topluluğu)
- AWS : American Welding Society (Amerika Kaynak Topluluğu)
- DIN : Deutch Industrie Normen (Alman Endüstri Normları)
- EN : European Norm (Avrupa Normu)
- TS : Türk Standardı
- ISO : International Standardization Organization (Uluslararası Standardizasyon Teşkilatı)
- FEM : Finite Element Metodu (Sonlu Elemanlar Metodu)

BÖLÜM 1

KİŞİYE ÖZEL İMPLANT NEDİR

Evrensel olarak kabul edilmiş bir tanımı olmamasına karşın kişiye özel implant ya da diğer ismiyle ısmarlama imal edilen implant genel olarak, belirli bir hastanın özel ihtiyaçlarını karşılamak için yalnızca o hastanın kullanımına uygun niteliklere sahip, bir uzman hekim tarafından hazırlanan reçeteye uygun olarak tasarlanmış ve üretilmiş tıbbi cihaz olarak tanımlanabilir [1]. Kişiyeye özel tıbbi cihazlar, ticari olarak temin edilebilen ürünlerin veya alternatif tedavilerin bireyde yetersiz kaldığı durumlarda çözüm sağlayacak şekilde tasarlanmaktadır [2].

Temel olarak;

- Yalnızca belirli bir bireyin kullanımına özgü olması
- Yetkili bir sağlık profesyonelinin talebi doğrultusunda kişiye özel tasarıma sahip olması
- Kullanılması planlanan bireyin spesifik anatomo-fizyolojik özelliklerini ve patolojik durumuna uygun olması gerekmektedir.

Yukarıda verilen maddelerden de anlaşılacağı gibi belirlenen hasta dışında kullanılan, uyarlanabilen veya seri üretim olan hiçbir implant kişiye özel implant olarak nitelendirilmemektedir.

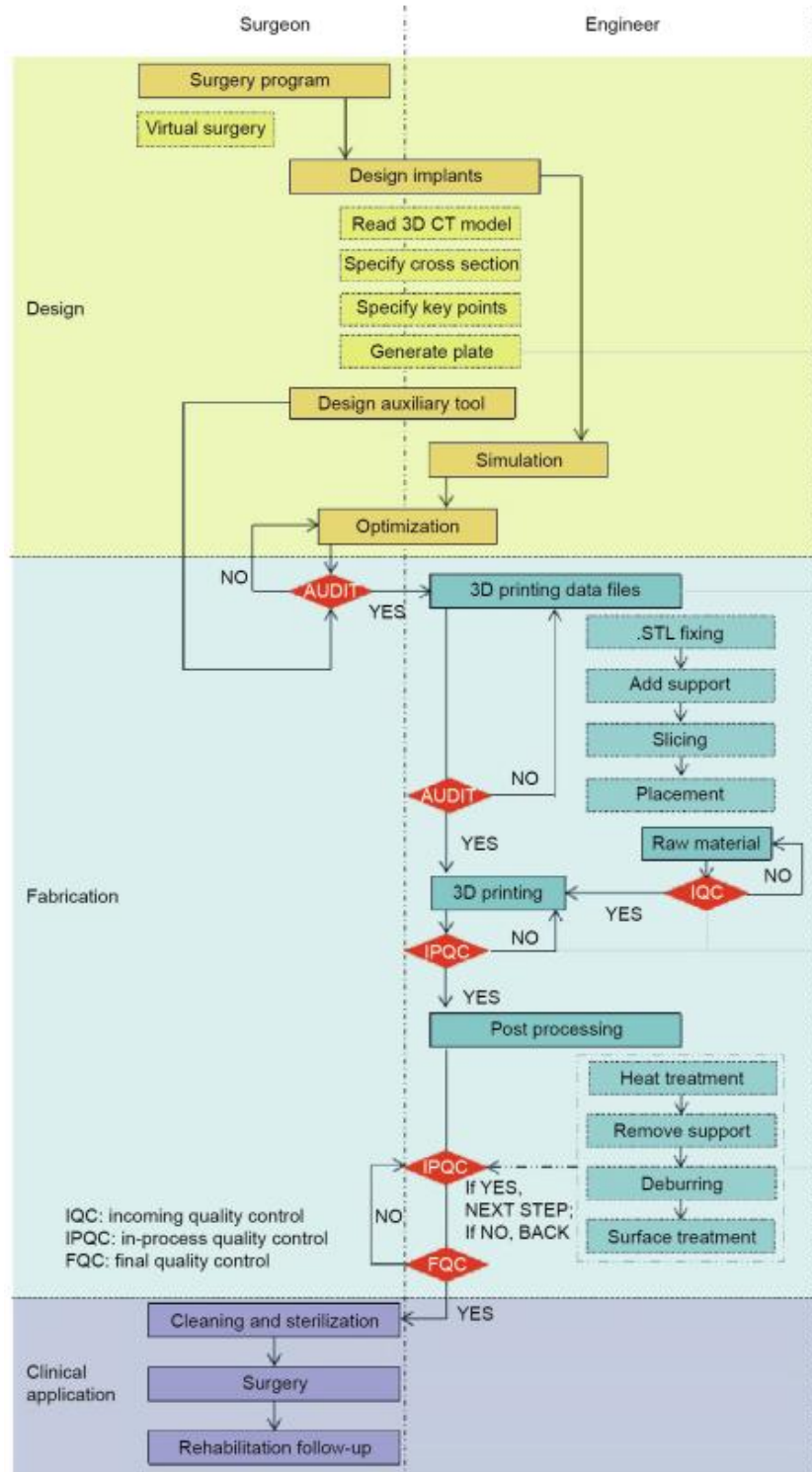
Gelişen üretim teknolojisinin medikal sektörde kullanımını kişiye özel implant uygulamalarının yaygınlaşmasına imkân oluşturmuştur. Tıbbi görüntüleme, bilgi işlem programları ve ameliyat yöntemlerinin gelişimindeki ilerlemeler de hastaya özgü prosedürlerin ve hasta anatomisini temsil eden sanal modellerin oluşturulma oranını arttırmaktadır. Bu imkanlar hastayı ve hekimi kişiye özel implant uygulamalarını tercih etmeye yöneltmektedir [3].

Bununla birlikte 3B metal yazıcılarda ve CNC tezgahlarda biyomalzemelerin kullanılabilirliği, mikro ve makro boyutlarda işlemler yapılabilmesi ve üretim yöntemlerinin medikal harici çeşitli endüstriyel alanlarda devrim yaratması gibi

etkenlerden dolayı 3B yazıcılar ve CNC tezgahların her ikisi de üretim yöntemi olarak seçilebilir hale gelmiştir.

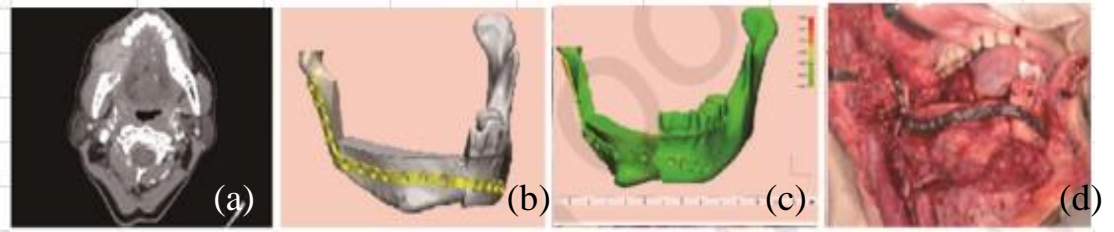
Literatürdeki çalışmalarını incelediğimizde başta ortopedi alanında olmak üzere ağız ve çene cerrahisinde kişiye özel implant uygulamalarını görmekteyiz. Çalışmaların örneklerinden biri 2020 yılında Çin’de yapılan kronomaksillafasiyal rekonstrüksiyon ameliyatında kullanılmak üzere hazırlanmış bir implanttır [4]. Bahsi geçen çalışmada anlatılan Kronomaksillafasiyal rekonstrüksiyon tedavisi yaygın bir tümör çıkarma veya travma ameliyatı olmasına rağmen kemik için standart üretilmiş implantların ameliyat sırasında bükülerek yerleştirilmesi gerektiğinden dolayı deneyimsiz cerrahlar için hataya oldukça açık bir işlem haline gelmektedir. Standart olarak üretilen implantın bükülmesi gerektiğinden dolayı hazırlanan çalışmada 3B yazıcı ile hastanın çene yapısına uygun bir model oluşturulup, üretimi gerçekleştirilip implantasyonu gerçekleştirilmiştir. Tedavi sürecinde hastadan alınan bilgisayarlı tomografi verilerine uygun olarak tasarlanan model, simülasyon programları ile kontrol edilmiş ve gerekli optimizasyon sağlanmıştır. Devamında 3B yazıcı için gerekli veri dosyaları oluşturulmuş ve üretimi yapılmıştır. Ameliyat öncesi yüzey kalitesinin artırılması ve sterilizasyon işlemleri gerçekleştirilerek operasyona hazır hale getirilmiştir.

Veri alınmasından implantasyon işleminin tamamlanmasına kadar olan süreçler bir akış oluşturmaktadır ve kişiye özel implant uygulamasında Şekil 1.1’ de belirtilen şekilde kullanılabilir.



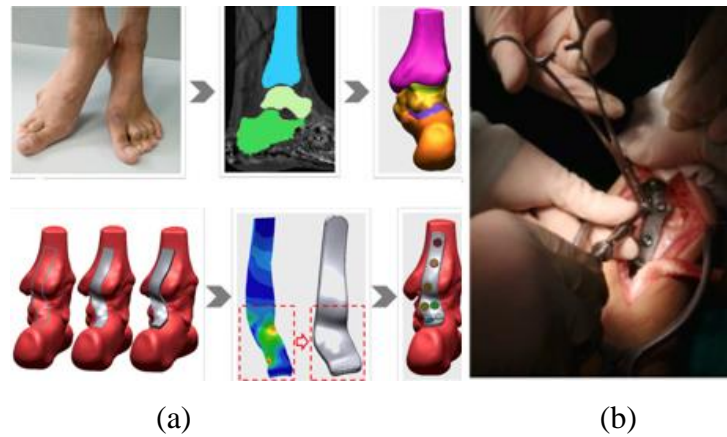
Şekil 1.1. Kronomaksilafasiyal rekonstrüksiyon operasyonu için implant üretim ve ameliyat akış şeması. [4].

İş akışında bahsedildiği üzere Şekil 1.2. de görüldüğü gibi ilk olarak hastadan alınan bilgisayarlı tomografi görüntülerine uygun olacak şekilde implant tasarlanmış ve simülasyon programları ile mekanik özellikleri test edilmiştir. Son olarak üretimi yapılan parça hastaya implante edilerek tedavi gerçekleştirilmiştir.



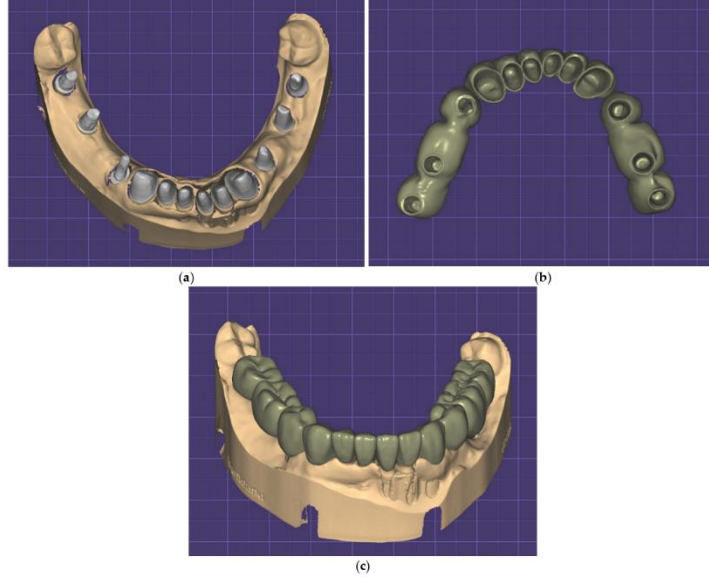
Şekil 1.2. Operasyon aşamaları: a) hasta BT görüntüsü b) tasarlanan implant modeli c) simülasyon testleri d) operasyon sırasında implant

Ağız ve çene cerrahisi haricinde kişiye özel implant kullanımının yaygın olarak kullanıldığı alanlardan bir diğeri de ortopedidir. Kişiyeye özel implantların ortopedi alanındaki kullanımına bir örnek ise 2021 yılında Çin’de yapılan tibialokalkenal artrodez için kişiselleştirilmiş bir plak tasarımıdır. Ortopedi alanında yaygın görülen bir durum olan ayak düşmesi, ön ayağın kaldırılamaması anlamına gelmektedir. Ayak ve ayak bileğinin kaynaşmasını içeren tibialokalkaneal tedavisi ayağın işlevlerini yerine getirmesini sağlayan ve ayak bileğinin sabitleştirildiği sık kullanılan bir tedavidir. Bu çalışma bir önceki maksillofasiyal rekonstrüksiyon çalışmasında bahsedilen aşamaları içermektedir. Şekil 1.3.’de belirtildiği gibi veri alınması, tasarım, simülasyon ve üretim yapıldıktan sonra operasyon gerçekleştirilmiştir.



Şekil 1.3. Kişiyeye özel implantın ortopedide uygulanması: a) operasyon öncesi aşamalar b) implante edilmiş implant

Bahsedilen ağız ve çene cerrahisi ve ortopedi örnekleri haricinde dental uygulamalarda da kişiye özel implant çalışmalarına rastlanmaktadır. Rastlanan çalışmalara Şekil 1.4.'de verilen subperiostal implant örnek olarak verilebilir. Kullanılan protezler ve dental dayanaklar aynı prosedürü takip edilerek üretilmekte ve kullanıma sunulmaktadır [5].



Şekil 1.4. Kişiye özel dental implant modeli

1.1. KİŞİYE ÖZEL İMPLANTIN AVANTAJLARI

Kişiye özel implant uygulamalarının yaygınlaşmasındaki en büyük sebepler şüphesiz sağladığı avantajlardır. Üretim yöntemlerinden 3B baskının kullanılması ile kısa sürede özel implant modelleri geliştirilmekte ve üretilmektedir. Üretim süresinin 3B yazıcı ile kısaltılması üreticiler için tercih edilen bir avantaj olurken, hasta açısından, ameliyat tarihini uzun süreli beklenmemesi avantaj olarak görülebilir.

Standart uygulamalarda görülen, operasyon sırasında hekimin implantı hastaya uygun hale getirmeye çalışması, ameliyat süresini uzatmaktadır. Ancak kişiye özel implant uygulaması ile ameliyat sırasında implantın hastaya uygun hale getirilme sorun ortadan kaldırılarak cerrahi süre kısalmaktadır. Cerrahi sürenin kısaltılması hastada komplikasyon riskini azaltarak tıbbi sonuçların iyileştirilmesi avantajını da beraberinde getirmektedir.

Çalışmalardan gözlemlenen avantajlardan en önemlisi ise, hastaya özgü olan anatomiye göre uyarlanmış ve hastanın yaşamsal fonksiyonlarını yerine getirebileceği ürünlerin üretilmesidir. Hastaya özgü olması cerrahi süreyi kısaltmakla beraber kişinin ameliyat sonrası hayatını idame ettirmesini kolaylaştırmakta ve implant ömrünü uzatmaktadır [6].

Kişiye özel implantın bahsedilen avantajları aşağıdaki üç başlık altında toplanabilir.

Mükemmel Uyum: Özellikle nöroşirürji ve çene cerrahisi gibi alanlarda tüm hastalara uyacak belirli bir prosedür bulunmamaktadır. Kişiden kişiye farklılık gösteren anatomik yapıya uygun bir şekilde tasarım yapılmalıdır. Bu da kişiye özel implantlar ile mümkün olabilmektedir. Bu uygulamalar sonucunda hastada elde edilebilecek en iyi anatomik uyum sağlanmaktadır.

Hastanın Hızlı İyileşmesi: Kullanılan implantın doku ve organlar ile uyumu ne kadar yüksek olursa, işlevini yerine getirmeye başlaması da o kadar erken olur. Bir önceki maddede bahsedilen mükemmel uyum ise, hızlı iyileşmeyi sağlayan en önemli etkidir. Standart üretim olan implantları hastaya uygun olacak şekilde ayarlamak yüksek kemik deformasyonlarına, ameliyat süresinin uzamasına ve ameliyat esnasında oluşabilecek enfeksiyon riskinin artmasına yol açarak, verimliliği ve hastaların iyileştirme oranını düşürmektedir. Kişiye özel uygulamalarda ise bunları minimize etmek mümkündür.

Daha Kısa Ameliyat Süresi: İmplant ameliyatlarında kullanılan geleneksel prosedürlerde, cerrah hastada değerlendirme yaparak implantın yerleştirilmesini planlar ve en uygun implantasyon şeklini bulana kadar ayarlamalara devam eder. Daha fazla ayarlama işlemi daha uzun ameliyat süresi anlamına gelmektedir. Ancak kişiye özel implantlar hastaya tam ayarlı imal edildikleri için ameliyat süreleri kısalmaktadır [7].

BÖLÜM 2

KİŞİYE ÖZEL İMPLANT SİSTEMİNDE KULLANILAN MALZEMELER

Kişiyeye özel implant sisteminde birinci bölümde bahsedilen avantajların sağlanabilmesi için malzeme seçimi oldukça kritik bir parametredir. Malzemenin biyouyumlu olması gerektiği kadar vücutta kullanılması gereken bölgeye planlanan uygun mekanik özelliklere sahip olması da gerekmektedir.

Biyomalzemeler olarak adlandırılan, vücuttaki canlı dokuların işlevlerini yerine getirmek için kullanılan doğal ya da sentetik malzemeler, gerekli biyomekanik ve biyouyumluluk özelliklerini sağlamaktadır [8]. İmplant için uygun malzemelerin seçimi, implantların uzun süreli kullanılabilmesi ve istenen performansı göstermesi açısından oldukça önemlidir [9].

Günümüzde, gerekli olan biyouyumluluk ve biyomekanik özelliklerine sahip birçok biyomalzeme bulunmaktadır. Aşağıda verilen Çizelge 2.1. de yaygın olarak kullanılan biyomalzemeler görülmektedir.

Çizelge 2.1. Yaygın olarak kullanılan biyomalzemeler

Metaller	Seramikler	Polimerler
Paslanmaz Çelikler 316L;316;17-7 PH	FRIALIT DEGUSSIT	PE
Yüksek Nitrojenli Paslanmaz Çelikler AISI 304	Al ₂ O ₃ ZrO ₂	PMMA
Saf Ti ve Alaşımları Ti6Al-4V Ti-6Al-7Nb Ti-5Zr-8Nb-2Ta	SiO ₂ (SiO ₄)-4 (Si ₂ O ₇)-6	PU Plivil-Klorid
Co-Cr-Mo Co-Cr-W-Ni Co-Cr-Ni-Mo-Fe ve alaşımları	Hidroksiapatit	Saf Silikon Elastomer Akrilik Reçine

Genel anlamda malzeme seçiminde;

- Kullanım sırasında implantın maruz kalacağı kuvvet ve bu kuvvete karşı koyacağı dayanım
- Toksik etki
- Biyouyumluluk
- Korozyon direnci
- Kimyasal kararlılık
- Vücutta kullanım yeri
- Kişinin ağırlığı
- Uygun tasarım ve üretim

gibi etkenlere göre seçim yapılmaktadır [8,10]. Bu özellikleri sağlayan birçok malzeme bulunmasına karşın, malzemenin üretilebilirliği, şekil verilebilirliği ve maliyeti gibi etkenler malzeme havuzunu kısıtlamaktadır.

Özellikle günümüzde seri üretim alanında sıklıkla kullanılan malzemeler, bar ve plaka bulunması durumunda CNC tezgahların, bu malzemelerin metal tozu bulunması durumunda ise metal yazıcıların kullanımına imkân sağlamaktadır. Malzeme seçiminde dikkat çeken bir diğer konu ise kişiye özel implant talep eden kurumların Kobalt-Krom (CoCr) alaşımları ve titanyum alaşımlarını daha sık tercih etmesidir. Sıkça tercih edilen bu iki malzemenin mekanik özellikleri incelendikten sonra implant tedavisi uygulanacak vücut bölümünün fonksiyonel özelliklerine ve maruz kalacağı fiziksel kuvvetlere göre malzeme seçimi yapılmaktadır.

2.1. CoCr ALAŞIMLARI

Kobalt esaslı alaşımlar, birçok mühendislik uygulamasında yaygın olarak kullanılmaktadır. Kobalt malzemelere ilave edilen en önemli iki alaşım elementinden birisi krom diğeri karbondur. Karbon, malzemenin dökülebilirliğini artırırken, krom eklenen alaşımlarda yüksek korozyon direnci ile karşılaşılmaktadır. Alaşım halinde olmadığı durumlarda kobaltın korozyon direnci istenildiği seviyede olmadığından cerrahi uygulamalara uygun değildir. Krom ilavesi ile malzeme korozif ortama karşı kendini korumaktadır [11]. CoCr alaşımında sıvı çözeltilere karşı olan korozyon

dayanımı Co tarafından sağlanırken, katı çözeltilere karşı olan korozyon direnci ise Cr ilavesinin yapılması ile sağlanır. [12].

CoCr alaşımları baz metal alaşımları olarak sınıflandırılır ve ortopedi ve dental alanlarındaki biyomedikal uygulamalarda yaygın olarak kullanılır. Dental uygulamalarda CoCr alaşımlarının kullanılmasına dünya çapında artan ilgi, düşük maliyetler ve yeterli fiziko-mekanik özellikleri ile ilgilidir [13].

CoCr alaşımlarına Mo ve Ni katılarak iki önemli kobalt alaşımı elde edilmektedir. Bunlardan CoCrMo özellikle Şekil 2.1. de görüldüğü üzere dişçilikte ve yeni geliştirilen yapay eklemlerde kullanılırken bu alaşıma Ni eklenmesiyle oluşan CoNiCrMo alaşımı ise daha ağır yükler taşıyan ve Şekil 2.2’de örneği görülen kalça ve diz eklem protezlerinde kullanılmaktadır.



Şekil 2.1. Dişçilikte CoCr uygulaması. [14].



Şekil 2.2. Diz Ekleminde CoCr uygulaması. [15]

ASTM ise CoCr alaşımlarını biyomedikal alandaki uygulamalarına göre 4 gruba ayırmaktadır.

- **CoCrMo** (ASTM F75 Cobalt-28 Chromium-6 Molybdenum Casting Alloy)
- **CoCrWNi** (ASTM F90 Wrought Cobalt-Chromium-15T Tungsten-10 Nickel Alloy)
- **CoNiCrMo** (ASTM F562, Wrought Cobalt-35 Nickel-20 Chromium-10 Molybdenum Alloy)
- **CoNiCrMoWFe** (ASTM F563 Wrought Cobalt-Nickel-Chromium-Molybdenum-Tungsten-Iron)

2.1.1. CoCr Alaşımlarının Mekanik zellikleri

Aşağıda verilen izelge 2.2.' de CoCr alaşımlarının mekanik özellikleri verilmektedir.

Çizelge 2.2. CoCr alaşımlarının mekanik zellikleri.

Mekanik zellik	CoCrMo	CoCrWNi	CoNiCrMo	
			Tavlanmış	Soğuk Dövülmüş ve Yaşlandırılmış
Çekme Dayanımı (Mpa)	655	860	793-1000	1793 (min)
Akma Dayanımı (Mpa)	450	310	240-655	1585
Uzama (%)	8	10	50	8
Kesit Daralması (%)	8	----	65.5	35
Yorulma Dayanımı (Mpa)	310	----	----	----

Verilen değerler incelendiği zaman dayanım değerleri yüksek olan CoNiCrMo alaşımının, yük miktarının fazla olduğu kol, bacak, kalça ve diz gibi eklemlerde kullanılma sebebi anlaşılmaktadır. Grldğu üzere bu alaşımın üstün aşınma, akma

ve çekme dayanımı vardır. Diğer taraftan yorulma dayanımı fazla olan CoCrMo alaşımı da dişçilikte ve son zamanlarda yapay eklemlerde kullanılmaktadır [16].

2.2. Ti ve Ti ALAŞIMLARI

1960'lı yıllardan beri ortopedi ve dental alanlarda kullanılan titanyum alaşımları günümüzde de kullanımı hızla artan bir malzeme grubunu oluşturmaktadır [17]. Düşük yoğunluk, yüksek mukavemet, iyi plastisite ve korozyon direnci gibi özelliklerden dolayı medikal endüstrinin yanında havacılık, otomotiv, enerji gibi endüstrilerde de kullanılmaktadır [18].

Dünyada en çok bulunan dokuzuncu element olan titanyum elementi; biyo özellikleri sayesinde diğer metal implant malzemelerine karşı üstünlük sağlamaktadır. Alaşım kompozisyonları değiştirilerek mekanik özelliklerinin geliştirilebilmesi birçok biyomedikal uygulamada kullanılmasına olanak sağlamaktadır. Mekanik özellikleri haricinde minimum düzeyde yan etkilere neden olması ve kimyasal reaksiyona girmemesi de güvenli bir malzeme olarak kabul görmesinde etkili olmuştur [19]. Bu da titanyum ve alaşımlarının biyomalzeme olarak yaygın kullanımının sebeplerinden biridir. Özellikle düşük yoğunluk, ince yüzey oksit tabakası sebebiyle biyouyumluluk ve kemiğe yakın derecede mekanik özellik göstermesi ve bunu sağlayan elastik modül gibi özelliklerinden dolayı medikal alanda üreticiler ve kullanıcılar titanyuma yönelmektedirler [18].

Birçok titanyum alaşımı olmasına rağmen ticari olarak yaygın kullanılan seçenekler saf titanyum ve Ti-6Al-4V alaşımıdır. Her ikisi de yapay kemiklerde, Şekil 2.3.'de gösterilen sert doku uygulamalarında ve Şekil 2.4.'de örneği verilen dental uygulamalarda sıklıkla kullanılmaktadır.



Şekil 2.3. Ortopedide titanyum plak uygulamaları



Şekil 2.4. Titanyumun dental uygulamalarda kullanımı

Titanyum alaşımlarını oluşturmak için ilave edilen elementler α ve β dengeleyicileri olarak iki gruba ayrılmaktadırlar. Al, Sn, Ga ve Zr α dengeleyicisi olarak bilinirken V, Mo, Nb, Ta ve Cr elementleri ise β dengeleyicileridir. Bahsedilen α dengeleyici elementler yüksek sıcaklıklarda iyi performans göstermektedirler. β dengeleyici elementler ise faz dönüşüm sıcaklığını azaltan elementlerdir. Faz bir maddenin belirli yöntemlerle birbirinden ayrılabilen fiziksel ve kimyasal olarak birbirinden farklı durumlarıdır. Madde üzerinde dengeleyiciler ile değişimler yapılarak faz dönüşü gerçekleşmektedir. Genel olarak β dengeleyici elementler gevrek bir yapı oluşturulmasını sağlamaktadır. Belirtilen elementlerin haricinde kimyasal kararlılık, mekanik dayanım, kalıplanabilirlik özelliklerini sağlamak için Fe, Cu, Ni, S ve B alaşım elementleri ilave edilmektedir [17].

Görüldüğü üzere biyomedikal alanda titanyum yaygın olarak kullanılmakla beraber alaşım oluşturan elementleri de oldukça fazladır. Bu da biyomedikal alanda uygulanabilecek alaşım sayısını arttırmaktadır. Aşağıda, medikal uygulamalarda kullanılan Ti alaşımları yer almaktadır [10]:

- **Saf Ti** (ASTM F67-89)
- **Ti-6Al-4V** (ASTM F136-84, F620-87) $\alpha+\beta$ tipi
- **Ti-6Al-7Nb** (ASTM F1295-92) $\alpha+\beta$ tipi
- **Ti-5Al-2.5Fe** (ISO 5832-10) $\alpha+\beta$ tipi
- **Ti-13Nb-13Zr** (ASTM F1713-96) β tipine yakın
- **Ti-12Mo-6Zr-2Fe** β tipi düşük modüllü
- **Ti-40Ta, Ti-50Ta** β tipi yüksek korozyon dayanımı

2.2.1. Ti ve Ti Alaşımlarının Mekanik Özellikleri

Özellikle sert doku uygulamalarında kullanılan titanyum kolay işlenebilirliğe, yüksek dirence, düşük elastik modülüne ve yüksek yorulma direncine sahiptir. Titanyumdan oluşan alaşımların mekanik özellikleri ise alaşımın bileşimi ve faz dağılımına doğrudan bağlıdır [22]. Bu bağlamda titanyum ve alaşımlarının bazı mekanik özellikleri Çizelge 2.3'te gösterilmiştir [23].

Çizelge 2.3. Titanyum ve alaşımlarının mekanik özellikleri

Mekanik Özellik	Saf Ti Grade 1	Saf Ti Grade 2	Ti-6Al-4V ELI	Ti-6Al-7Nb	Ti-5Al-2.5Fe	Ti-13Nb-13Zr
Çekme Dayanımı (Mpa)	240	345	860-965	900-1050	1020	973-1037
Akma Dayanımı (σ_y)	170	275	795-875	880-950	895	836-908
Uzama (%)	24	20	10-15	8.1-15	15	10-16
Kesit Daralması (%)	30	30	25-47	25-45	35	27-53

Elastisite Modülü (GPa)	102.7	102.7	101-110	114	112	79-84
Alaşım Tipi	α	α	$\alpha+\beta$	$\alpha+\beta$	$\alpha+\beta$	β

Çizelgede verilen örnek alaşımlarda görüldüğü üzere titanyum birçok metal ile alaşımlanabilmektedir. Bu sayede saf titanyuma göre çekme dayanımı, akma dayanımı, dökülebilirlik gibi özelliklerinin iyileştirilmesi mümkün olmaktadır. Görüldüğü üzere α ve β dengeleyicilerinin oran değişimleri ile mekanik özelliklerde fark edilebilir oranlarda iyileşme olmaktadır [22].

BÖLÜM 3

SONLU ELEMANLAR ANALİZİ

Sonlu Elemanlar Yöntemi ya da Sonlu Elemanlar Metodu (FEM) bir sayısal analiz yöntemidir ve mühendislik uygulamalarında sıklıkla kullanılmaktadır [24]. 1960'lı yıllardan bu yana kullanılan bu yöntem medikal sektöre hızlı bir şekilde uyum sağlayarak 1970'li yıllardan beri dental uygulamalarda ve birçok biyomedikal alanda kullanılmaktadır. Stres dağılımları, sıkışma, çekme, yorulma gibi mekanik kuvvetlerin teorik olarak incelenmesinde ve simülasyonunda sıklıkla kullanılmaktadır.

Kolaylıkla tekrarlanabilme, karmaşık geometrik yapıların analizlerinde kullanılabilme, kısa sürede uygulanabilme avantajlarına sahip olması FEM kullanımını yaygınlaştırmaktadır [25].

Tasarlanan bir parçanın, üretim öncesi mekanik analizlerinin yapılması oldukça önemlidir. Hazırlanan tasarımın kullanılacağı yerdeki görevine göre uygun bir geometrik yapıya sahip olması gerekmektedir beraber uygun malzeme seçimi de oldukça önemlidir. Üretim öncesi analizlerle tasarlanan parçanın istenen görevi yerine getirip getirmeyeceği analiz yöntemleri ile öngörülebilir. Bu noktada basit geometrideki parçalar için analitik yöntemler ile analizler sağlanabilirken, kompleks geometriye sahip parçalar için simülasyon programları kullanılarak analiz süreci daha kolay hale gelebilmektedir. Endüstride Sonlu Elemanlar Yöntemi ile çözüm yapan birçok simülasyon programı bulunmaktadır. Bunlara NASTRAN, ANSYS, ABAQUS, MARC programları örnek olarak verilebilir. Bu programlardan ANSYS en yaygın kullanılanlardan birisidir [26].

Analiz edilecek parça modellenirken, mesh işlemi adı verilen ve modelin küçük parçalardan oluşan temel elemanlara ayrılması işlemi yapılır. Ayrılan her elemanın köşelerine node adı verilmektedir. Şekil 3.1' de örnek bir parça tasarımı, bu parçanın mesh işlemi yapılmış hali ve analiz sonucunda elde edilen stres dağılımı gösterilmiştir.



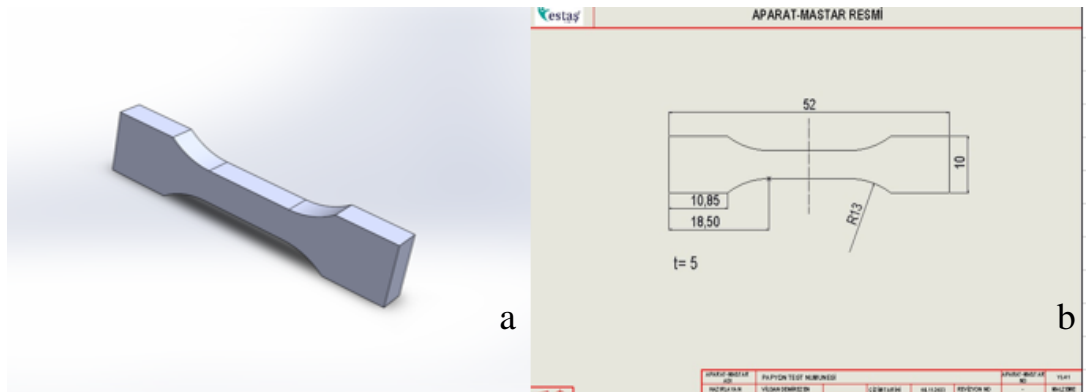
Şekil 3.1. Sonlu elemanlar simülasyon analizi.

Kullanılan ANSYS programında statik analizlerin yanı sıra burkulma analizleri, uygulanan kuvvete bağlı şekil değişimleri, gerilme dağılımları, dinamik analizler, titreşim ve termal analizler, ısı geçiş analizleri gibi birçok analiz yöntemi bulunmaktadır [27].

BÖLÜM 4

TEST YAPILACAK NUMUNELERİN HAZIRLANMASI

Gerçekleştirilmesi planlanan testlerde kullanılacak numuneler, tasarımın geometrik yapısının sağlayacağı avantaj ve dezavantajlarından ziyade malzeme tespiti, üretim yöntemi ve malzeme özelliklerinin belirlenmesi için yapılacağından dolayı papyon numune şeklinde tasarlanmıştır. Malzeme testlerinde yaygın olarak ASTM E8 standardında belirlenen ölçülerde numune üretimi yapılmaktadır. Ancak çalışma kapsamında hazırlanacak numuneler üretime ve test cihazına uygun olacak ölçülerde tasarlanmıştır. Üretim yöntemlerinden talaşlı imalat kullanıldığı durumda, CNC tezgahların çalışma kapasitesi geniş olduğundan dolayı numune ölçülerinin belirlenmesinde boyutsal bir sınırlama bulunmamaktadır. Ancak eklemeli imalatın yapılacağı 3B yazıcının tarama aralığı numune tasarımı için sınırlandırıcı bir unsurdur. Belirlenen kriter kapsamında üretilecek numunenin uzunluk ölçüsü kullanılacak olan 3B yazıcının tarama aralığına göre kararlaştırılmış ve numune SOLIDWORKS programında tasarlanmıştır. Tasarlanan numunenin katı modeli ve teknik resmi Şekil 4.1. 'de verilmiştir.



Şekil 4.1. Numune SOLIDWORKS resimleri a) Belirlenen ölçülere göre hazırlanan test numunesinin katı modeli b) hazırlanan modelin teknik resmi

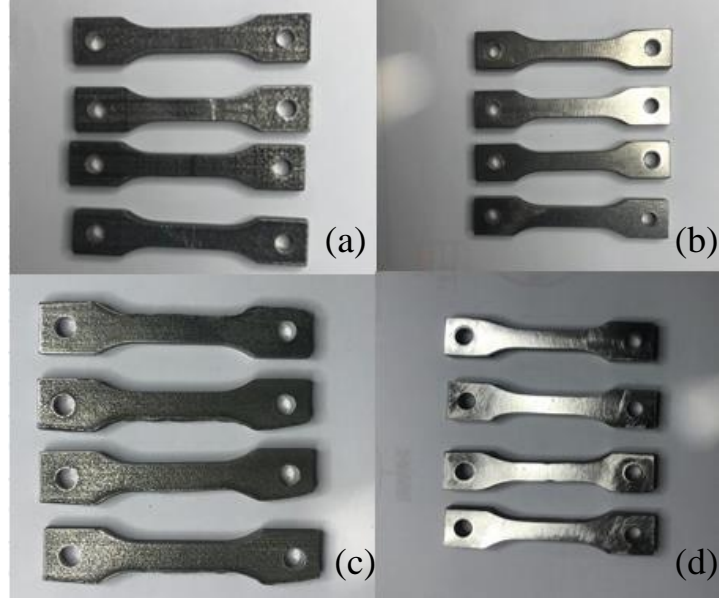
Tasarımı hazırlanan test numunesi, test için belirlenen adetlerde (4 adet; 1 adet çekme testi, 3 adet yorulma testi için) Ti6Al4V (Ti-Ek) ve CoCr (CoCr-Ek) tozu kullanılarak eklemeli imalat üretimi ile, Ti6Al4V (Ti-Ta) ve CoCr (CoCr-Ta) bar malzeme kullanılarak talaşlı imalat üretim yöntemi kullanılarak hazırlanmıştır.

Üretilen numunelerden Ti-Ta ve CoCr-Ta bir plakadan tel erozyonda kesim yöntemi ile Estaş Medikal Tic. San. A.Ş. bünyesinde üretilerek elde edilmiştir. CoCr-Ek ve Ti-Ek numuneleri ise belirlenen parametreler kullanılarak 3B Metal yazıcı ile üretilmiştir. Eklemeli imalat ile üretilen iki numune farklı firmalarda üretildiğinden dolayı firmalarda bulunan yazıcılardaki parametre kapasiteleri öğrenilmiştir. CoCr-Ek üretimi yapan firmada 3B yazıcı parametrelerine müdahale edilemediği için burada kullanılan değerler Ti-Ek üretimi yapan firmaya bildirilmiş ve aynı parametre değerleri kullanılarak Ti-Ek üretimi de yapılmıştır. Parametreler her ikisinde de;

- Partikül boyutu: 40 μ
- Lazer gücü: 150 W
- Katman kalınlığı: 30 μ m
- Tarama Aralığı: 70 μ m
- Tarama Hızı: 500 mm/s
- Tarama Stratejisi: Stripes (Çizgili)

Belirlenmiştir.

Şekil 4.2' de CoCr ve Ti6Al4V malzemeleri kullanılarak, talaşlı imalat ve eklemeli imalat üretim yöntemleri ile üretilen test numuneleri görülmektedir.

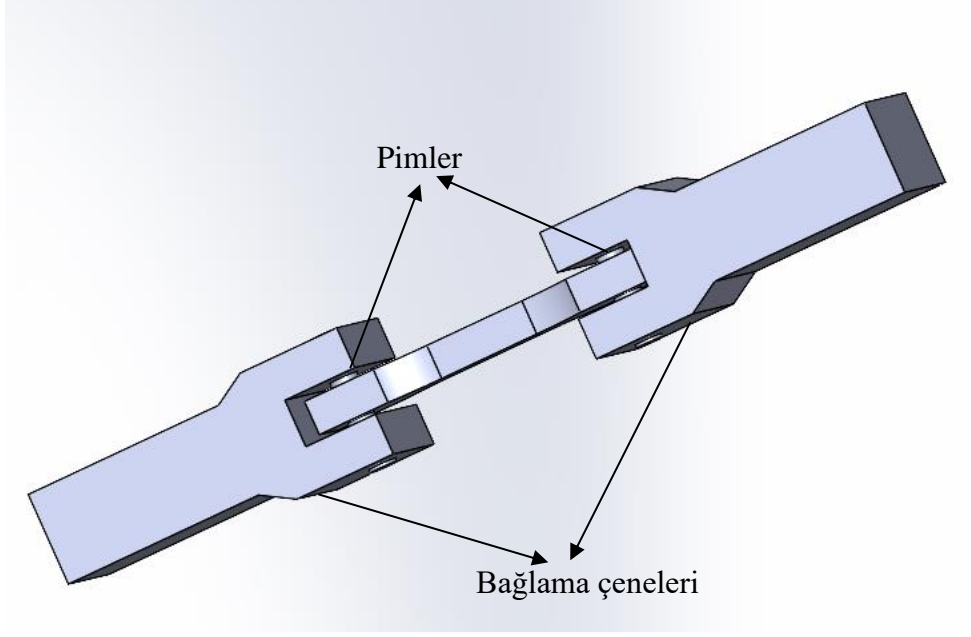


Şekil 4.2. Üretimi yapılan test numuneleri a) Ti-Ek b) Ti-Ta c) CoCr-Ek d) CoCr-Ta

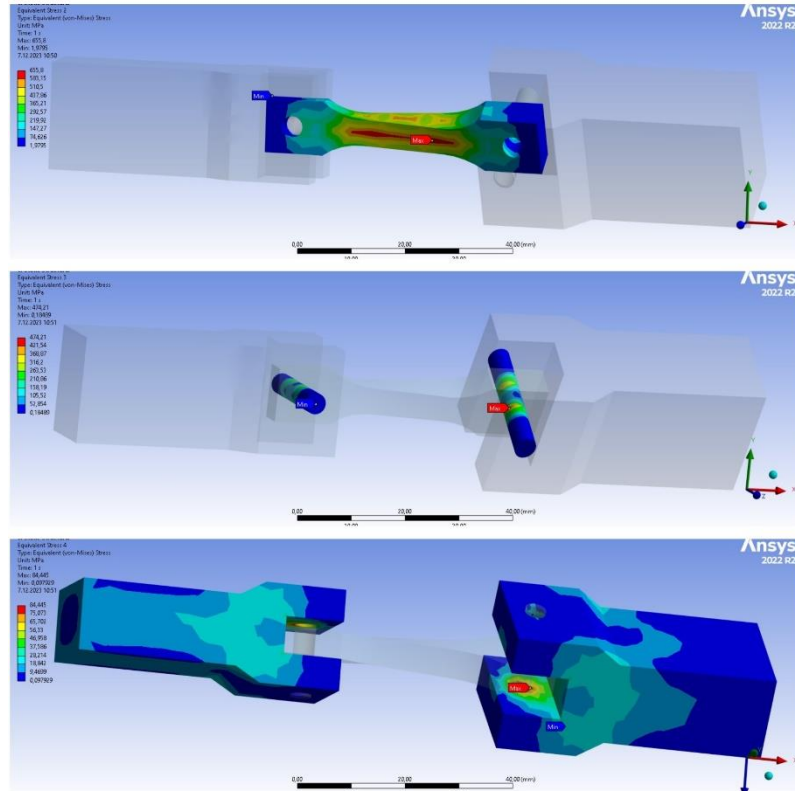
Eklemeli imalat ile üretimi yapılan ürünlere sertleştirme amacıyla Estaş Eksantrik A.Ş' bünyesinde bulunan sinterleme fırınında ısıl işlem uygulanmıştır.

Sinterleme prosesinde ilk olarak fırın 10 dakika içerisinde 150° ye getirilip numuneler 5 dakika boyunca 150° de bekletilmiştir. Ardından 20 dakika içerisinde sıcaklık 450° ye çıkarılmıştır. 5 dakika boyunca da bu sıcaklıkta bekleyen numuneler 30 dakika içerisinde de 800° ye çıkarılan fırında 20 dakika boyunca bu sıcaklıkta beklemiştir. Daha sonra fırın kapatılarak 300° ye kadar soğuması beklenmiştir. Fırının soğumasının ardından fırının kapağı açılarak numuneler içerisinden çıkarılmış ve sıcaklıkları oda sıcaklığına düşene kadar oda sıcaklığında bekletilmiştir.

Üretimi yapılan test numunelerden belirli sayıda örnek test yapılacak olan kuruma deneme için gönderilmiş ancak numune boyunun kısa olmasından dolayı test cihazına bağlanamamış ve testler gerçekleştirilememiştir. Bu sebeple test numunelerinin bağlama boyu uzatacak, numunelerin her iki ucundan pimle tutulacak şekilde Şekil 4.3'te gösterilen bağlantı aparatı tasarımı yapılmıştır. Hazırlanan aparatın testlere uygunluğunun değerlendirilmesi için simülasyon gerçekleştirilmiştir. Simülasyon da aparat, pimler ve numune üzerindeki stres dağılımları Şekil 4.4' de ki gibi gözlemlenmiştir.



Şekil 4.3. Aparat tasarımı



Şekil 4.4. Tasarlanan aparat sonrası yapılan simülasyon sonuçları.

Hazırlanan numunelerinin ölçü doğruluğu Şekil 4.5.'te görülen kalibrasyonlu bir kumpas ile teknik resim ölçülerine göre kontrol edilmiştir.



Şekil 4.5. Numune ölçüleri

Gerekli revizyonların yapılmasının ve simülasyonlarla teyit edilmesinin ardından hazırlanan numuneler testin yapılacağı kuruma gönderilmiştir. Ancak yapılan denemeler numune ölçülerinden dolayı gerçekleşmemiştir. Bu sebeple son revizyon olarak numune ölçülerinde iyileştirme yapılmıştır. İyileştirmeler, numunenin kalınlık ölçüsü 5 mm'den 2 mm'ye ve kopma olması planlanan kesit alanı ölçüsünün ise $25mm^2$ 'den $4mm^2$ 'ye düşürülmesi ile gerçekleştirilmiştir. Yapılan iyileştirmeler sonrası elde edilen son numune Şekil 4.6' da gösterilmiştir ve son testler bu numune üzerinde yapılmıştır.



Şekil 4.6. Revizyon yapılmış son numune

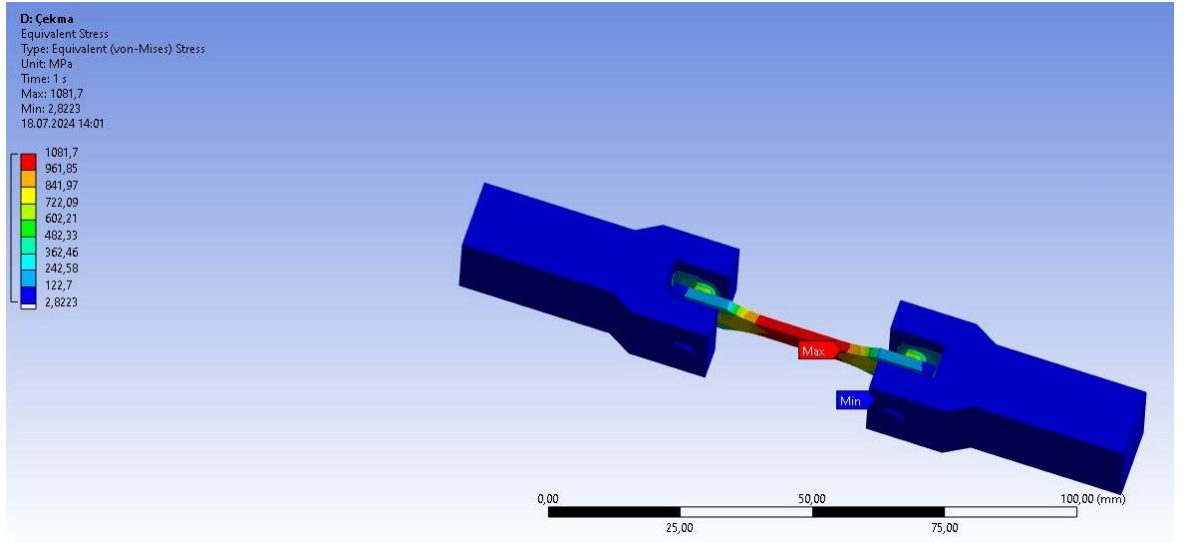
BÖLÜM 5

NUMUNELERİN SİMÜLASYON VE TESTLERİNİN GERÇEKLEŞMESİ

5.1. SONLU ELEMANLAR ANALİZİ

İlk olarak hazırlanan katı model son test numunesinin ölçülerine göre yenilenmiştir. Yenilenen model üzerinde simülasyon programı kullanılarak statik analizler gerçekleştirilmiştir. Yapılan analizlerin amacı üretimi yapılan numunelerin test cihazına uygunluğu ve kopmanın istenilen bölgede olup olmayacağını gözlemlemektir. Literatür taramasına göre test edilecek malzemelerden en mukavemetlisi CoCr alaşımıdır. Çekme ve yorulmada gerçekleşecek olan kopmanın numune üzerinde gerçekleşmesi için aparatların ve pimlerin CoCr'dan daha mukavemetli malzemeler olması gerekmektedir. Bu sebeple aparatlarda yapı çeliği kullanılırken pimlerde AISI 306 kullanılmış ve bu şekilde tanımlamalar yapılmıştır. Hazırlanan numuneler için kullanılan alaşımlar arasında en mukavemetlisi CoCr alaşımı olduğundan CoCr alaşımıyla hazırlanan numunede kopma işlemi istenilen bölgede gerçekleştiğinde daha yumuşak malzemelerde de kopma işlemi numune üzerinde gerçekleşeceği öngörülerek analizlerde numunenin malzeme tanımlaması CoCr olarak yapılmıştır.

Testlerin uygulanacağı cihazdaki maksimum kuvvet değeri 120 kN olduğundan dolayı simülasyon programında en az bu kuvveti uygulamak için maksimum çekme kuvveti 130 kN uygulanmıştır. Numune üzerinde çekme simülasyonu yapılırken aparatın bir tarafından sabitleme yapılırken diğer tarafından belirlenen kuvvet değerinde çekme kuvveti uygulanmış ve en yüksek stres miktarının nerde olduğu incelenmiştir. Şekil 5.1' de stres, test numunesi üzerinde birikmekte ve kopmanın orta alanda olacağı görülmektedir.



Şekil 5.1. Analizde görülen stres dağılımı

5.2. TESTLERİN YAPILMASI

Üretimi yapılmış olan numunelere Hitit Üniversitesi Bilimsel Teknik Uygulama ve Araştırma Merkezi bünyesinde gerekli statik ve dinamik testler uygulanmıştır. Dinamik testlerin gerçekleştirilmesi için test sırasında kullanılacak periyodik olarak uygulanacak kuvvet değerinin belirlenmesi gerekmektedir. Bu değer belirlenmesi için ilk olarak üretilen numunelerden birine statik çekme testi uygulanmıştır. Uygulanan statik çekme testi sonucunda çıkan kopma değeri kullanılarak kalan numuneler üzerinde çek-bırak yöntemi ile yorulma testleri yapılmıştır. Yorulma testlerinde maksimum minimum gerilme yüklemesi uygulanmıştır. Uygulanan yüklemeye bağlı olarak belirli bir tekrarlamaya sayısı sonunda parça yüzeyinde çatlaklar gerçekleşmiş, bu mikro çatlakların adım adım büyümesi sonucunda kopma gerçekleşmiştir. Kopmanın gerçekleştiği döngü sayısı test cihazından elde edilmiştir.

Yorulma testlerinde önemli bir kriter olan ve minimum gerilmenin maksimum gerilmeye oranını ifade eden R değeri, yorulma dayanımı veya gerilme aralığı ile ilgili bir kavramı ifade etmektedir. Bu değer, test edilen malzemenin yorulma ömrünü belirlemek için kullanılmaktadır. Yorulma testlerinde belirli bir R değeri seçilmekte ve bu değer altında malzemeye periyodik şekilde yükler uygulanmaktadır. Yaygın olarak kullanılan R değerleri 0, -1 ve 0.1 gibi değerlerdir. Bu değerlerden R=0 tam ters

yüklemeye koşulunu ifade eder. Malzeme sürekli olarak maksimum gerilme değeri kadar büyük bir gerilmeye maruz kalmaktadır. Özellikle simetrik olmayan yüklemeye koşullarında kullanılmaktadır. R değeri -1 olduğu durumlarda malzeme sürekli olarak ters yönlü gerilmelere maruz kalmaktadır. Maksimum gerilme değeri kadar yüksek bir gerilme aralığına maruz kalır, ancak bu gerilmeler tam ters yönde (negatif ve pozitif) döngüler oluşturur. R değerinin 0.1 seçildiği testlerde ise minimum gerilme maksimum gerilmenin %10'u kadardır. Malzeme test sırasında maksimum gerilmenin %10'u büyüklüğünde negatif ve pozitif yüklere maruz kalmaktadır. R=0.1 değeri, malzemenin yorulma davranışını belirlemek ve ömrünü tahmin etmek için kullanılmaktadır.

R değerinin belirlenmesinde bazı etkenler bulunmaktadır. Bu etkenlerden birkaçı, gerçek dünya uygulamalarını yansıtmak, dayanım ve ömrün belirlenmesi ve standart test prosedürleri ve endüstri kılavuzlarıdır. Belirtilen etkenlerde başta test prosedürü ve endüstri kılavuzu olacak şekilde değerlendirme yapıldığında R değerinin 0.1 seçilmesi uygun görülmüştür. Değerin 0.1 olması gerçek dünya uygulamalarını daha doğru bir şekilde simüle ederken, testlerin gerçekleştirileceği kurumda R değeri 0.1 olarak önerilmiştir.

Test sırasında uygulanan yük miktarı, daha önce yapılan çekme testinden elde edilen kopma değerinin %25'i alınarak belirlenmiştir.

Yapılan testlerde Ti-Ta numunesi için statik kuvvet 4.02 kN elde edilmiştir. Belirlenen R=0.1 ve %25 değerleri kullanılarak hesaplanan 1 kN yükünde çek bırak yapılarak yorulma testleri yapılmıştır. Yapılan testler sonucunda kopma 105.870. döngü sırasında gerçekleşmiştir.

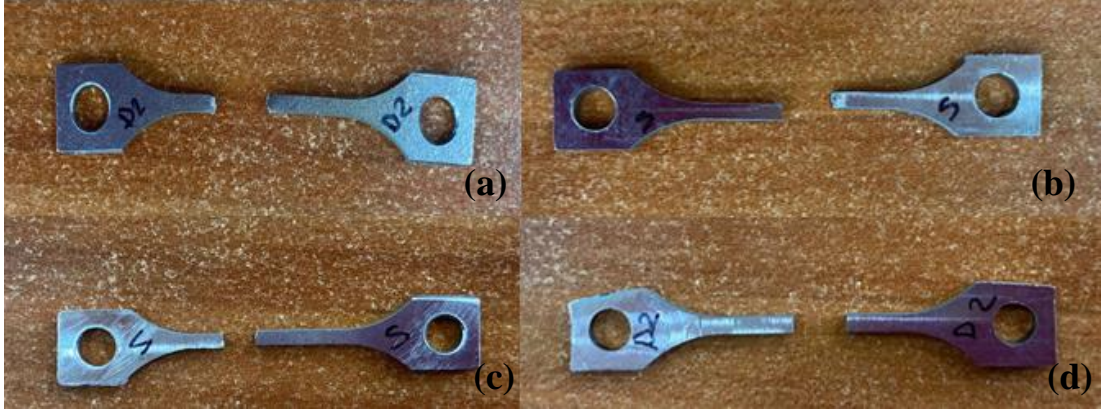
Ti-Ek numunesinde yapılan statik test sonucu çekme kuvvet değeri 1.16 kN elde edilmiştir. Çıkan değer kullanılarak ve R=0.1 %25 oranından faydalanılarak 0.29 kN değerinde kuvvet uygulanmasıyla yorulma testi gerçekleştirilmiştir. Test sonucunda numuneler arasında en yüksek görülen döngü değeri 67 olmuştur.

CoCr-Ta numunesi için yapılan statik çekme sonucu kopma kuvveti 2.90 kN olarak elde edilmiştir. Yorulma testi ise belirlenen değerler kullanılarak 0.72 kN değerinde yapılmıştır. Testler yapıldığında 562.189 döngü sonucunda kırılma gerçekleşmiştir.

Son olarak ise CoCr-Ek numunesinde belirtilen testler gerçekleştirilmiştir. Yapılan statik test sonucunda kopmanın gerçekleştiği çekme değeri 5.90 kN bulunmuş ve bu değer kullanılarak yorulma başlangıç yükünde 1.47 kN ile yorulma testi

gerçekleştirilmiştir. Test gerçekleştirildiğinde kopma durumu 203.116 döngü de gerçekleşmiştir.

Şekil 5.3' de Ti-Ta, CoCr-Ta, Ti-Ek ve CoCr- Ek' de oluşan kırılmalar görülmektedir.



Şekil 5.3. Test sonucu görülen kopmalar a) Ti-Ta b) Ti-Ek c) CoCr-Ta d) CoCr

BÖLÜM 6

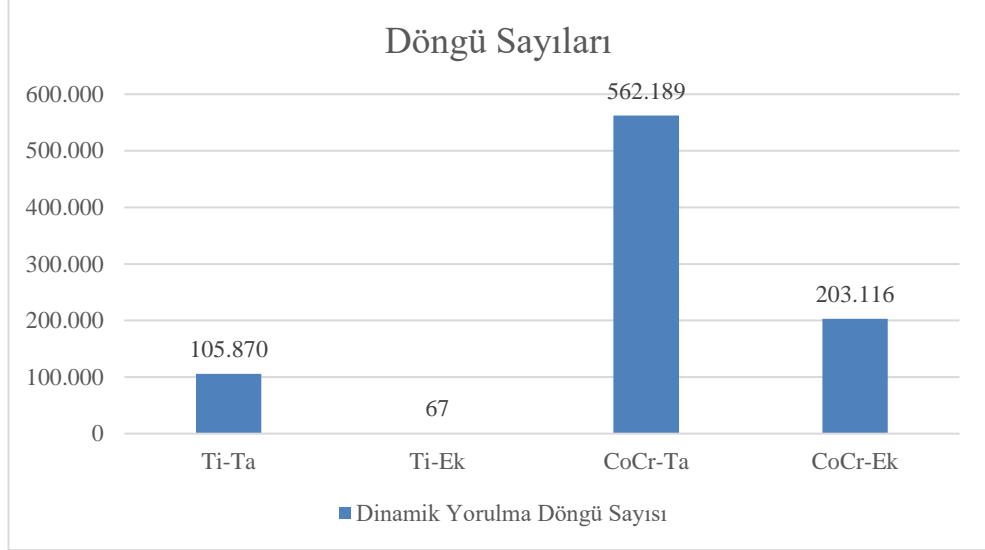
SONUÇLAR

Literatürde yapılan çalışmalara bakıldığında eklemeli imalat ve talaşlı imalatın karşılaştırılmasına sık rastlanmamaktadır. Ancak farklı malzemelerin aynı üretim yöntemi ile üretilen numuneleri arasında karşılaştırılma yapıldığında özellikle dövme CoCr alaşımının titanyum alaşımına, mekanik özellikler açısından üstünlük sağladığı görülmüştür. Bu sebeple literatüre bakıldığında, harekete ve ağır yüklere maruz kalacak vücut bölgelerinde kullanılan protezlerde CoCr tercih edilirken, daha çok ortopedide kullanılan ve sabit kalması planlanan implantlarda titanyum ve alaşımları kullanılmaktadır.

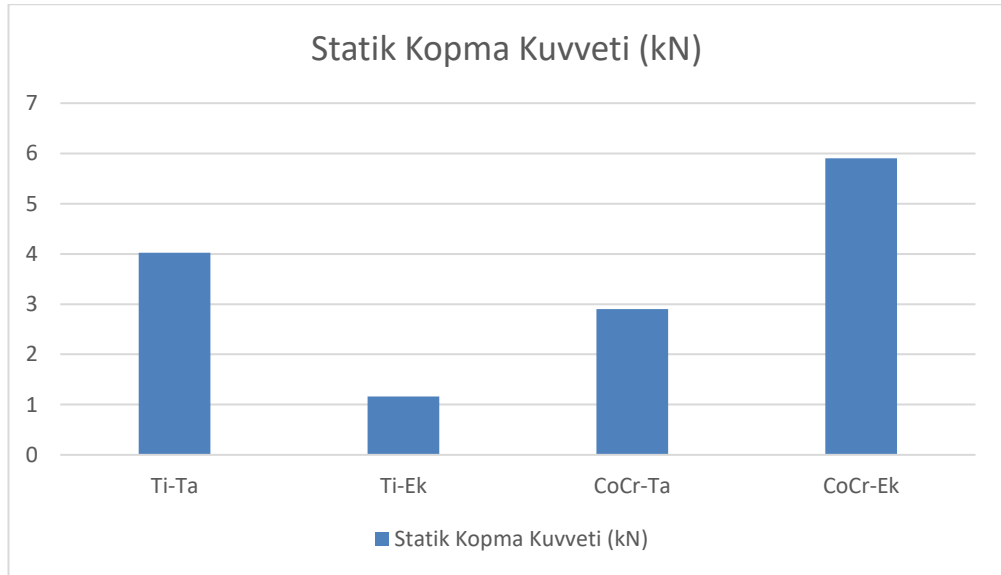
Hazırlanan numuneler üzerinde yapılan testlerin sonuçları ile simülasyon ortamında yapılan analiz sonuçları karşılaştırıldığında, sonuçların birbirleri ile uyumlu olduğu ve analizler sonucunda öngörülen kopma bölgesi ile testler sırasında oluşan kopmaların aynı bölgede olduğu görülmüştür.

Aynı üretim yöntemi fakat farklı malzemelerle üretilen numunelerden elde edilen sonuçlar karşılaştırıldığında CoCr alaşımında titanyum alaşımına göre daha fazla döngü sonucu kırılma görülmesinden ve kopmanın gerçekleştiği çekme kuvveti değerinin daha yüksek olmasından dolayı bu malzemenin daha dayanımlı olduğu belirlenmiştir. Elde edilen değerler Çizelge 6.1.'de ve 6.2.'de verilmiştir.

Çizelge 6.1. Numunelerde görülen kırılmaların gerçekleştiği döngü sayıları.



Çizelge 6.2. Statik çekme kuvveti sonucu elde edilen kopma kuvvet değerleri.



Testler üretim yöntemleri açısından değerlendirildiği zaman ise her iki malzeme için de talaşlı imalattan çıkan numunelerde daha yüksek döngülerde kopma meydana

geldiği görülmüştür. Bu da yorulma dayanımlarının talaşlı imalat üretimlerinde daha yüksek olduğunu göstermektedir.

Tüm bu bilgiler bir arada değerlendirildiğinde yorulma deneyleri için CoCr alaşımı kullanılarak talaşlı imalat yöntemi ile elde edilen numunelerin daha fazla dayanıma sahip olduğu belirlenmiştir. Bu da kalça, omuz, diz gibi vücutta ağırlık taşıyacak ve eklem bölgelerinde CoCr alaşımının talaşlı imalat üretimi ile üretilerek kullanılmasının daha sağlıklı olacağını göstermektedir.

Titanyum ise biyouyumluluk ve biyomekanik özelliklerine bakılarak değerlendirildiğinde statik kuvvetlere maruz kalacak kemik plak ve vida sistemlerinde kullanımının daha uygun olacağı öngörülmüştür.

Malzemeler ve üretim yöntemleri ile ilgili daha kesin sonuçlar için çalışmada kullanılan CoCr alaşım ve Ti6Al4V malzemeleri ile farklı tasarımlarda numuneler hazırlanarak diğer mekanik testlerin yapılması gerekmektedir.

KAYNAKLAR

1. İnternet: Wikipedia, “Custom-made medical device” Custom-made medical device (wikipedia.org)
2. İnternet: Lexology, “Personalized Medical Devices: Custom-made Medical Devices under Turkish Law” Personalized Medical Devices: Custom-made Medical Devices under Turkish Law (lexology.com)
3. Wong, K. C. “3B-printed patient-specific applications in orthopedics”. Orthopedic research and reviews, 8, 57 (2016).
4. Du, R., Su, Y. X., Yan, Y., Choi, W. S., Yang, W. F., Zhang, C., ... & Zhang, B. “A systematic approach for making 3B-printed patient-specific implants for craniomaxillofacial reconstruction.” Engineering, 6(11), 1291-1301 (2020)
5. Yao, Y., Mo, Z., Wu, G., Guo, J., Li, J., Wang, L., & Fan, Y. “A personalized 3B-printed plate for tibiototalcaneal arthrodesis: Design, fabrication, biomechanical evaluation and postoperative assessment.” Computers in Biology and Medicine, 133, 104368 (2021).
6. İnternet: Wevolver, “Custom 3B Printed Medical Devices: Trends and Opportunities” <https://www.wevolver.com/article/custom-3B-printed-medical-devices-trends-and-opportunities>
7. İnternet: 3B Incredible, “Benefit of 3B Printed Implants for Doctors and Patients” <https://3BIncredible.com/benefits-of-3B-printed-implants-for-doctors-and-patients/>
8. GÜVEN, Ş. “Biyoyumluluk ve biyomalzemelerin seçimi.” Mühendislik Bilimleri ve Tasarım Dergisi, 2(3), 303-311(2014).
9. Saini, M., Singh, Y., Arora, P., Arora, V., & Jain, K. “Implant biomaterials: A comprehensive review.” World Journal of Clinical Cases: WJCC, 3(1), 52. (2015)
10. Cömert, I. “Biyomalzemelerin gelişimine toz metalurjisinin etkisi.” (2005)
11. AP, E., & ÇELİK, H. “Co-Cr-Mo Esaslı Alaşımın Özelliklerine Bazı Metallerin Etkisinin İncelenmesi”. Doğa ve Fen Bilimleri Dergisi, 2(2). (2013).
12. GÜR, A. K., & TAŞKIN, M. “Metalik biyomalzemeler ve biyoyum”. Fırat Üniversitesi Doğu Araştırmaları Dergisi, 2(2), 106-113 (2004).

13. Al Jabbari, Y. S. “Physico-mechanical properties and prosthodontic applications of CoCr dental alloys: a review of the literature”. *The journal of advanced prosthodontics*, 6(2), 138-145 (2014).
14. İnternet: Dental Asia “Cobalt in dental alloys: Justification for continued use under MDR requirements - <https://dentalasia.net/cobalt-in-dental-alloys-justification-for-continued-use-under-mdr-requirements/>
15. Murr, L. E., Gaytan, S. M., Martinez, E., Medina, F., & Wicker, R. B. “Next generation orthopaedic implants by additive manufacturing using electron beam melting”. *International journal of biomaterials*, 2012. (2012).
16. Şap, E., & Çelik, H. “Kobalt esaslı alaşımların mikroyapı ve mekanik özelliklerine Ti ve Mn ilavesinin etkisinin incelenmesi”. *Makine teknolojileri elektronik dergisi*, 9(3), 25-33 (2012).
17. SUBAŞI, M., & KARATAŞ, Ç. “Titanyum ve titanyum alaşımlarından yapılan implantlar üzerine inceleme”. *Politeknik Dergisi*, 15(2), 87-103. (2012).
18. de Viteri, V. S., & Fuentes, E. “Titanium and titanium alloys as biomaterials”. *Tribology-fundamentals and advancements*, 1(5), 154-181. (2013).
19. ŞAP, S., ŞAP, E., & KIRIK, İ. “TİTANYUM VE ALAŞIMLARININ BİYOMALZEME OLARAK KULLANILMASI THE USE OF TITANIUM AND ALLOYS AS A BIOMATERIAL.”
20. Baltatu, M. S., Tugui, C. A., Perju, M. C., Benchea, M., Spataru, M. C., Sandu, A. V., & Vizureanu, P. “Biocompatible titanium alloys used in medical applications”. *Rev. Chim*, 70(4), 1302-1306. (2019)
21. Froes, F. S.” Titanium for medical and dental applications—An introduction. In *Titanium in medical and dental applications*” (pp. 3-21). Woodhead Publishing (2018)
22. UZUN, İ. H., & BAYINDIR, F. “Dental uygulamalarda titanyum ve özellikleri.” *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2010(3), 213-220. (2010).
23. Niinomi, M. “Mechanical properties of biomedical titanium alloys.” *Materials Science and Engineering: A*, 243(1-2), 231-236. (1998).
24. İnternet: Wikipedia, “Sonlu elemanlar yöntemi” Sonlu elemanlar yöntemi-Vikipedi (wikipedia.org)
25. AKBAŞ, M., AKBULUT, M. B., & BELLİ, S. “Sonlu Elemanlar Stres Analizi ve Endodontide Kullanımı.” *European Journal of Research in Dentistry*, 5(2), 99-108. (2021).

26. Çayıroğlu, İ., & Tasarım, B. D. Analiz (Ansys). Karabük Üniversitesi Mühendislik Fakültesi, Karabük
27. İnternet: Cadsay,” ANSYS Nedir” <https://cadsay.com/ansys-nedir#:~:text=ANSYS%20program%C4%B1yla%20gerilim%20analizlerinin%20yan%C4%B1nda,gibi%20fakt%C3%B6rler%20g%C3%B6z%20%C3%B6n%C3%BCnde%20belirlenebilir.>

ÖZGEÇMİŞ

2016 yılında Kayseri Ali Rıza Özderici İmam hatip Lisesinden mezun olduktan sonra Karabük Üniversitesi Tıp Mühendisliği Lisans programına başladı. Lisans döneminde hazırlamış olduğu Nefes Analizi ile İdrar Yolları Enfeksiyonu Teşhisi projesi ile TÜBİTAK 2209-A kapsamında ekip arkadaşları ile destek aldı. Ayrıca TÜSİAD Bu Gençlikte İş Var programı kapsamında yine aynı proje ile girişimcilik kampına kazanmaya hak kazandı.

Tıp Mühendisliği Lisans programını derece ile bitirmesinin ardından 2021-2022 eğitim öğretim yılında Karabük Üniversitesi Biyomedikal Mühendisliği Yüksek Lisans programına başladı.

Şu anda yüksek lisansa devam ederken Sivas ESTAŞ Medikal firmasında Mevzuattan Uyum Koordinatörü olarak görev yapmaktadır.