

TOBB EKONOMİ VE TEKNOLOJİ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**KORTİKAL KALINLIK VE YOĞUNLUĞUNUN MİNİ DİŞ
İMLANTLARININ ÇEKİP ÇIKARMA DAYANIMINA ETKİSİ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Emre OFLAZ

Makina Mühendisliği Anabilim Dalı

Tez Danışmanı: Doç. Dr. Teyfik DEMİR

NİSAN 2016

Fen Bilimleri Enstitüsü Onayı

.....
Prof. Dr. Osman EROĞUL

Müdür

Bu tezin Yüksek Lisans derecesinin tüm gereksinimlerini sağladığını onaylarım.

.....
Doç. Dr. Murat Kadri AKTAŞ

Anabilim Dalı Başkanı

TOBB ETÜ, Fen Bilimleri Enstitüsü'nün 131511013 numaralı Yüksek Lisans Öğrencisi **Emre OFLAZ**'ın ilgili yönetmeliklerin belirlediği gerekli tüm şartları yerine getirdikten sonra hazırladığı **“KORTİKAL KALINLIK VE YOĞUNLUĞUNUN MİNİ DİŞ İMPLANTLARININ ÇEKİP ÇIKARMA DAYANIMINA ETKİSİ”** başlıklı tezi **08.04.2016** tarihinde aşağıda imzaları olan jüri tarafından kabul edilmiştir.

Tez Danışmanı : **Doç. Dr. Teyfik DEMİR**

TOBB Ekonomive Teknoloji Üniversitesi

Jüri Üyeleri : **Prof. Dr. Metin ORHAN (Başkan)**

Yıldırım Beyazıt Üniversitesi

Doç. Dr. Erdem ACAR

TOBB Ekonomive Teknoloji Üniversitesi

TEZ BİLDİRİMİ

Tez içindeki bütün bilgilerin etik davranış ve akademik kurallar çerçevesinde elde edilerek sunulduğunu, alıntı yapılan kaynaklara eksiksiz atıf yapıldığını, referansların tam olarak belirtildiğini ve ayrıca bu tezin TOBB ETÜ Fen Bilimleri Enstitüsü tez yazım kurallarına uygun olarak hazırlandığını bildiririm.

Emre OFLAZ

ÖZET

Yüksek Lisans Tezi

KORTİKAL KALINLIK VE YOĞUNLUĞUNUN MİNİ DİŞ İMPLANTLARININ ÇEKİP ÇIKARMA DAYANIMINA ETKİSİ

Emre OFLAZ

TOBB Ekonomi ve Teknoloji Üniversitesi
Fen Bilimleri Enstitüsü
Makine Mühendisliği Anabilim Dalı

Danışman: Doç. Dr. Teyfik DEMİR

Tarih: Nisan 2016

İstenmeyen diş hareketlerine karşı direnç olarak tanımlanan ankraj, ortodontik tedavilerin başarılı olmasındaki en önemli faktörlerden biridir. Son yıllarda, rahatsız başlıklar ve daha büyük boyutlu implantlar yerine mini-implantlar ankraj amacıyla kullanılmaya başlanmıştır. İlk defa Kanoni tarafından 1997’de ortodontik ankraj için kullanıldığı belirtilen mini-implantlar çapları 1 mm ile 2.5 mm arasında değişen vidalardır. İmplantların ankraj kabiliyetlerinin ölçülmesi için uygulanan en yaygın test yöntemi çekip çıkarma dayanımının (ÇÇD) ölçülmesidir.

Bu konuda daha önce yapılan çalışmalarda insan ve hayvan kavrularından elde edilen organik kemikler ve poliüretandan üretilen sentetik kemikler kullanılmıştır ve kemik özelliklerinin ve vida tasarım kriterlerinin çekip çıkarma dayanımına etkileri incelenmiştir. Poliüretan üretilen sentetik kemiklerin en önemli avantajı organik kemiklere göre daha az değişkenlik göstermeleridir. Ayrıca organik dokuların kullanımındaki etik kurallar; temin edilmelerinde, saklanmalarında ve kullanılmalarındaki zorluklar nedeniyle de sentetik malzemeler daha çok tercih edilmektedir. Özellikle, kemik dokuların temel özelliklerinden kortikal katman kalınlığı ve kemik mineral yoğunluğunun (KMY) implantların ÇÇD değerleri

üzerine etkilerinin ayrı ayrı incelendiği çalışmalar literatürde bulunmaktadır. Her iki temel özelliğin implantların ankraj kabiliyeti üzerinde etkilerinin karşılaştırmalı olarak incelenebilmesi için, bu çalışma kapsamında farklı kortikal kalınlığa ve farklı kortikal yoğunluğa sahip olan toplam 9 farklı sentetik kemik bloğu laboratuvar ortamında üretilmiştir.

Yapılan deneyler sonucunda kortikal kalınlık ve yoğunluk değerlerinin ayrı ayrı ÇD değerlerini pozitif olarak etkilediği görölmüştür. Kortikal kalınlığın 2 mm ve 3 mm olduğu bloklarda implantların ÇD değerlerinin, 1 mm kortikal katman kalınlığına sahip bloktaki implantlardan önemli derecede yüksek olduğu görölmüştür. Derece 50 kortikal katman yoğunluğuna sahip olan bloklarda ÇD değerlerinin diğer gruplara göre daha önemli derecede daha yüksek olduğu görölmüştür. Her iki değişkenin de implant dayanımlarını etkilediği görölse de kortikal katman kalınlığının kortikal katman yoğunluğuna göre daha baskın olduğu tespit edilmiştir.

Anahtar Kelimeler: Mini-implant, Poliüretan köpük blok, ekip ıkarma.

ABSTRACT

Master of Science

EFFECT OF CORTICAL SHELL AND BONE QUALITY ON THE PULLOUT COMPARISON OF MINI-IMPLANTS

Emre OFLAZ

TOBB University of Economics and Technology
Institute of Natural and Applied Sciences
Mechanical Engineering Science Programme

Supervisor: Assoc. Prof. Dr. Teyfik DEMİR

Date: April 2016

Anchorage, which is defined as resistance against undesired tooth movements is one of the most important factors in success of orthodontic treatments. In recent years, mini-implants have been started to use instead of uncomfortable headgears and nance appliance etc. Mini-implants, which were firstly mentioned by Konami, are the small sized screws with 1 to 2.5 mm in diameter and 4 to 21 mm in length. Pullout test is the most common method for measuring the anchorage capacity of the mini-implants. In recent studies, organic bone tissue obtained from animal and human cadavers and synthetic bone blocks produced from polyurethane were used as a standard testing material. Bone mineral density (BMD), thickness of the cortical bone and implant design are the main factors that affecting pullout performance of the implants. There are several studies in literature that are investigating these factors. The main advantage of using synthetic foam is omitting the bone quality bias via using a uniform and standard material. In addition to this, because of ethical issues and difficulties about providing and conserving organic specimens, synthetic are more preferable.

In this study, 9 pieces of PU foams cortical shells including were produced with several cortical thicknesses and foam densities, in order to determine the effect of

cortical shell's thickness and density on the pullout performance of the mini-implants. Experimental results showed that there is positive correlation between pullout performance and these two variables. Groups with 2 mm and 3mm cortical shell have significantly higher results than the groups with 1 mm cortical shell. Groups which have grade 50 cortical shell have higher results than the groups with lower grade cortical shell. Results showed that cortical shell thickness is directly correlated with the pullout strength and although the density of the cortical shell has an effect on pullout the most dominant factor is the cortical shell thickness.

Keywords: Mini-implant, Miniscrew, Polyurethane foam, Pullout.



TEŞEKKÜR

Çalıőmalarım boyunca değerli yardım ve katkılarıyla beni yönlendiren hocam Doç. Dr. Teyfik DEMİR'e, kıymetli tecrübelerinden faydalandığım TOBB Makine Mühendisliği Bölümü öğretim üyelerine, Tecrübelerinden ve kıymetli bilgilerinden faydalandığım Prof. Dr. Metin ORHAN hocama sağladığı burs destekleri ile yüksek lisans eğitimimi kolaylaőtıran TUBİTAK BİDEB'e ve TOBB Ekonomi ve Teknoloji Üniversitesi'ne, bu süre zarfında arkadaşlıklarıyla hep yanımda olan Biyomekanik Laboratuvarı ekibine ve özellikle Ömer Faruk GÜLER ve Mustafa ÖZKAYA'ya, deneyler sırasında yardımlarına başvurduğum Kamil ARSLAN ve Süleyman BAŐER'e ve son olarak bugünlere gelmemde maddi ve manevi destekleriyle en çok payı olan aileme çok teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

ÖZET.....	iv
ABSTRACT.....	vi
TEŞEKKÜR.....	viii
İÇİNDEKİLER.....	ix
ŞEKİL LİSTESİ.....	x
ÇİZELGE LİSTESİ.....	xi
KISALTMALAR.....	xii
1. GİRİŞ.....	1
1.1. İnsanda Kemik Dokusu ve Çene Kemikleri.....	1
1.2. Ankraj ve Tedaviler.....	4
1.3. Mini-implantlar.....	6
1.4. Tezin Amacı.....	14
2. DENEYSEL YÖNTEM.....	15
2.1. İmplant Tasarımı.....	15
2.2. Poliüretan köpük üretimi.....	16
2.3. Çekip Çıkarma Deneyi.....	27
2.4. Deney planı.....	29
3. SONUÇLAR ve DEĞERLENDİRME.....	33
3.1. Çekip Çıkarma Deneyi Sonuçları.....	33
3.2. Değerlendirme.....	41
3.3. Gelecek Çalışmalar İçin Öneriler.....	42
KAYNAKLAR.....	45
ÖZGEÇMİŞ.....	51

ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa

Şekil 1.1. İnsan çene kemiklerinin lateral 3D görüntüsü [3].....	2
Şekil 1.2. İnsan maksilla kemiğinin sağ lateralden görünümü [5].....	3
Şekil 1.3. İnsan mandibula kemiği [7].	4
Şekil 1.4. Tedavi sürecinde başlık takma zorunda kalmış bir çocuk [18].....	5
Şekil 1.5. Maksilla kemiğine ankraj amacıyla yerleştirilmiş bir implant [21].....	6
Şekil 1.6. Çeşitli firmalara ait mini implantlar. (A) Stryker Leibinger, (B) Osteomed, Addison, (C) Absoanchor, Dentos, (D) KLS-Martin [27].....	7
Şekil 2.1. Deneyleerde kullanılan mini-implant.	15
Şekil 2.2. Mini-implantın CAD resimleri ve ölçüleri.	16
Şekil 2.3. Poliüretan için temin edilen sıvı haldeki poliöl (<i>solda</i>) ve poliizosiyanat (<i>sağda</i>).	17
Şekil 2.4. Açık ortamda tamamlanmış tepkime.	18
Şekil 2.5. Metal kalıp tasarım resmi.....	19
Şekil 2.6. Köpük kalıbının birleştirilmemiş (<i>solda</i>) ve monte edilmiş hali.	19
Şekil 2.7. El matkabı ile karıştırma işlemi.	20
Şekil 2.8. Kalıpta sızmalar ve conta uygulanması A. Conta uygulanmamış kalıpta meydana gelen sızmalar. B. Kalıp parçalarına uygulanan contalar. C. Conta uygulanmış kalıpta sızmaların en aza inmesi.....	21
Şekil 2.9. Yüksek yoğunluklu köpüklerin üretiminde vazelinin sebep olduğu hava kabarcıkları.	22
Şekil 2.10. A. Derece 20 köpük bloğun içi B. Derece 20 köpük blok dış yüzey C. Derece 40 köpük bloğun içi D. Derece 40 köpük blok dış yüzey.	23
Şekil 2.11. A. Kortikal dilimler B. Dilimlerin kalıbın içine yerleştirilmesi.....	25
Şekil 2.12. Frezeyle bağlanmış köpük blok.	26
Şekil 2.13. Çift katmanlı köpük.	27
Şekil 2.14. Örnek bir çekip çıkarma deney düzeneği[51].....	28
Şekil 2.15. Örnek vida çekip çıkarma grafiği.	29
Şekil 2.16. Köpük üzerindeki vida yerleri.	30
Şekil 2.17. Vida aparatı ve torklu tornavida.	31
Şekil 2.18. Köpüğün deney düzeneğine yerleştirilmesi.	32
Şekil 3.1. Örnek bir grup için test yazılımı raporu.....	34
Şekil 3.2. Deneyleer sırasında katmanları ayrılan 45-2 köpük grubundan bir örnek. .	35
Şekil 3.3. Mini implantların köpük gruplarına göre ortalama çekip çıkarma dayanımları.	37
Şekil 3.4. Kortikal yoğunluğun ÇÇD üzerine etkisi.	38
Şekil 3.5. Kortikal kalınlığın ÇÇD üzerine etkisi.	39
Şekil 3.6. Trabeküler katman yoğunluğunun ÇÇD'ye etkisi	40

ÇİZELGE LİSTESİ

Sayfa

Çizelge 2.1. Derecelerin belirlenmesi ve yoğunluklar [50].	17
Çizelge 3.1. Çekip Çıkarma deneyi sonuçları.	35
Çizelge 3.2. Tüm PÜ köpük blokları için çift taraflı Student t-test P değerleri. ([^] Anlamli olmayan fark ($P > 0,05$)).	36
Çizelge 3.3. Trabeküler katman yoğunlukları ve dereceleri.	37
Çizelge 3.4. Kortikal katman yoğunluğuna göre gruplara ayrılmış köpük bloklar için çift taraflı Student t-test P değerleri.	38
Çizelge 3.5. Kortikal katman kalınlığına göre gruplara ayrılmış köpük bloklar için çift taraflı Student t-test P değerleri. ([^] Anlamli olmayan fark ($P > 0,05$)).	39

KISALTMALAR

ÇÇD	: Çekip Çıkarma Dayanımı
PÜ	: Poliüretan
KMY	: Kemik Mineral Yoğunluğu

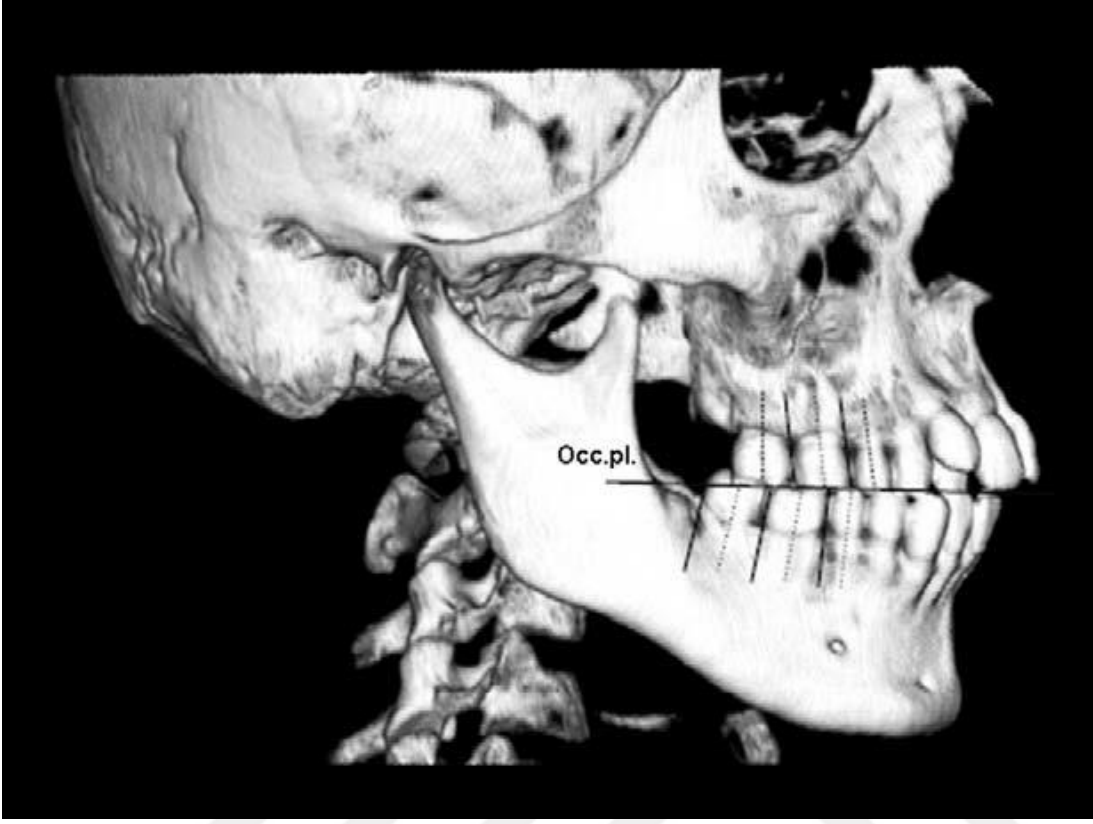


1. GİRİŞ

1.1. İnsanda Kemik Dokusu ve Çene Kemikleri

İç organların korunması ve vücut hareketlerinin gerçekleştirilmesinde kilit role sahip iskelet sisteminin temelinde kemikler bulunmaktadır. Kemikler, katı yapısının belirtilen koruyucu ve destekleyici görevleri yerine getirmesine izin verecek şekilde özelleşmiş bir bağ dokudan oluşmaktadır. Yapısı temel olarak hücreler ve hücre dışı lif matrislerinden oluşan kemiğe yapısındaki canlı dokular elastikiyet sağlar. Kemik yapısında bol miktarda inorganik bileşenler barındırır ve mineral tuzlar şeklindeki bu bileşenler kemiğe sertlik ve rijitlik sağlar [1].

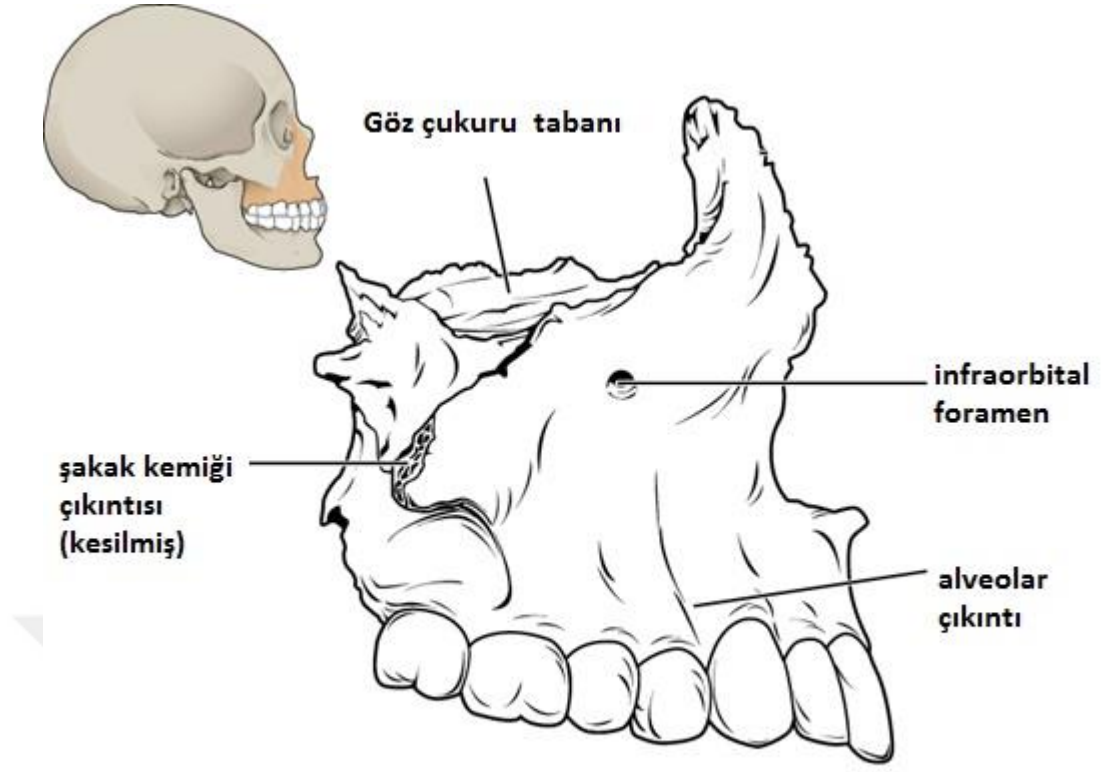
Doku seviyesinde incelendiğinde kemik iki farklı yapıdan oluşmaktadır. Bu yapılar, kortikal kemik ve trabeküler kemiktir. Bu iki yapıyı ayıran temel değişkenlerden biri “kemik mineral yoğunluğudur (KMY, g/cm²)”. Kemik mineral yoğunluğu, kemiğin yapısındaki minerallerin ağırlıkça oranıdır. Kortikal kemik dokusu, genellikle kemiklerin dış kısmında koruyucu kabuk şeklindeki sert yapıdır. Kortikal kemik, yüksek KMY değeri ve daha az gözenekli yapısı ile trabeküler kemiğe göre daha sert bir yapıya sahiptir. Trabeküler kemik daha esnek yapısıyla daha elastiktir.[2].



Şekil 1.1. İnsan çene kemiklerinin lateral 3D görüntüsü [3].

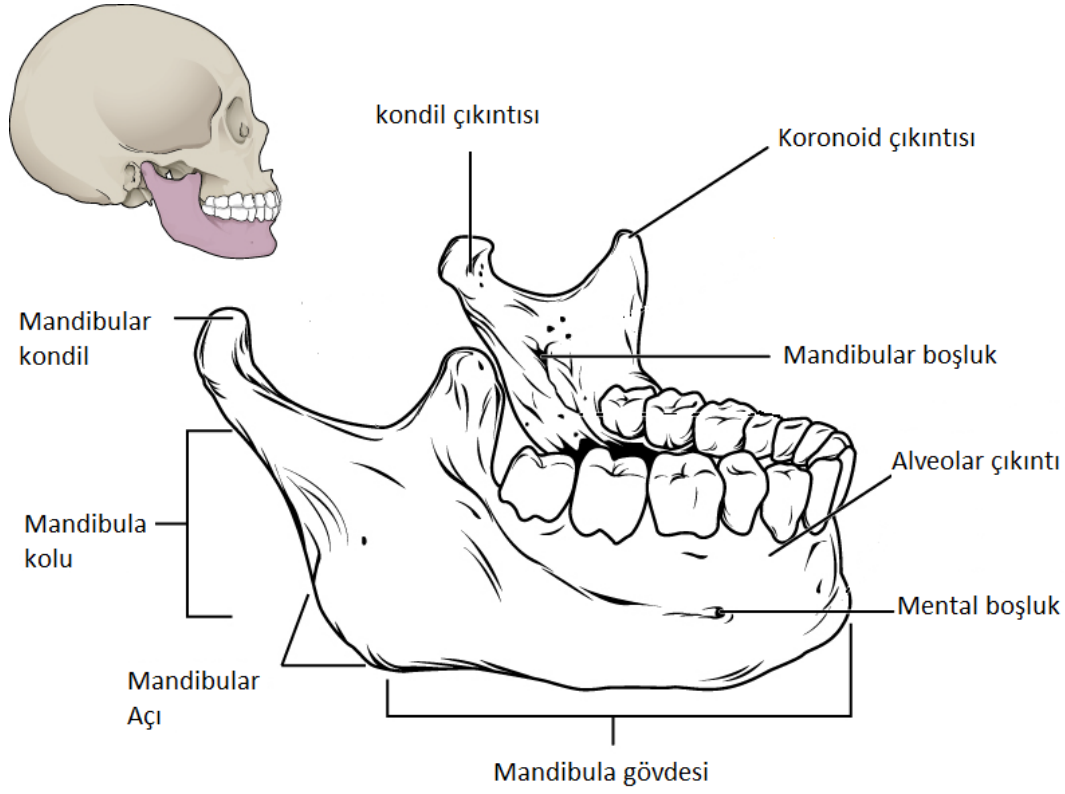
Çene, memelilerde besinlerin kavranması ve çiğnenmesinde kullanılan, mandibula (alt çene) ve maksilla (üst çene) adlı iki kemik yapıdan oluşur. Şekil 1.1’de insanlardaki çene sisteminin üçboyutlu yapısı görülmektedir.

Üst çenemizin esasını oluşturan maksilla kemiğinin gövdesi tabanı geniz boşluğuna dönük dörtyüzlü bir piramit olarak tanımlanabilir. İnsan maksilla kemiği Şekil 1.2’de görülmektedir [4].



Şekil 1.2. İnsan maksilla kemiğinin sağ lateralden görünümü [5].

Şekil 1.3'te görülen insan mandibula kemiği, at nalı şeklinde güçlü bir gövdeden oluşmaktadır. Doğum sırasında iki parçadan oluşan mandibula kemiği, bu iki parçanın kaynamasıyla ilk yıldan itibaren tek parça halini alır. Gövdesi, dolgun, düzgün ve yuvarlanmış inferior sınırıyla güçlendirilmiştir [6].



Şekil 1.3. İnsan mandibula kemiği [7].

1.2. Ankraj ve Tedaviler

İnsan çene ve ağız sisteminde gelişimsel veya travmatik bozulmalar meydana gelebilmektedir. Ajenezi veya diş kaybı gibi durumlarda oluşabilen çene kapanış bozukluğu gibi sendromlar yaygın olarak görülebilmektedir. Amerikan vatandaşları üzerinde yapılan çalışmada yetişkinlerin sadece % 35'inin kesici dişlerinin düzgün hizalandığı saptanmıştır [8]. Bu tarz istenmeyen durumların tedavisinde ankraj sistemlerinden faydalanılır.

En etkili şekilde Daskalogiannakis [9] tarafından, istenmeyen diş hareketlerine karşı direnç olarak tanımlanan ankraj, ortodontik tedavilerin başarılı olmasındaki en önemli faktörlerden biridir. Çok eski zamanlardan beri ortodontik tedavilerde kullanılan ankraj sistemleri bulunmaktadır. 1700'lü yıllarda Fauchard, hareket ettirilmek istenen diş için ankraj kuvvetinin bir uzatma kemeri ve dişe bağlanan uygun şekilli bir plak ile elde edilmesini anlatmıştır [10]. 1800'lü yıllarda oksipital

ankraj ve daha güçlü köklere sahip başka dişin ankraj amacıyla kullanıldığı rapor edilmiştir [11]. İstenilen yerde olmayan bir dişin hareket ettirilmesi sırasında sağlam bir dişin ankraj olarak kullanılması yaygın yöntemlerden olup, bu yöntemin ankraj olarak kullanılan dişte bazı sorunlar oluşmasına neden olduğu bilinmektedir [12].

Ankraj amacıyla Şekil 1.4'te bir örneği görülebilen ağız dışı apareyler, başlıklarda sıklıkla kullanılmıştır. Fakat özellikle sosyal ve estetik sebepler yüzünden bu tür sistemlerin kullanımı hasta için sorun oluşturmaktadır ve hastalar bu sistemlerin kullanımını tercih etmemektedir. Tedavinin başarısı, hastanın doktor ile işbirliği yapabilmesinden ve uygulanması planlanan bu sistemleri hastanın düzenli kullanımından önemli ölçüde etkilenmektedir [13].

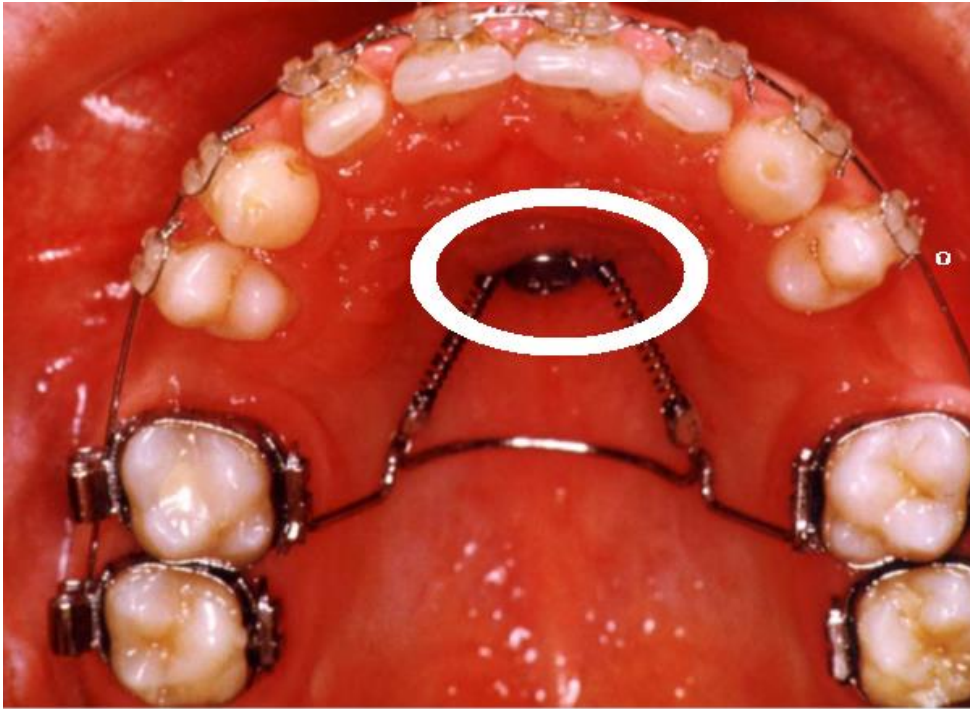


Şekil 1.4. Tedavi sürecinde başlık takma zorunda kalmış bir çocuk [18].

Bu tür ankraj sistemlerinde hasta rızasının alınması ve hastayla işbirliği yapılmak zorunda kalınması gibi zorluklar ile karşılaşılmaktadır. Ayrıca, olası yan etkiler ve hijyen gibi sorunlara neden olan bu tür geleneksel ankraj sistemlerine alternatif olması amacıyla tedavi sürecindeki şikayetleri asgariye indirecek ve tedavide iyileşme sürecini hızlandıracak yeni sistemlere ihtiyaç artmıştır.

1.3. Mini-implantlar

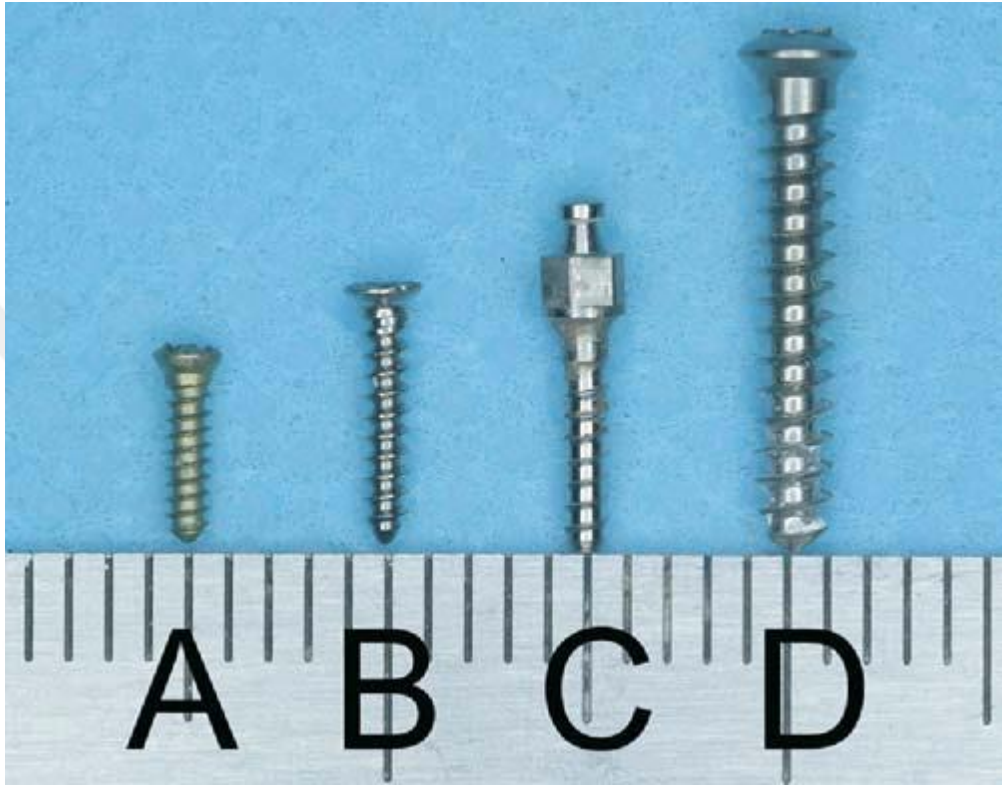
Kemikle bütünleşen implantlar ankraj için yaygın olarak kullanılan önemli donanımlardır [15] fakat büyük ebatları kullanımlarını sınırladığı için mini implantlar geliştirilmiştir [16]. Mini implantlar, çapları 1 mm ile 3 mm arasında; boyları 4 mm ile 21 mm arasında değişen, ortodontik ankraj amacıyla kullanılan vidalardır[17]. Mini implantlardan ilk olarak 1997’de Kanomi [18] tarafından bahsedilmiştir. Bu cihazlar “mini implantlar” haricinde; mini vidalar, mikro-vidalar, geçici ankraj aletleri olarak da anılmaktadır [19]. Mini implantların hayvanlarda ve insanlarda ortodontik diş hareketlerinin engellenmesi amacıyla Şekil 1.5’te de görüldüğü gibi çapa (anchor) olarak kullanıldığı ve vaka raporlarıyla tescilli başarılı sonuçlar elde edildiği belirtilmiştir [20].



Şekil 1.5. Maksilla kemiğine ankraj amacıyla yerleştirilmiş bir implant [21].

Geçici ankraj amacıyla kullanılan mini implantlara ilgi, geleneksel (konvansiyonel) implantlara kıyasla çeşitli avantajlarının olması nedeniyle gün geçtikçe artmaktadır. Mini implantlar, diğer geleneksel implantların yerleştirilemeyeceği diş kökleri arasına bile yerleştirilebilecek kadar küçük ebatlardadırlar [22-24]. Mini implantların uygulanmaları kolaydır ve önemli hasarlara sebep vermeden kolayca çıkarılabilirler [22,24]. Rutin ortodontik mekaniklere kolayca uyum sağlayabilirler. İyileşme

zamanının gereksiz olduğunu belirten çalışmalar da göstermiştir ki, mini implantlar uygulamanın hemen sonrasında ortodontik yüklemeye elverişlidir [25]. Erken yüklemeye elverişli yapıları tedavi süresini kısaltmaktadır. Şekil 1.6'da görülen çeşitli markalara ait mini implantlar geleneksel implantlara göre daha ucuz maliyetli cihazlardır [26].



Şekil 1.6. Çeşitli firmalara ait mini implantlar. (A) Stryker Leibinger, (B) Osteomed, Addison, (C) Absoanchor, Dentos, (D) KLS-Martin [27].

Kullanım sıklığı artan mini implantların klinik çalışmalarda başarı oranları üzerine çok sayıda çalışma yapılmıştır. Park ve diğerleri [27] 2006 yılında yaptıkları çalışmada tedavilerinde mini implant kullanılan, yaş ortalaması 15,5 (STD 8,3) olan 35 erkek 52 kadın toplam 87 hasta üzerinde incelemeler yaptılar. Çalışmada toplam dört farklı markaya ait toplam 227 adet implant kullanılmıştır. Stryker Leibinger marka (Tip A), çapı 1,2 mm, boyu 5 mm olan implantlardan 19 adet; Osteomed marka (Tip B), çapı 1,2 mm, boyu 6 , 8 ve 10 mm olan implantlardan toplam 157 adet; Absoanchor marka (Tip C), çapı 1,2 mm , boyu 4, 6, 7, 8 ve 10 mm olan implantlardan toplam 46 adet; KLS-Martin marka, çapı 2 mm (Tip D), boyu 10, 12, 14 ve 15 mm olan implantlardan toplam 5 adet kullanılmıştır. Yük uygulanan 15

aylık dönem sonucunda belirlenen kriterlere göre başarı oranları hesaplanmıştır. A, B, C ve D tipleri için başarı oranları sırasıyla %84,2, %93,6, %89,1 ve %80 olarak hesaplanmıştır. Verilerin Fischer testi ile analizi sonucunda markların başarı oranları arasında anlamlı bir farkın olmadığı belirtilmiştir (P=0.154).Tüm implant türleri ve hastalar için hesaplanan başarı oranı ise %91,6 olarak sunulmuştur. Yapılan Student-T test analizleri sonucunda başarı oranında yaş ve cinsiyete bağlı önemli değişimler olmadığı belirtilmiştir. Ayrıca maksilla kemiğine yerleştirilen implantların mandibula kemiğine yerleştirilenlere göre ve sol tarafa yerleştirilen implantların sağ tarafa yerleştirilen implantlara göre önemli derecede daha başarılı oldukları görülmüştür.

Motoyoshi ve diğerleri [28] yaptıkları çalışmada yaşları 11 ile 36 arasında değişen 57 hastanın ortodontik tedavilerini incelediler. Hastalara toplam 169 adet mini implant yerleştirilmiştir. Ortodontik yüklerin uygulanmasının ardından altı ay ve daha uzun süre sonunda hareketlilik olmaması durumunda tedavi başarılı kabul edilmiştir. Başarı oranları, latent (ortodontik yükleme için bekleme) süresi bir aydan az olan erken yükleme grubundaki genç hastalarda %63,8 olurken üç aylık bekleme süresi olan genç hastalarda %97,2 ve yetişkin hastalarda ise %91,9 olarak hesaplanmıştır.

Tseng vd. [29] yaptıkları çalışmada çapları 2 mm boyları 8, 10, 12 ve 14 mm olan Streyker- Leibinher marka 45 adet mini implantın 2002 ile 2003 yılları arasında 25 hastaya uygulanmasını klinik olarak incelediler. Yerleştirilen vidalardan 4 tanesinin başarısız olduğunu tespit edilip başarı oranı %91,9 olarak belirtilmiştir. Kuroda vd. [30] çalışmasında mini implantların başarı oranı yaklaşık olarak %90 olarak belirtilmiştir. Motoyoshi vd. [31] yaş ortalaması 24,8 (STD 7,8) olan 65 hasta üzerinde yaptıkları çalışmada 209 adet mini implantın başarı oranlarını incelemiştir. İmplant uygulanan bölgede kortikal kalınlığı 1 mm'den az olan hastalarda başarı oranı %80,4 olurken; kortikal kalınlığı 1 mm'den fazla olan hastalarda başarı oranı %91,5 olarak hesaplanmış ve bu iki değer arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farkın olduğu belirtilmiştir.

Reynders vd. [19] çalışmasında mini implantların ortodontik ankraj olarak kullanıldığı klinik çalışmaların bir derlemesi yapılmıştır. Belirledikleri kriterlere göre yaptıkları araştırmalar sonucunda 2001 ile 2008 yılları arasında yapılmış, 2,5 mm

den küçük çapta asgari 10 adet mini implantın kullanıldığı, ortodontik yüklerin 120 günden daha uzun süre uygulandığı 19 adet yayını incelediler. Çalışma sonucunda mini implant başarı oranını %0 ile %100 arasında değiştiğini fakat çalışmaların çoğunun başarı oranının %80'den fazla olduğunu belirtilmiştir.

Crismani vd. [17] çalışmalarında 30'dan fazla mini implantın kullanıldığı 14 adet klinik çalışmayı incelenmiştir. İncelenen çalışmalarda 452 hastaya uygulanan 1519 adet mini implantın başarı oranının %59,4 ile %100 arasında değiştiği belirtilmiştir. Değerlendirilen 14 çalışmanın başarı oranının ortalamasının %83,6 (STD 10,2) olduğu belirtilmiştir. Çalışmaların mini implant sayılarına göre hesaplanan ağırlıklı başarı oranının %83,8 (STD %7,4) olduğu ifade edilmiştir.

Literatürde belirtilen çalışmalarda mini implantların başarı oranları hesaplanmış, bu oranların yaş, cinsiyet, implant uygulanan bölge gibi değişkenlerden etkilendiği belirtilmiştir. İmplantların başarı oranlarını değiştiren bu değişkenler ile maksilla ve mandibula kemiklerinin yapısal özellikleri arasında bir ilişki olup olmadığı çeşitli çalışmalarda incelenmiştir.

Maksilla ve mandibula kemikleri yapısal olarak farklılıklar içermektedirler [32]. Maksilla, mandibula kemiğine göre daha ince kortekslere sahiptir ve bu korteksler trabekül ağı ile birbirine bağlanmışlardır [33].

Deguchi vd. [3] çalışmasında maksilla ve mandibula kemiklerinin farklı bölgelerinde bilgisayarlı tomografi ile kortikal kemik kalınlığı ölçümü yapılmıştır. Beş kadın ve beş erkekte yapılan tomografi ölçüm sonuçları incelenmiştir. Sonuçlar incelendiğinde maksilla kemiğinde ise kortikal kalınlığın lingual bölgede 2,2 mm (STD 0,4 mm) ve bukal bölgede 2,0 mm (STD 0,8 mm) olduğu görülmüştür. Mandibula kemiğinde bukal kortikal kalınlığın ortalama 2,6 mm (STD 0,8 mm) olduğu belirtilip, mandibula kemiğinde kortikal kalınlığın maksilla kemiğinden daha fazla olduğunu sonucuna varılmıştır.

Seong vd. [32] yaptıkları çalışmada taze donu çözülmüş insan kadavralarından alınmış dörder adet maksilla ve mandibula kemikleri incelenmiştir. Kemiklerden elde edilen dokular üzerinde yaptıkları çalışmalarda mandibula kemiğinin elastisite

modülü, sertlik ve kortikal kemik kalınlığı değerlerinin maksilla kemiğine göre daha büyük olduğunu göstermişlerdir. Ayrıca incelenen bu yapısal özelliklerin kemiklerin anterior ve posterior yüzeyleri arasında da farklılıklar gösterdiği belirtilmiştir.

Miyamoto vd. [34] çalışmasında maksilla ve mandibula kemiklerinin implant uygulanan bölgelerinde kortikal kemik kalınlığı ölçümü yapılmıştır. Yaşları 24 ile 76 arasında değişen (ortalama yaş 52,5) 25 erkek 25 kadın hasta üzerinde yapılan çalışmada mandibula kemikleri üzerinde 127, maksilla kemikleri üzerinde 98 adet bölgeden ölçüm alınmıştır. Mandibula kemiğinde kortikal kalınlık 0,79mm ile 3,21 mm arasında değerlerde ölçülmüştür ve ortalama kalınlık 2,22 mm (STD 0,47 mm) olarak hesaplanmıştır. Maksilla kemiğinde ise 0,92 ile 2,54 mm arasında değerler ölçülmüştür ve ortalama kalınlık değeri 1,49 mm (STD 0,34 mm) olarak hesaplanmıştır.

Ono vd. [35] çalışmasında maksilla ve mandibula kemiklerinin bukal posterior bölgelerinde kortikal kalınlık ölçümleri yapılmıştır. Yaş aralığı 13 ile 48 arasında değişen, ortalama yaşları 24 olan 32 erkek ve 11 kadın hasta üzerinde yapılan çalışmada mandibula kemikleri üzerinde 82 adet noktadan ve maksilla kemikleri üzerinde 78 adet nokta ölçümler alınmıştır. Çalışmalar sonucunda maksilla kemiğinde kortikal kalınlığın 1,09 mm ile 2,12 mm arasında değiştiği, mandibula kemiğin ise 1,59 mm ile 3,03 mm arasında kortikal kemik kalınlığına sahip olduğu görülmüştür.

Yukarıda incelenen çalışmalarda belirtilen değişkenlerin mini implant dayanımına etkisinin deneysel incelenmesinde dikkat edilmesi gereken iki husus bulunmaktadır. Bunlardan deneylerde kullanılacak malzemeler ve deney yöntemidir.

Çekip çıkarma deneyi implant ve vidaların ankraj kabiliyetinin sınanmasında sıklıkla kullanılan yöntemlerden biridir [36-39]. Çekip çıkarma deneyi sayesinde implantların tutunumunu kaybetmeden taşıyabileceği azami yükler belirlenebilmektedir. Ayrıca bu yöntem erken evre stabilizasyon kabiliyeti hakkında en önemli belirteçtir.

Lemieux vd. [40] yaptıkları çalışmada 6, 8 ve 10 mm uzunluğundaki vidaların her birinden 20 adet vidayı yaş ortalaması 87 olan iki erkek ve üç kadın olmak üzere beş taze donu çözülmüş insan kadavrasından elde edilmiş maksilla ve mandibula kemiklerine yerleştirip çekip çıkarma testine tabi tutulmuştur. Kemiklerin mineral yoğunlukları ve kalınlıkları vida yerleştirme işlemi öncesi ve sonrasında yapılan CT taraması ile belirlenmiştir. Yaptıkları çalışmalar sonucunda maksimum ankraj kuvvetine belirleyen en önemli unsurların kemik yoğunluğu ve yerleştirme derinliği olduğunu belirtmişlerdir.

Salmoria vd. [41] yaptıkları çalışmada 60 adet mini implantı 10 adet köpeğin çene kemiklerine yerleştirmişlerdir. Vidaların yerleştirme torqları ve yerleştirilmesinin ardından 0, 15, 60 gün sonraki eksenel çekip çıkarma dayanımları ölçülmüştür. Çalışmalarının sonucunda en yüksek çekip çıkarma dayanımının yerleştirme işleminin hemen sonrasındaki testlerde elde edildiği belirtilmiştir. Yerleştirme işleminden sonra geçen süre boyunca mini implantın boynu etrafında kemik emilimi sonucunda kortikal kalınlığın düştüğü belirtilmiştir. Ayrıca yerleştirme torqu ve çekip çıkarma dayanımı arasında bir ilişki olmadığını saptamışlar ve böylece yerleştirme torkunun vida tutunumunun belirlenmesinde etkili bir yöntem olmadığını belirtmişlerdir.

Huja vd. [42] dört adet av köpeği ve 56 adet vida ile yaptıkları çalışmada, köpeklerin mandibula ve maksilla kemiklerine gönderdikleri implantların çekip çıkarma dayanımlarını ölçmüşlerdir. Çapı 2 mm, boyu 6 mm olan implantlardan her bir köpeğe 14 adet yerleştirilmiştir ve 30 dakika içinde köpekler uyutulmuşlardır. İmplantların yerleştirildiği kemikler kesilip çıkarılmıştır ve deney düzeneğine bağlanabilmesi için reçine içine gömülmüşlerdir. Yapılan testler sonucunda çenenin posteriyor bölgelerinde çekip çıkarma dayanımının önemli derecede yüksek olduğunu, kortikal kemik kalınlığı ile çekip çıkarma dayanımı arasında önemli bir korelasyon olduğunu belirtmişlerdir. Ayrıca kemik yoğunluğunun da dayanıma etki edebileceği belirtilmiştir.

Marquezan vd. [43] farklı kemik mineral yoğunluğuna sahip, kortikal kemik tabakası bulunmayan kemik bloklar üzerinde çekip çıkarma deneyleri yapmışlardır. 13 büyük baş hayvanın pelvis kemiklerinden 52 adet kemik bloğu elde edilmiştir. Pelvisten

turlu testere ile çıkarılan kemik dokuların kortikal kısımları da çıkarılmıştır. Bilgisayarlı Tomografi yöntemi ile kemik kalitesi incelenen kemik blokların tarama verileri kullanılarak gri tonlama değerleri ile kemik mineral yoğunlukları hesaplanmıştır. 52 adet konik matkap uçlu (self-drilling) vida bloklara yerleştirme torkları ölçülerek gönderilmiştir. Numerik olarak da yapılan testler sonucunda, implant uygulanan bölgenin kemik mineral yoğunluğu yükseldikçe implant tutunumunun yükseldiği belirtilmiştir.

Marquezzan vd. [44] başka bir çalışmada her biri yaklaşık 1 mm kalınlığında kortikal tabakaya sahip 20 ilyak ve 20 pubik kemik bloğuna gönderdikleri vidalar için yerleştirme torku ölçümleri ve çekip çıkarma deneyleri yapılmıştır. Deneyde elde edilen veriler ile kortikal kalınlığın 1 mm olduğu kemik dokularda yerleştirme torkunun ve çekip çıkarma dayanımının kemik mineral yoğunluğundan etkilenmediğini belirtilmiştir.

Zhang vd. [45] yaptıkları çalışmada iyileşme süresinin titanyum mini implantların çekip çıkarma dayanımına etkisi incelenmiştir. Sekiz adet av köpeği 1, 3, 5 ve 7 hafta olmak üzere dört farklı gruba ikiye olarak rastgele olarak ayrılmışlardır. 64 adet implant köpeklerin mandibula ve maksilla kemiklerine yerleştirilmiştir. Mikroskopik bilgisayarlı tomografi (μ CT) ölçümleri ve çekip çıkarma deneyleri sonucunda kortikal kalınlığı daha fazla olan mandibula kemiğindeki implantların ilk haftalarda daha yüksek dayanıma sahip olduğu görülmüştür. Ayrıca ilerleyen haftalarda daha ince kortikal tabakaya sahip maksilla kemiğindeki implantların çekip çıkarma dayanımının daha yüksek olduğu belirtilmiştir. Bu sonucu ince kortikal tabakadan dolayı implantların daha uzun parçasının kemik doku gelişiminin daha hızlı olduğu trabeküler kemikte olmasına ve bu bölgede iyileşmenin ilerlemesiyle maksillada dayanımın artmasına bağlamışlardır.

İnsan ve hayvan kadvralarından elde edilen kemikler, in-vivo kemik dokuları ile yakın özellikler göstermeleri nedeniyle biyomekanik test çalışmalarında tercih edilmişlerdir. Bununla birlikte, kullanımına dair etik kurallardaki sınırlandırmalar, temin edilmesindeki ve saklanmasındaki zorluklar nedeniyle de sentetik köpükler gibi yapay materyallerin kullanımı önem kazanmıştır. Literatürde sentetik malzemeler kullanılarak mini implantların çekip çıkarma dayanımların ölçüldüğü

çalışmalara dair örnekler bulunmaktadır. Metalik tıbbi vidaların standart özellikleri ve test yöntemleri, ASTM F543 standardında belirtilmiştir [46].

T. M. Meira vd. [47] yaptıkları çalışmada 1,5 mm kortikal kalınlığa sahip olan iki katmanlı poliüretan köpüklere (Sawbones, Pacific Research Laboratories, Washon Island, Washington, USA) toplam 102 adet mini implant yerleştirip çekip çıkarma dayanımlarını ölçmüşlerdir. 102 adet mini implant köpük yüzeyi ile 90, 60, 45 derece yapacak şekilde yerleştirilmiştir. Açılı olarak yerleştirilen vidaların, kendi eksenleri doğrultusunda yükler uygulanarak çekip çıkarma dayanımları ölçülmüştür. Çalışma sonucunda en yüksek çekip çıkarma dayanımına sahip grubun 45 derecelik grup olduğu, en düşük değer ise 90 derecelik grupta görüldüğü belirtilmiştir. Test sonrasında optik mikroskop ile vida ile temas halindeki kortikal bölgenin kalınlığı ölçülmüştür. Ölçümler sonucunda en yüksek kalınlık değerinin 45 derecelik grupta, en düşük değer ise 90 derecelik grupta olduğu belirtilmiştir. Eksenel çekip çıkarma değeri ile vidanın temas ettiği kortikal kemik kalınlığı arasında bir ilişki olduğu sonucuna varılmıştır.

Chen vd. [48] çalışmasında, iki katmanlı poliüretan köpük bloklara yerleştirme torqu ölçülerek yerleştirilen üç farklı markaya ait mini implantları (AbsoAnchor (2 x 12 mm), Bioray (2 x 12 mm), Lomas (2 x 13 mm)) çekip çıkarmak suretiyle deneyler yapılmıştır. Kemik blok modelini, kortikal kısım olarak 2 mm kalınlığındaki poliüretan köpük tabakayı (Sawbones, Pacific Research Laboratories, Washon Island, Washington, USA) ve trabeküler kısım olarak ise 250 mm kalınlığındaki poliüretan köpük bloğa akrilat yapıştırıcı (3M; Scotch) ile yapıştırarak oluşturmuşlardır. Deney sonucunda yerleştirme torqu ile çekip çıkarma dayanımı arasında ilişki olmadığı belirtilmiştir. Vida tasarımının çekip çıkarma dayanımını etkilediğini belirtmişlerdir.

Wang vd. [49] çalışmasında kortikal ve trabeküler katmanları poliüretan köpük malzemeleri (Sawbones, Pacific Research Laboratories, Washon Island, Washington, USA) akrilat yapıştırıcı (Scotch, 3M) ile yapıştırmıştır. Üç farklı markaya ait vidaların (AbsoAnchor (2 x 12 mm), Bioray (2 x 12 mm), Lomas (2 x 13 mm)) kullanıldığı deneylerde çekip çıkarma deneyleri ile yerleştirme torqları

karşılaştırılmıştır. Deney sonucunda yerleştirme torku ile çekip çıkarma dayanımı arasında bir ilişki olmadığı tespit edilmiştir.

1.4. Tezin Amacı

Kullanımı artan mini implantların literatüre geçmiş çalışmalarda başarı oranlarının yüksek olduğu belirtilmiştir. Bu çalışmalarda başarı oranlarının hasta yaşı, implant uygulanan bölge ve implant uygulanan bölgedeki kemik özellikleri gibi değişkenler ile arasındaki ilişkisi incelenmiştir.

Kadavralardan elde edilen dokular ile yapılan çalışmalarda kortikal kalınlık ve kemik yoğunluğunun, implantların başarısın en önemli göstergesi olan çekip çıkarma dayanımı üzerine etkisi incelenmiştir. Sentetik kemiklerin kullanıldığı çalışmalarda ise sadece kortikal kemik kalınlığının çekip çıkarma dayanımına etkisi incelenmiştir. Sentetik kemiklerin kullanıldığı çalışmalarda kortikal kemik yoğunluğunun etkisi incelenmemiştir. Bu tez kapsamında yapılan çalışmalarda farklı kortikal kemik kalınlığına ve farklı kortikal kemik yoğunluğuna sahip kemik bloklar hazırlanıp, yerleştirme torkları kaydedilerek yerleştirilen vidaların çekip çıkarma dayanımları ölçülmüştür. Yapılan çalışmalar sonucunda kortikal kemik yoğunluğu ve kalınlığını her ikisinin de çekip çıkarma dayanımına etkisinin incelenmesi ve bu iki değişkenin etkilerinin kıyaslanması amaçlanmıştır.

2. DENEYSEL YÖNTEM

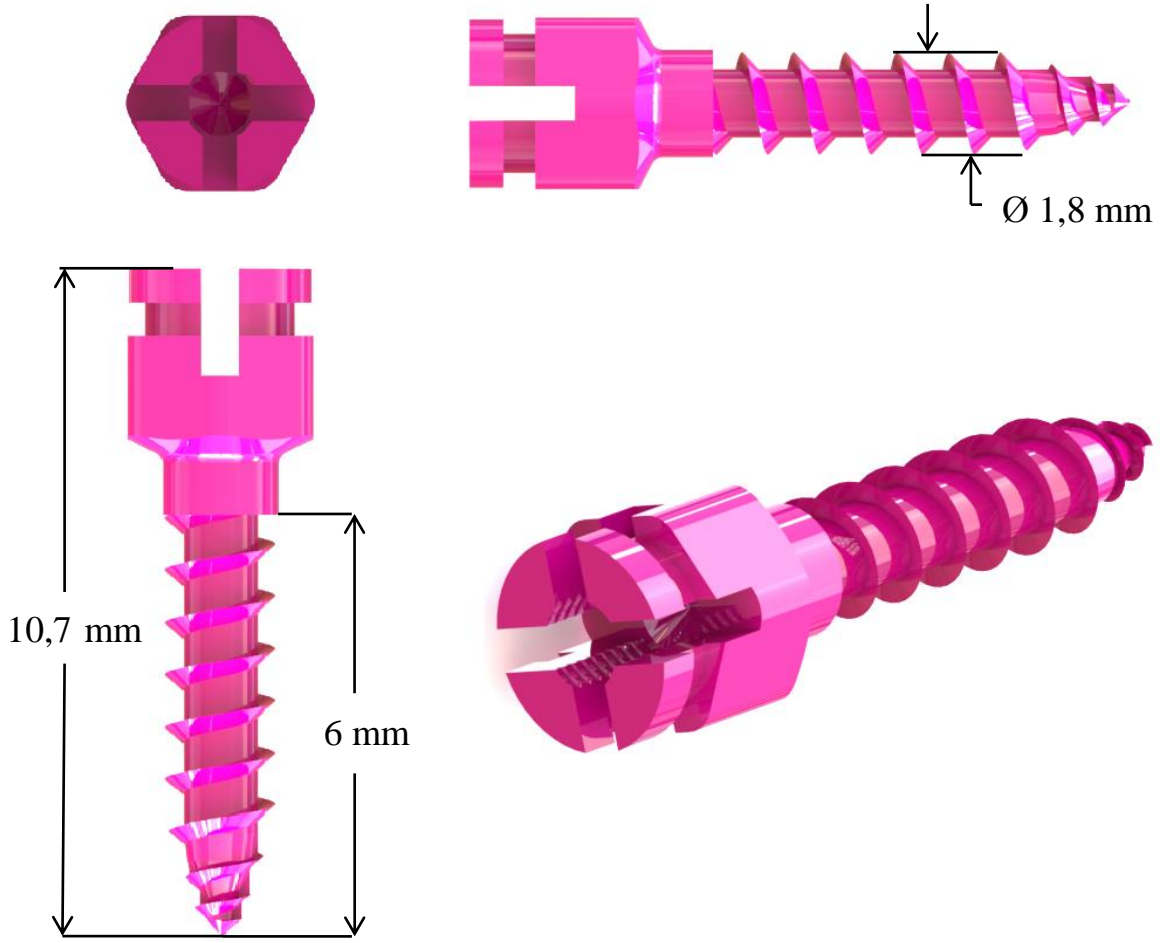
2.1. İmplant Tasarımı

Gerçekleştirilen deneylerde Prof. Dr. Metin ORHAN tarafından tasarlanan mini-implantlar kullanılmıştır. Kullanılan mini-implantların bir vida olarak en önemli tasarım özellikleri kendinden klavuzlu (self-tapping) ve matkap ucu (self-drilling) vida olmasıdır. Bu özellikleri sayesinde deneyler sayesinde kılavuz delik açılmamıştır. Şekil 2.1’de görülebilen mini-implant TiAl6V4-ELI Grade 23 Titanyum alaşımlı malzemeden üretilmiştir ve anodize yüzeye sahiptir.



Şekil 2.1. Deneylerde kullanılan mini-implant.

Kullanılan implantlar üç boyutlu olarak SolidWorks programında modellenmiştir. Çapı 1.6 mm ve boyu 8 mm olan implantın ölçüleri ve teknik resimleri Şekil 2.2’de görülmektedir.



Şekil 2.2. Mini-implantın CAD resimleri ve ölçüleri.

2.2. Poliüretan köpük üretimi

Biyomekanik testlerde kullanılacak poliüretan köpüklerin sağlaması gereken standartlar ASTM F 1839-08 standardında belirtilmiştir. Bu standartta katı hale geldikten sonraki yoğunluklarına göre derecelere (grade) ayrılmıştır. Çizelge 2.1’de dereceler ve bu derecelerin yoğunluk limitleri verilmiştir.

Çizelge 2.1. Derecelerin belirlenmesi ve yoğunluklar [50].

Derece (Grade)	Asgari Yoğunluk (kg/m ³)	Azami Yoğunluk (kg/m ³)
5	72,10	88,10
10	144,00	176,00
12	173,00	211,50
15	216,00	264,50
20	288,00	352,50
25	360,00	440,50
30	432,00	528,50
35	504,00	617,00
40	576,00	705,00
50	721,00	881,00

Testlerde kullanılacak tüm köpük bloklar TOBB ETÜ Teknoloji Merkezi Biyomekanik Laboratuvarında üretilmiştir. Üretilen poliüretan blokların hammaddesini poliöl ve polizosiyanat adlı 2 adet kimyasal oluşturmaktadır. Şekil 2.3'te gösterildiği gibi sıvı halde temin edilen bu iki kimyasal karıştırıldığında tepkimeye girmekte ve poliüretan köpüğü oluşturmaktadır.



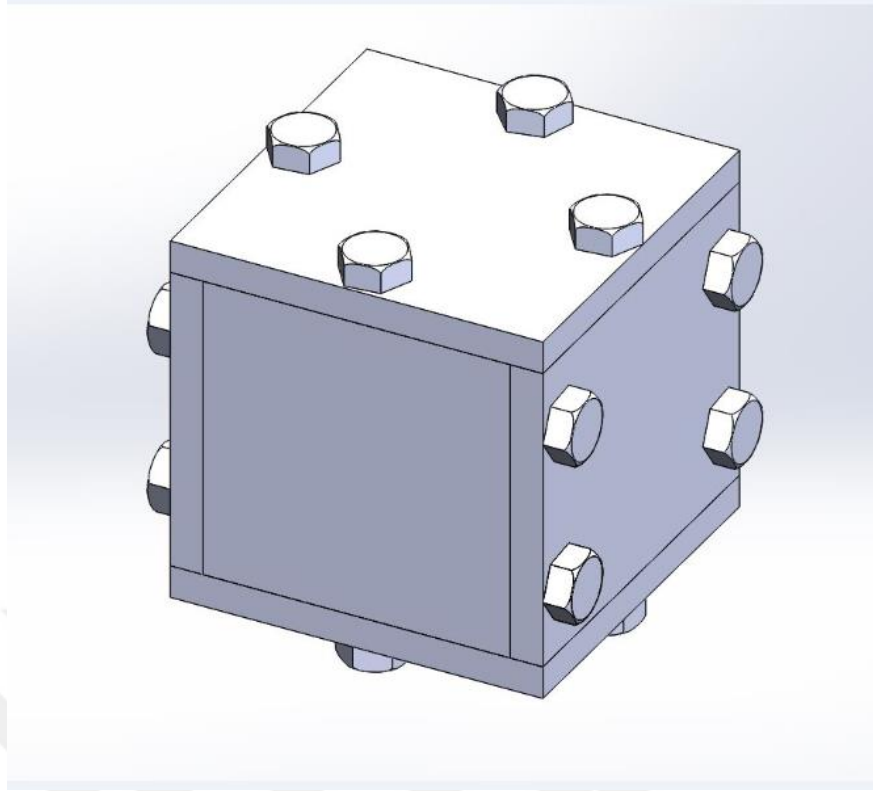
Şekil 2.3. Poliüretan için temin edilen sıvı haldeki poliöl (*solda*) ve poliizosiyanat (*sağda*).

Belirtilen iki kimyasalın Şekil 2.4'te görüldüğü gibi hacim sınırlaması olmayan bir ortamda tepkimeye girmesi sağlanırsa, tepkime sonrası oluşan köpüğün hacmi tepkimeye giren maddelerin hacmine oranla çok daha büyük olacaktır.



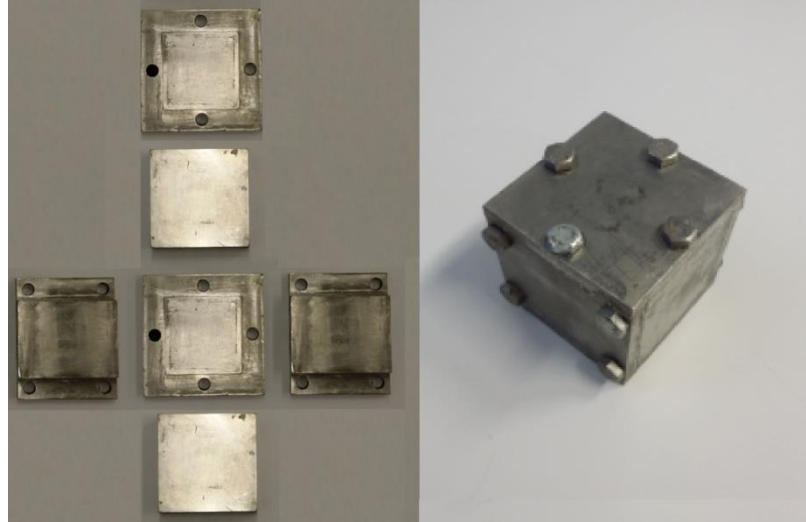
Şekil 2.4. Açık ortamda tamamlanmış tepkime.

Bu şekilde elde edilen köpüğün yoğunluğu oldukça düşüktür. ASTM F 1839-08 Standartlarında belirtilen yoğunluklara ulaşılabilmesi için tepkimenin hacmi belli kapalı bir kalıp içerisinde gerçekleşmesi gerekmektedir. Bu sebeple, Şekil 2.5'te görülen 50mm x 50mm x 50mm kübik bir iç hacme sahip bir kalıp tasarlanmıştır.



Şekil 2.5. Metal kalıp tasarım resmi.

Şekil 2.6’da görüldüğü gibi altı yüzeyinin her biri ayrı parçalardan oluşan kalıp 16 adet vida ile birbirine bağlanacak şekilde tasarlanmıştır.



Şekil 2.6. Köpük kalıbının birleştirilmemiş (*solda*) ve monte edilmiş hali.

Sadece üst kapaklarından biri monte edilmemiş halde monte edilen kalıbın içine şırıngalar yardımı ile poliürol ve poliizosiyanat maddeleri istenilen dereceye göre

hesaplanarak dökülür ve zaman kaybetmeden küçük Şekil 2.7’de görüldüğü gibi bir elektrikli el matkabı yardımı ile 30 saniye kadar karıştırılır.

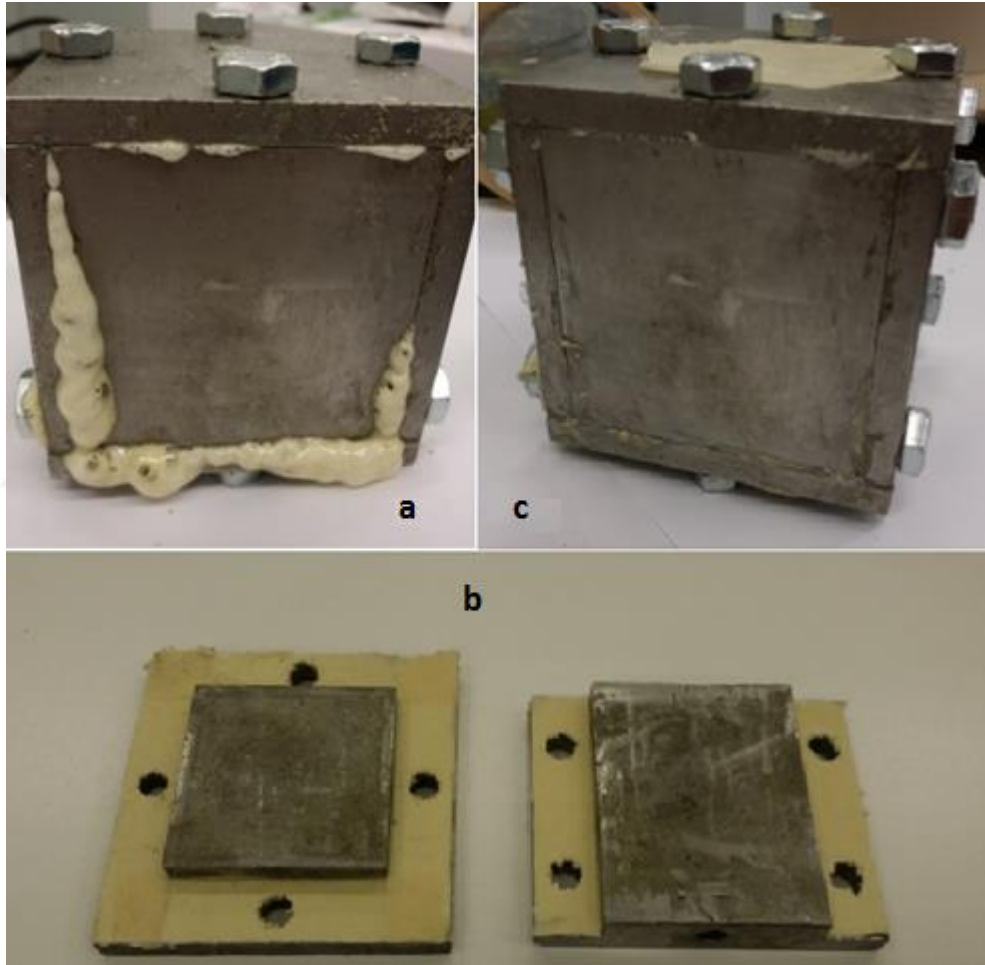


Şekil 2.7. El matkabı ile karıştırma işlemi.

Karıştırma işlemi kalıp içerisindeki maddenin rengi homojen bir görüntüye ve bej bir renge sahip olana kadar devam edilir. Karıştırma işleminden hemen sonra vakit kaybedilmeden kalıbın son parçası olan üst kapak kapatılır. Bu işlem sırasında hızlı davranmak çok önemlidir. Tepkime başlar başlamaz hızlı bir şekilde kabarmaya başlayan köpük, son parça yerine sıkıca monte edilmediyse kalıp üzerindeki vida deliklerine dolarak kapağın tam kapatılamamasına böylece tepkime boyunca kabaran köpüğün kalıptan sızmasına ve o köpüğün kullanamaz hale gelmesine neden olmaktadır. Ayrıca başka bir döküm işleminden önce o kalıbın kapsamlı bir temizlikten geçirilmesi gerekmektedir.

Başarılı bir kapatma işleminden sonra kalıp beş saat boyunca kurumaya bırakılır. Kuruma süresi bitiminde kalıbın sökülmesine başlanır. Tüm vidalar söküldükten sonra kalıp parçaları üst veya alt parçadan başlanarak ayrılır. Elde edilen köpüğün kenarlarındaki kalıp artığı parçalar temizlendikten sonra ölçüleri 50mm x 50mm x 50mm olan köpük blok yoğunluğunun hesaplanması için hassas terazide ağırlığı ölçülür. Bulunan yoğunluk ASTM F 1839-08 standardında belirtilen yoğunluk sınırlarıyla karşılaştırılarak elde edilen köpüğün derecesi belirlenir.

Yapılan döküm işleri sırasında çeşitli problemlerle de karşılaşıldı. Karşılaşılan ilk sorun kalıpların montaj sırasında vidalar ne kadar sıkılırsa sıkılsın döküm işlemi sırasında sızdırmayıydı. Bu sorun kalıp parçalarının birleşme yüzeylerine sızdırmayı engelleyecek conta sisteminin uygulanması ile aşılmıştır. Üzerinde herhangi bir basınç olmadığında yaklaşık olarak 1mm kalınlığında olan çift taraflı bantlar Şekil 2.8'te görüldüğü gibi birleşme yüzeylerine uygun kesilerek yapıştırılmıştır. Montaj sırasında vidaların sıkılmasıyla kalıp parçaları arasında ezilen bantlar conta görevi görerek sızdırmayı en aza indirmiştir.

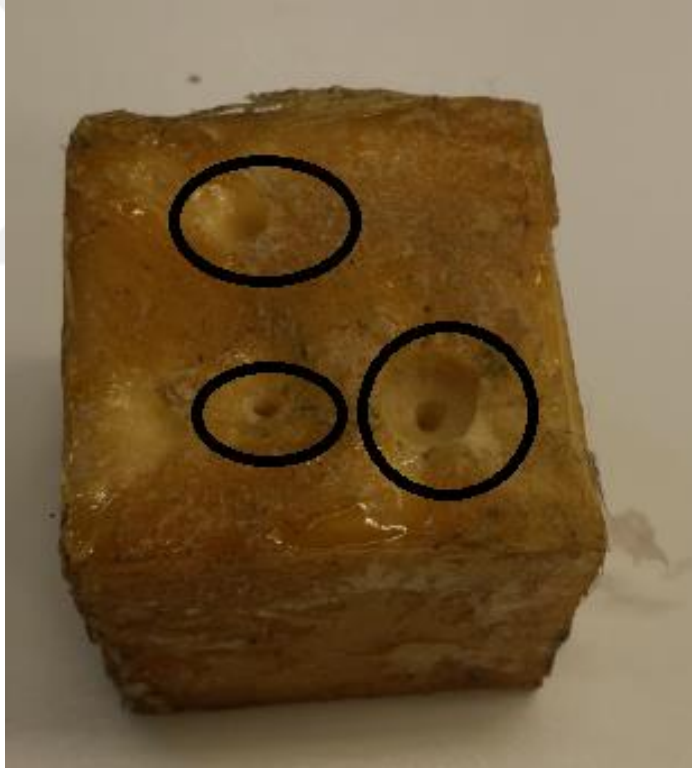


Şekil 2.8. Kalıpta sızmalar ve conta uygulanması a. Conta uygulanmamış kalıpta meydana gelen sızmalar. b. Kalıp parçalarına uygulanan contalar. c. Conta uygulanmış kalıpta sızmaların en aza inmesi.

Karşılaşılan bir diğer sorun düşük dereceli köpüklerin kalıptan çıkarılırken çok gevrek olmalarından dolayı kırılmalarıydı. Bu sorunu çözmek için karışım

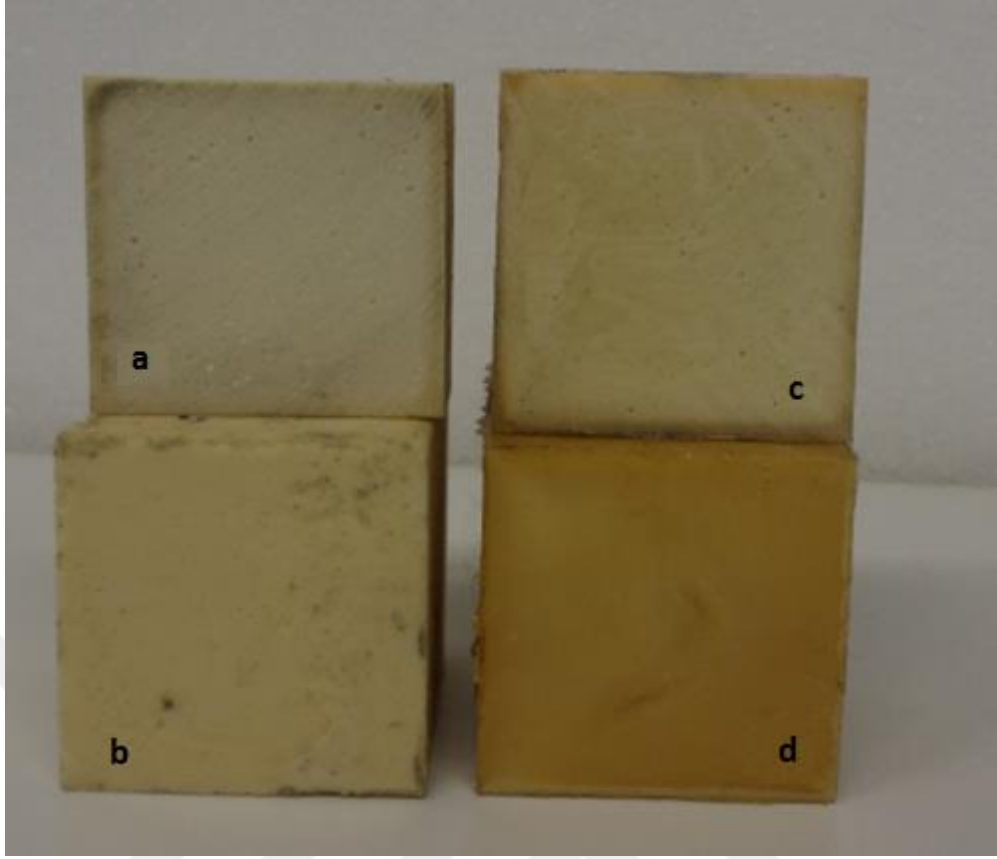
malzemeleri kalıbın içine dökülmeden önce kalıp iç yüzeylerine vazelin sürülmüştür. Bu uygulama sonrasında köpük blokların kalıp yüzeylerine yapışmadığı ve kalıp parçalarının kolayca sökülebildiği görülmüştür.

Fakat yüksek yoğunluklu köpüklerin hazırlanmasında vazelinin soruna neden olduğu tespit edilmiştir. İzosiyanat ve poliölün tepkimesi izotermik bir süreçtir. Yüksek dereceli köpüklerin elde edilmesi için kalıbın içine çok daha fazla malzeme doldurulması gerekmektedir ki bu durum tepkime sırasında çok daha fazla ısı oluşmasına neden olmaktadır. Oluşan bu ısı nedeniyle kalıp içine sürülen vazelinin bozulduğu ve köpük blokların içinde Şekil 2.9'da da görüldüğü gibi homojenliği bozan hava kabarcıklarına neden olduğu gözlemlenmiştir. Bu sebeple 40 üzeri dereceli köpükler hazırlanırken kalıp içine vazelin sürülmemiştir.



Şekil 2.9. Yüksek yoğunluklu köpüklerin üretiminde vazelinin sebep olduğu hava kabarcıkları.

Eğer tüm bu döküm işlemleri sırasında herhangi bir homojen olmama ve kırılma durumu yok ise kalıplardan Şekil 2.10'da görüldüğü gibi dış yüzeyleri ve içi son derece homojen olan köpük bloklar elde edilecektir.



Şekil 2.10. a. Derece 20 köpük bloğun içi b. Derece 20 köpük blok dış yüzey c. Derece 40 köpük bloğun içi d. Derece 40 köpük blok dış yüzey.

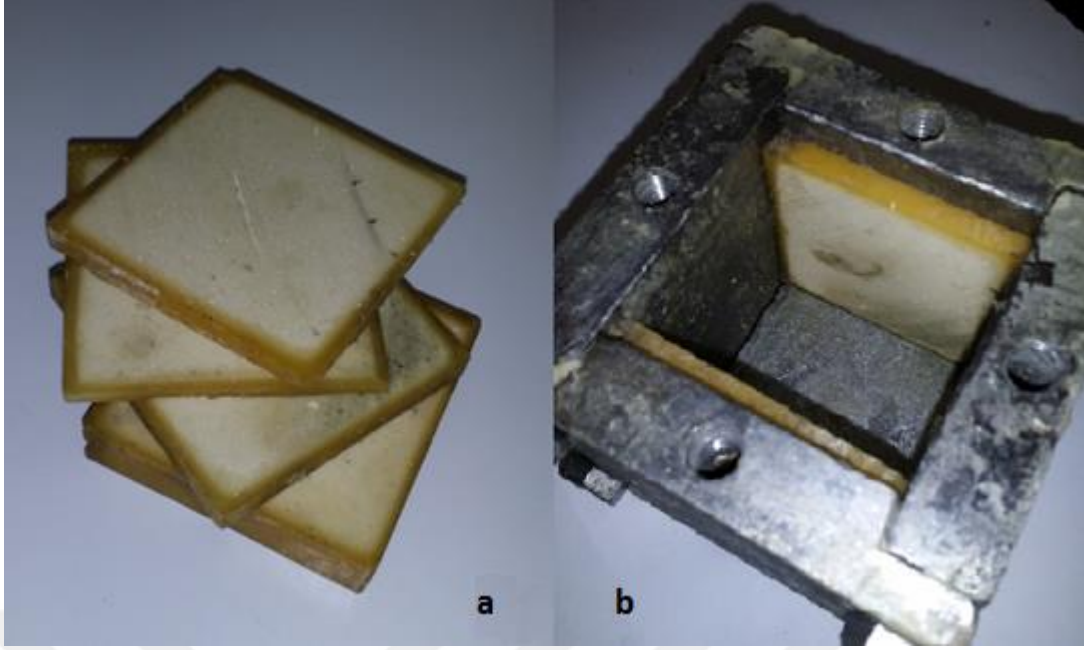
Elde edilen köpüklerin derecelerinin belirlenmesinde bakılan değer blokların yoğunluğudur. Kalıp ebatları tarafından belirlenen ebatlarıyla poliüretan köpük blokların hacmi $0.000125m^3$ 'tür. Köpük bloklar etrafındaki kalıp artığı çapaklar temizlendikten sonra hassas terazide blokların kütleleri ölçülür. Elde edilen kütle ve bilinen hacim değerleri ile blokların yoğunlukları hesaplanır. Bulunan değer ASTM F 1839-08 standardında ve Tablo 2.1'de belirtilen derecelerin yoğunluk aralıkları değerleri ile kıyaslanarak üretilmiş olan köpüğün derecesi belirlenir.

Ayrıca köpük blokların homojenlikleri de yoğunluk ölçümleri ile belirlenir. Kalıptan çıkarılan köpükler dört eşit parçaya bölünür. Her bir parça için yeniden ebat ve kütle ölçümleri yapılır ve elde edilen sonuçlardan blok parçalarının yoğunlukları hesaplanır. Blok parçalarının yoğunlukları karşılaştırılarak parçalar arasında herhangi bir fark olup olmadığı gözlemlenir.

İki temel katmandan oluşan insan kemiğinin daha doğru temsil edilebilmesi için poliüretan köpük bloklar da iki katmanlı olacak şekilde üretilmelidir. Trabeküler kemiğin benzetimi için düşük dereceli köpükler, kortikal tabakanın benzetimi içinse daha yüksek yoğunluklu köpük bloklar tercih edilmelidir. Kemiğin bu iki tabakası birbirine kaynaşmış durumdadır.

İki katmanlı köpük bloğun kullanıldığı bazı çalışmalarda trabeküler ve kortikal katman ayrı ayrı üretilip akrilik yapıştırıcı ile yapıştırılmıştır [12,17]. Fakat özellikle kortikal kalınlığın 1 mm olarak belirlendiği gruplarda yapıştırıcı nedeniyle oluşacak ve sertlik derecesi belirlenemeyen katmanın deney sonuçlarını değiştireceği düşünülmüştür. Bu nedenle yapıştırıcı kullanılan yöntem tercih edilmemiştir.

Köpük bloğun hazırlanmasında katmanlı yapının oluşturulabilmesi için birbirini takip eden iki döküm işleminin uygulanması planlanmıştır. Bu tekniğe göre, iki adıma ayrılan döküm işleminin ilk adımında kortikal kısmı oluşturacak yüksek yoğunluklu poliüretan köpük blok hazırlanır. İstenilen kortikal yoğunluk değerine uygun olarak hazırlan köpük blok kalıptan çıkarıldıktan sonra 8 mm kalınlığa sahip dilimlere ayrılır. Kesme işlemi sonrasında dilimler üzerinde kalınlık ölçümleri yapılır. Köpük blok dilimlerinin kalınlığının her bölgede aynı olması ikinci döküm işlemi sonrasında elde edilecek köpüğün düzgün olması açısından önemlidir. Bu nedenle eğer dilimlerin kalınlığı her bölgede aynı değilse her bölgede aynı olması için gerekli talaş kaldırma ve düzeltme işlemleri uygulanır. Şekil 2.11’de görüldüğü gibi dilimlenen ve ölçüleri düzenlenen parçalar döküm işleminin ikinci aşaması için yeniden döküm kalıbına yerleştirilir.



Şekil 2.11. a. Kortikal dilimler. b. Dilimlerin kalıbın içine yerleştirilmesi.

Dilimlerin kalıba yerleştirilmesinin ardından kemik modellerinde trabeküler kemik tabakasını temsil edecek düşük yoğunluklu köpüğün dökülmesi aşamasına geçilir. Bu noktada, istenilen yoğunlukta köpük elde edilebilmesi için içine dilimler yerleştirilen kalıpta kalan boş hacmin yeniden hesaplanması gerekmektedir. Yerleştirilen köpük dilimlerinin kalınlıkları yardımıyla kalıp içinde kalan hacim hesaplanır ve bu hacme göre döküm için gerekli olan malzeme miktarları belirlenir. Belirlenen miktardaki malzeme kalıp içine dökülür ve daha önceden de belirtilen karıştırma ve kalıp kapatma işlemleri uygulanır.

Kalıptan çıkarılan sandviç yapıdaki çift katmanlı köpük kortikal yüzeylere paralel olarak trabeküler katmanın ortasından kesilerek ikiye ayrılır. Böylece çift katmanlı iki adet köpük blok elde edilmiş olur. Elde edilen köpük blokların kortikal kalınlıklarının istenilen düzeye indirilebilmesi için talaşlı imalat yöntemi ile kortikal tabakanın inceltmesi gerekmektedir. Şekil 2.12’de görüldüğü gibi frezeye bağlanan köpük blok üzerinde talaş kaldırma işlemi uygulanır.



Şekil 2.12. Frezeyle bağlanmış köpük blok.

İstenilen kalınlık elde edilene kadar uygun adımlar ile kortikal katman inceltir. Bu işlem sırasında ilerleme adımlarının çok büyük seçilmesi talaş kaldırma işlem sırasında kortikal katmanda kırılmalara neden olabilmektedir; bu sebeple işlem sırasında ilerleme adımlarına dikkat edilmelidir.

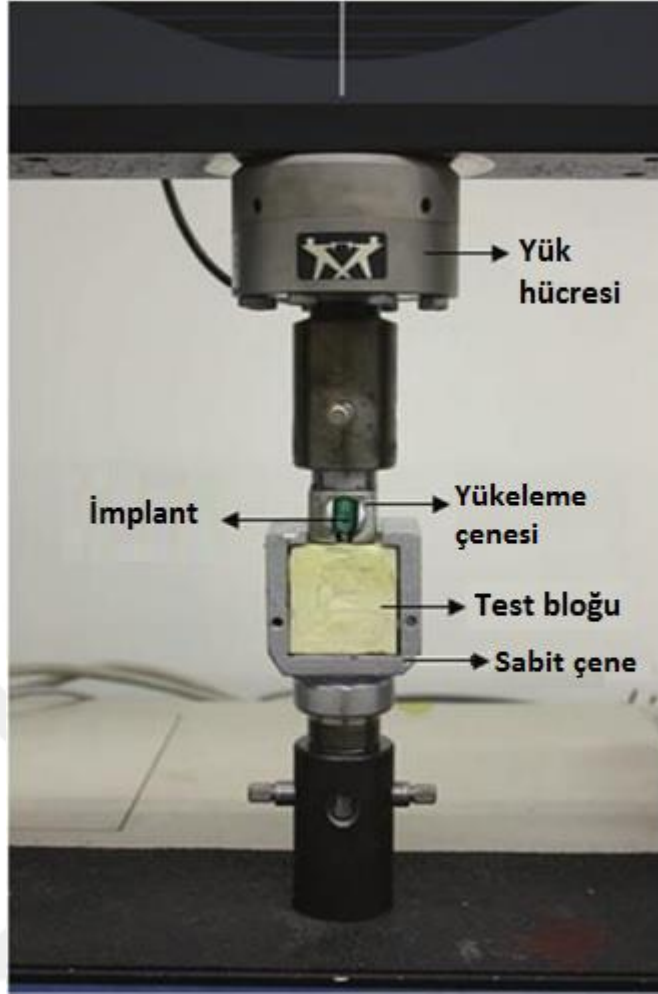
Frezeleme işlemi sonrasında üretilen parça oluşan talaşlardan temizlenir. Şekil 2.13'te görüldüğü gibi elde edilen çift katmanlı köpük blok istenilen testleri yapmaya uygundur.



Şekil 2.13. Çift katmanlı köpük.

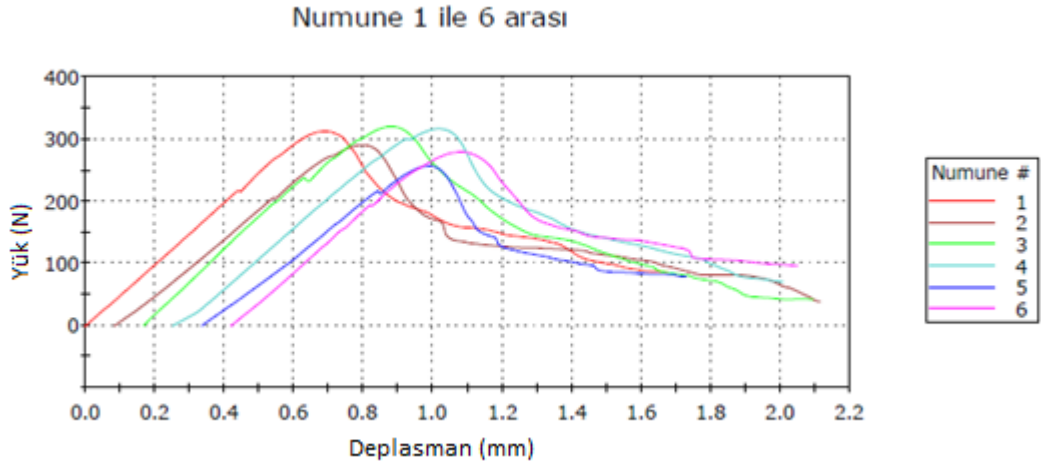
2.3. Çekip Çıkarma Deneyi

Çekip çıkarma deneyi implant ve vidaların ankraj kabiliyetinin sınanmasında sıklıkla kullanılan yöntemlerden biridir [36-39]. Çekip çıkarma deneyi sayesinde implantların stabilitesini kaybetmeden taşıyabileceği azami yükler belirlenebilir. Bu deney için Şekil 2.14'te görüldüğü gibi hazırlanan düzeneklerde genellikle implantın uygulandığı doku parçası deney düzeneğine sabitlenir.



Şekil 2.14. Örnek bir çekip çıkarma deney düzeneği[51].

Çekip çıkarma değeri ölçülecek implanta uygun cihaz ve araçlar ile aksel yönde kuvvet uygulanır. Deneysel yüklerin uygulanmaya başlamasıyla anlık olarak implanta uygulanan kuvvet ve uygulanan bu kuvvet neticesinde sabitlenmiş doku ve vida arasındaki deplasman ölçülür ve Şekil 2.15'te görüldüğü gibi kaydedilir.



Şekil 2.15. Örnek vida çekip çıkarma grafiği.

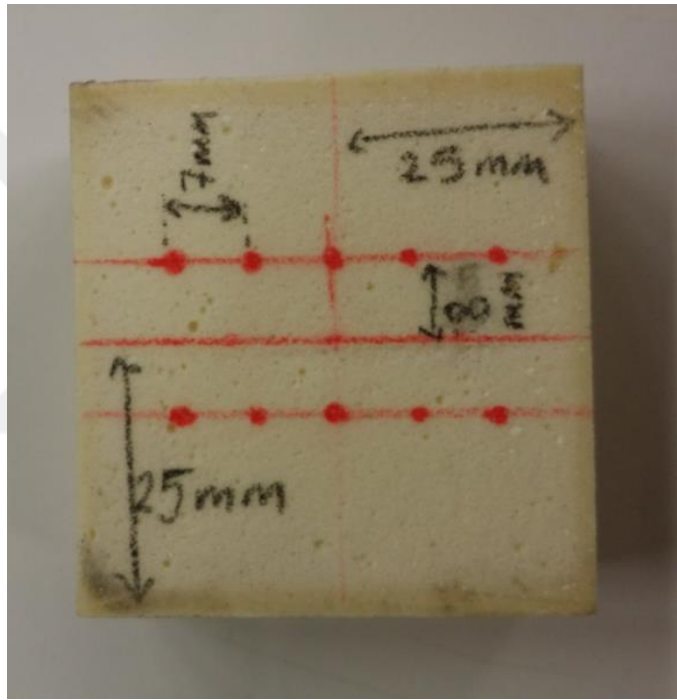
2.4. Deney planı

Deneyde kortikal kalınlık ve kortikal tabaka yoğunluğunun implant çekip çıkarma dayanımına etkisinin incelemesi için çeşitli köpük blok grupları oluşturulması planlanmıştır. Kortikal kemik kalınlıkları 1 mm, 2 mm ve 3 mm olacak şekilde üç farklı tip kalınlık belirlenmiştir. Kortikal kemik yoğunluklarında ASTM F 1839-08 standardında belirtilen derece 40 ve derece 50 değerleri arasında üç farklı yoğunluk grubu belirlenmiştir. 40, 45, 50 olarak belirlenen yoğunluk grupları ve 1 mm, 2 mm ve 3 mm olarak belirlenen kalınlık değerleriyle 9 farklı köpük blok grubu belirlenmiştir. Tüm köpük bloklarda spongiöz kemik yoğunluğunun ASTM 1839-08'de belirtilen derece 25 poliüretan köpük yoğunluğu aralığında olması planlanmıştır. Her bir köpük blok üzerinden 10 adet vida testi yapılmıştır.

İlk olarak katmanlı köpük blokların kortikal kısmını oluşturacak yüksek yoğunluklu poliüretan köpükler hazırlanmıştır. Bir sonraki adım olarak bu köpük bloklardan elde edilen köpük dilimleri kullanılarak her kortikal yoğunluk grubu için üç adet katmanlı köpük hazırlanmıştır. Hazırlanan katmanlı köpükler deney planına uygun olarak 1 mm, 2 mm ve 3 mm kortikal kalınlığa sahip olacak şekilde frezeleme işlemine tabi tutulmuş ve testler için hazır hale getirilmiştir.

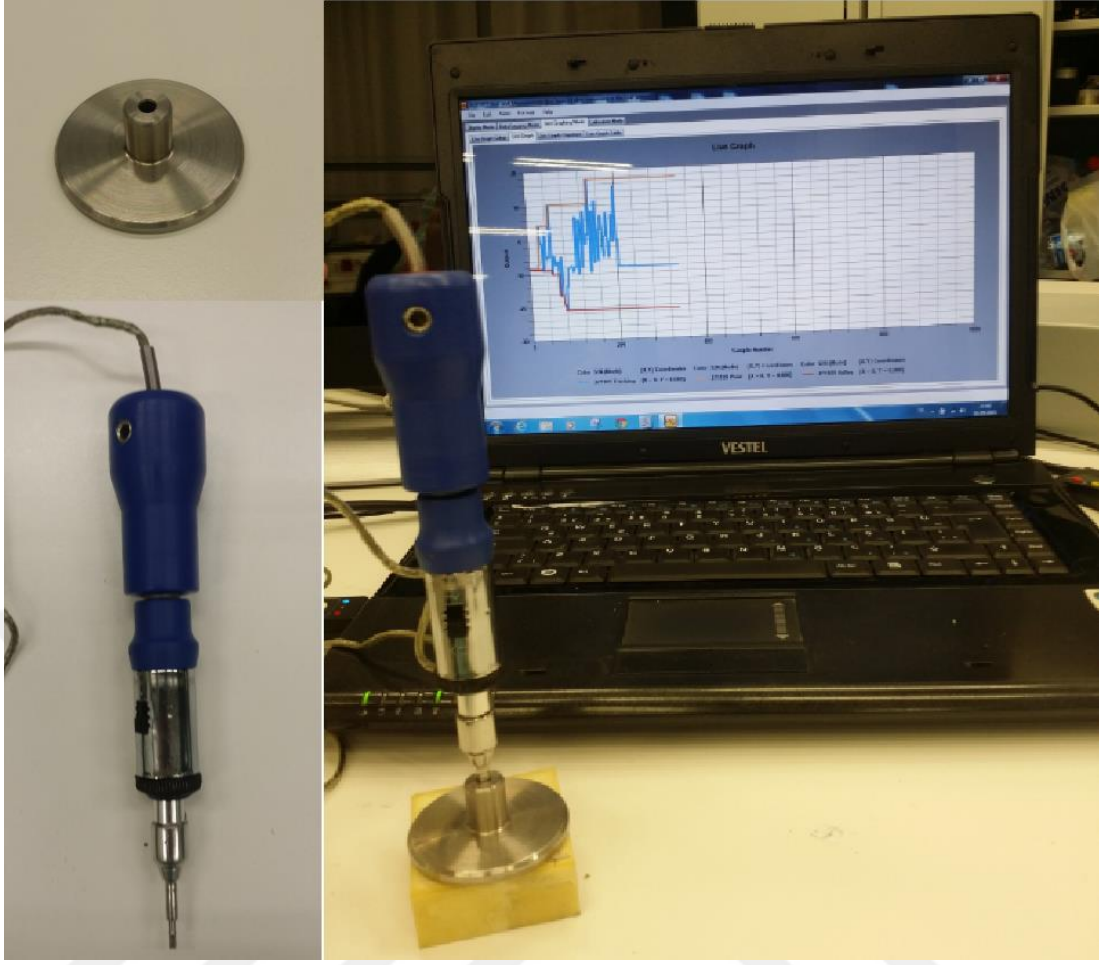
Hazırlanan köpük bloklara vidalar yerleştirilmeden önce bloklar üzerinde vidaların yerleştirileceği yerler belirlenmiştir. Uygun vida yerleri belirlenirken olası talaşlı

imalat hatalarının önüne geçilebilmesi için frezeleme işlemi sırasında kalınlık ölçümlerinin alındığı köpüğün orta hattına yakın olmasına dikkat edilmiştir. Sınır koşullarının etkisinin azaltılması adına vidaların köşelerden ve kenarlardan mümkün olduğunca uzağa yerleştirilmesi planlanmıştır. Ayrıca köpük yüzeyinden çok sayıda vida çekilip çıkarılacağı için ardı ardına yapılacak bu çekip çıkarma işlemleri nedeniyle köpükte oluşacak hasarlardan etkilenilmemesi adına vidalar arasında vida çapının 1.5 katından (vida çapı = 1,6 mm) daha fazla olan 6 mm boşluk olmasına dikkat edilmiştir. Belirtilen bu kriterler doğrultusunda köpük bloklar üzerinde Şekil 2.16'da görüldüğü gibi vida pozisyonları belirlenmiştir.



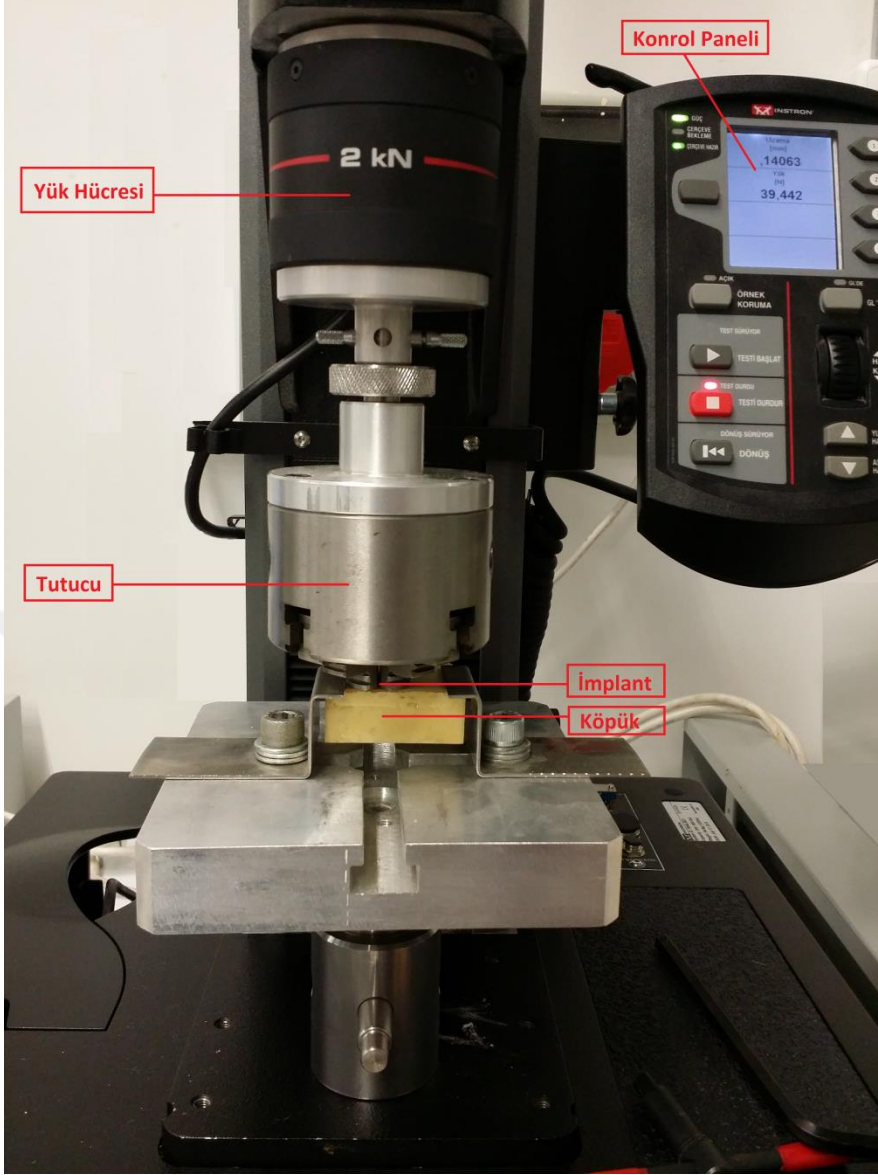
Şekil 2.16. Köpük üzerindeki vida yerleri.

Şekil 2.17'de görülen parça yardımı ile her vidanın köpük yüzeyine dik açıyla gönderilmesi amaçlanmıştır. Her vida köpüğe gönderilirken yerleştirme torku bu çalışmaya uygun olarak geliştirilmiş Şekil 2.17'de gösterilen tornavida ve bilgisayar programı yardımıyla kaydedilmiştir.



Şekil 2.17. Vida aparatı ve torklu tornavida.

Vidanın köpüğe gönderilmesinin ardından çekip çıkarma deneyine geçildi. Daha sonra Şekil 2.18’de görüldüğü gibi deney düzeneğine yerleştirilen vida gönderilmiş köpük blok ile deneye başlanmıştır.



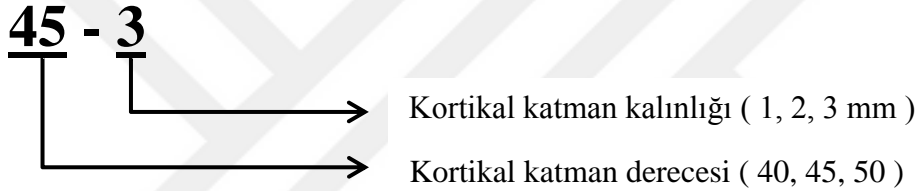
Şekil 2.18. Köpüğün deney düzeneğine yerleştirilmesi.

Cihaz üzerinden deney başlatıldığı anda deplasman ve vida üzerindeki yükü anlık olarak kaydetmeye başlamıştır. Bu verileri kullanarak yük – deplasman grafiği ve her vidanın köpükten çıkmadan taşıyabildiği maksimum yük değerleri tüm köpük grupları için kaydedilmiştir.

3. SONUÇLAR ve DEĞERLENDİRME

3.1. Çekip Çıkarma Deneyi Sonuçları

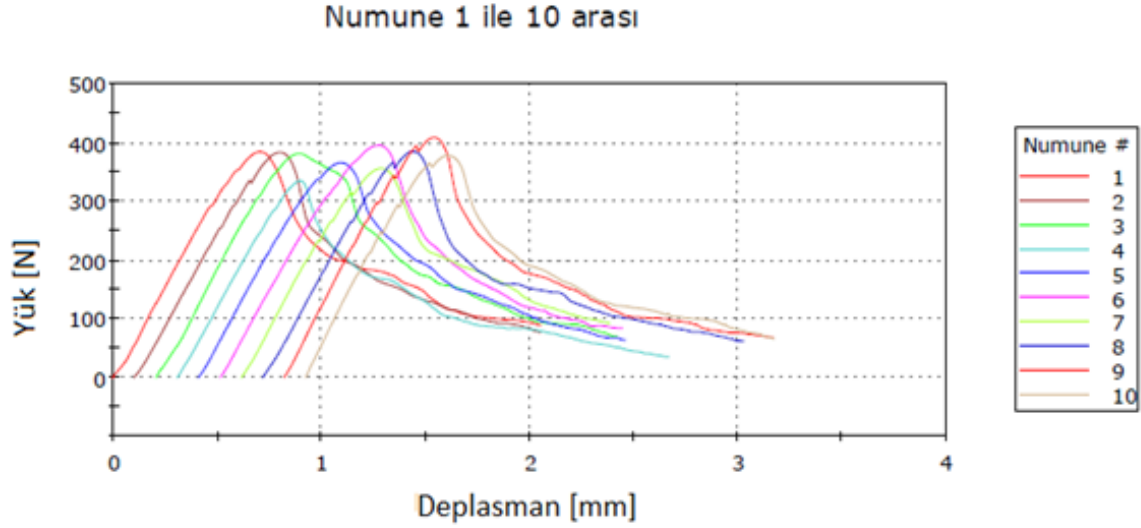
Deneyleerde kullanılmak üzere hazırlanan dokuz farklı grup PU köpük bloğa ait çekip çıkarma testi sonuçları bu bölümde karşılaştırılmalı olarak incelenmiştir. Kortikal katmanlarının özelliklerine göre gruplara ayrılan köpük blokların isimlendirilmesi aşağıda gösterilmiştir.



<u>Grup Adı</u>	<u>Açıklama</u>
40-1	Yoğunluğu derece 40 , kalınlığı 1 mm kortikal katmana sahip blok
40-2	Yoğunluğu derece 40 , kalınlığı 2 mm kortikal katmana sahip blok
40-3	Yoğunluğu derece 40 , kalınlığı 3 mm kortikal katmana sahip blok
45-1	Yoğunluğu derece 45 , kalınlığı 1 mm kortikal katmana sahip blok
45-2	Yoğunluğu derece 45 , kalınlığı 2 mm kortikal katmana sahip blok
45-3	Yoğunluğu derece 45 , kalınlığı 3 mm kortikal katmana sahip blok
50-1	Yoğunluğu derece 50 , kalınlığı 1 mm kortikal katmana sahip blok
50-2	Yoğunluğu derece 50 , kalınlığı 2 mm kortikal katmana sahip blok
50-3	Yoğunluğu derece 50 , kalınlığı 3 mm kortikal katmana sahip blok

Deney sonuçları INSTRON marka çekme basma test cihazının kendi yazılımı olan Bluehill test yazılımı ile elde edilmiştir. Deneyler sırasında çekip çıkarma hızı sabit 5 mm/dk olarak belirlenmiştir. Test yazılımı belirlenen bu hıza göre deney cihazını kontrol etmiştir. Sabit hız değeri üzerinden deplasman değerini ve yük hücresi üzerinden implanta uygulanan yükü anlık olarak kaydetmiştir. Elde edilen anlık ve eş zamanlı deplasman ve yük değerleri Şekil 3.2’de görüldüğü gibi bir grafik olarak

raporlanmıştır. Yazılım ayrıca implantlara uygulanan yüklerin en yüksek değerlerini de raporlamıştır. Sonuç raporunda her implant için en yüksek yük değerini, köpük blokları üzerindeki implantların en yüksek değerlerinin ortalama ve standart sapma değerlerini belirtmiştir.



	Maksimum Yük [N]	Uzamada Maksimum Yük [mm]
1	383,26260	0,70900
2	382,37253	0,70241
3	380,18063	0,68603
4	334,07480	0,59171
5	364,68451	0,68142
6	394,16711	0,76906
7	355,13251	0,66940
8	383,84235	0,72213
9	407,58881	0,71746
10	377,15826	0,67609
Ortalama	376,24641	0,69247
Standart sapma	20,60793	0,04578

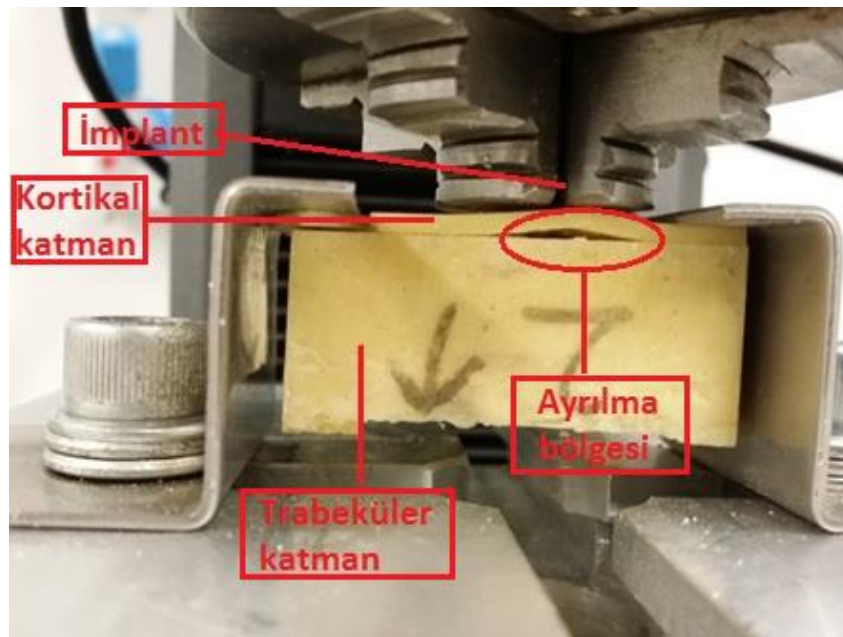
Şekil 3.1. Örnek bir grup için test yazılımı raporu.

Her PU köpük blok için çekip çıkarma dayanımı değeri ilgili blok üzerindeki 10 mini implantın en yüksek yük değerlerinin ortalamasının hesaplanması ile belirlenmiştir. Tüm bloklara ait çekip çıkarma dayanım değerleri (N) Çizelge 3.1’de standart sapma değerleri ile birlikte verilmiştir.

Çizelge 3.1. Çekip Çıkarma deneyi sonuçları.

Grup	Çekip Çıkarma	Çekip Çıkarma
	Dayanımı – Ortalama (N)	Dayanımı – Standart Sapma (N)
40-1	203,10	5,38
40-2	229,99	13,40
40-3	214,67	11,34
45-1	178,07	12,96
45-2	294,98	24,91
45-3	298,85	17,69
50-1	281,00	22,49
50-2	333,26	11,16
50-3	376,25	20,61

Deneyler sırasında bazı 45-2 adlı grubun çekip çıkarma testlerinde bazı sorunlar ile karşılaşmıştır. Kortikal katman yoğunluğu grade 45 ve kortikal katman kalınlığı 2 mm olan bu grubun çekip çıkarma testleri sırasında kortikal katman ile trabeküler katman bir birinden ayrılmıştır. Bu durumla karşılaşılan bloklara dair numuneler Şekil 3.3'te görülmektedir. Katmanlarında ayrılma olan blokların deneyleri tekrarlanmıştır.



Şekil 3.2. Deneyler sırasında katmanları ayrılan 45-2 köpük grubundan bir örnek.

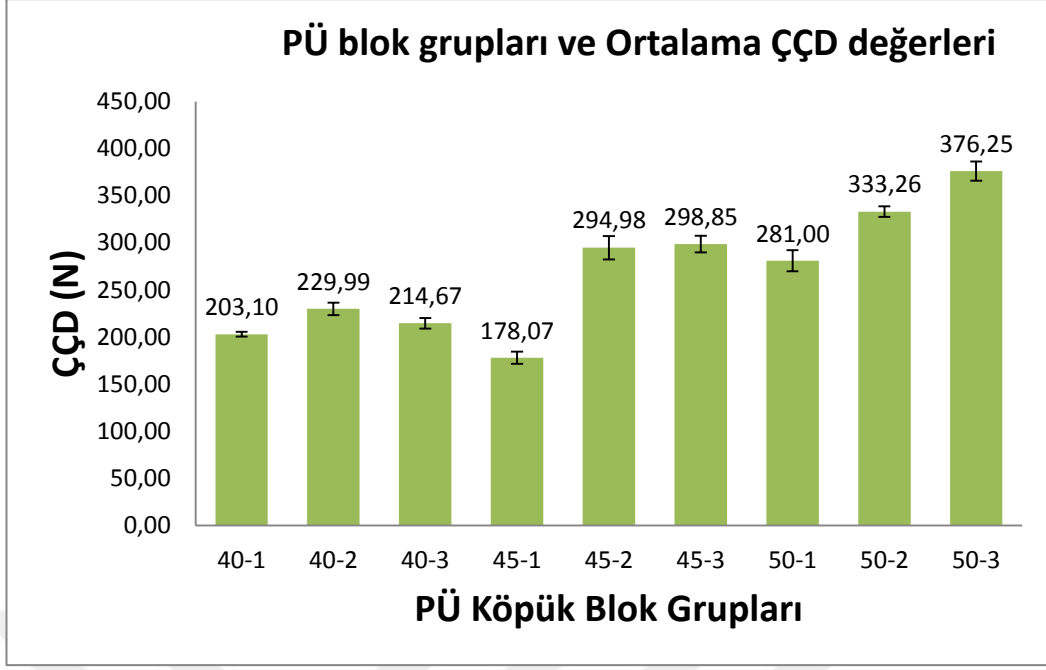
Çekip çıkarma deneyleri tamamlanıp tüm sonuçlar elde edildikten sonra bir grubun diğer grup ile arasında anlamlı fark olup olmadığına bakılması için çift taraflı student t-test uygulanmıştır. Anlamlılık şartının $P < 0.05$ olarak belirlendiği student t-test sonuçlarının tamamı Çizelge 3.2’de görülmektedir.

Çizelge 3.2. Tüm PÜ köpük blokları için çift taraflı Student t-test P değerleri. (^A Anlamlı olmayan fark ($P > 0,05$)).

Grup	40-1	40-2	40-3	45-1	45-2	45-3	50-1	50-2	50-3
40-1	x	<<0.005	0,012	0,003	<<0.005	<<0.005	<<0.005	<<0.005	<<0.005
40-2		x	0,013	<<0.005	0,004	<<0.005	0,001	<<0.005	<<0.005
40-3			x	<<0.005	<<0.005	<<0.005	<<0.005	<<0.005	<<0.005
45-1				x	<<0.005	<<0.005	<<0.005	<<0.005	<<0.005
45-2					x	0,747^A	0,331^A	0,012	<<0.005
45-3						x	<<0.005	0,131^A	<<0.005
50-1							x	<<0.005	<<0.005
50-2								x	<<0.005
50-3									x

Çizelge 3.2’de de görüldüğü üzere sadece 45-2 ile 45-3, 45-2 ile 50-1 ve 45-3 ile 50-2 grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur. Diğer ikili karşılaştırma durumlarının hepsinde istatistiksel olarak anlamlı farkların olduğu görülmüştür. Sonuçların değerlendirilmesi sırasında aralarında istatistiksel olarak anlamlı farklar olan gruplar karşılaştırılmıştır.

Ortalama dayanım değerlerinin karşılaştırılmalı değerlendirilmesi için hazırlanan grafik Şekil 3.3’te görülmektedir.



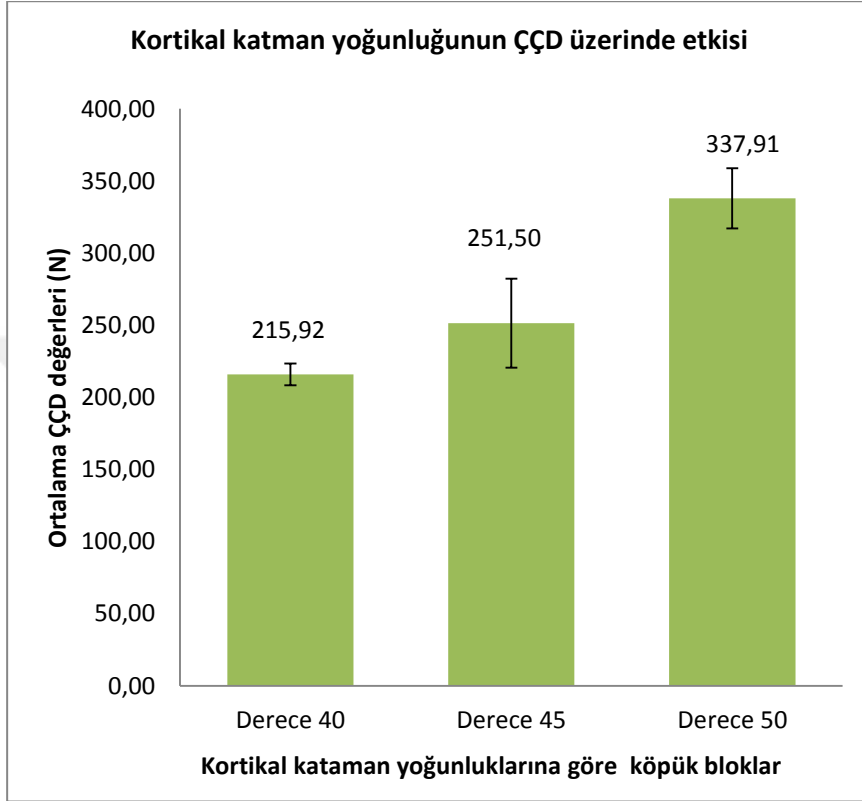
Şekil 3.3. Mini implantların köpük gruplarına göre ortalama çekip çıkarma dayanımları.

Ancak aynı kortikal yoğunluğa sahip bloklara ait değerler incelenirken daha iyi analiz edilebilmesi adına köpük gruplarının trabeküler katmanlarından örnekler alınarak yoğunlukları belirlenmiştir. Elde edilen yoğunluk değerleri ve ASTM standardında bu yoğunluk değerine karşılık gelen derece değerleri Çizelge 3.3’de belirtilmiştir.

Çizelge 3.3. Trabeküler katman yoğunlukları ve dereceleri.

Grup	Trabeküler Katman	ASTM standartlarına
	Yoğunluğu (kg/m ³)	göre dereceleri
40-1	390,0	25
40-2	413,0	25
40-3	361,0	25
45-1	362,0	25
45-2	398,0	25
45-3	365,0	25
50-1	368,0	25
50-2	388,0	25
50-3	388,0	25

Deneyler sonucunda elde edilen bu veriler incelendiğinde, kortikal kalınlık ve kortikal yoğunluk değerlerinin çekip çıkarma dayanımı üzerine ayrı ayrı etkileri Şekil 3.5 ve Şekil 3.6’da görülmektedir.

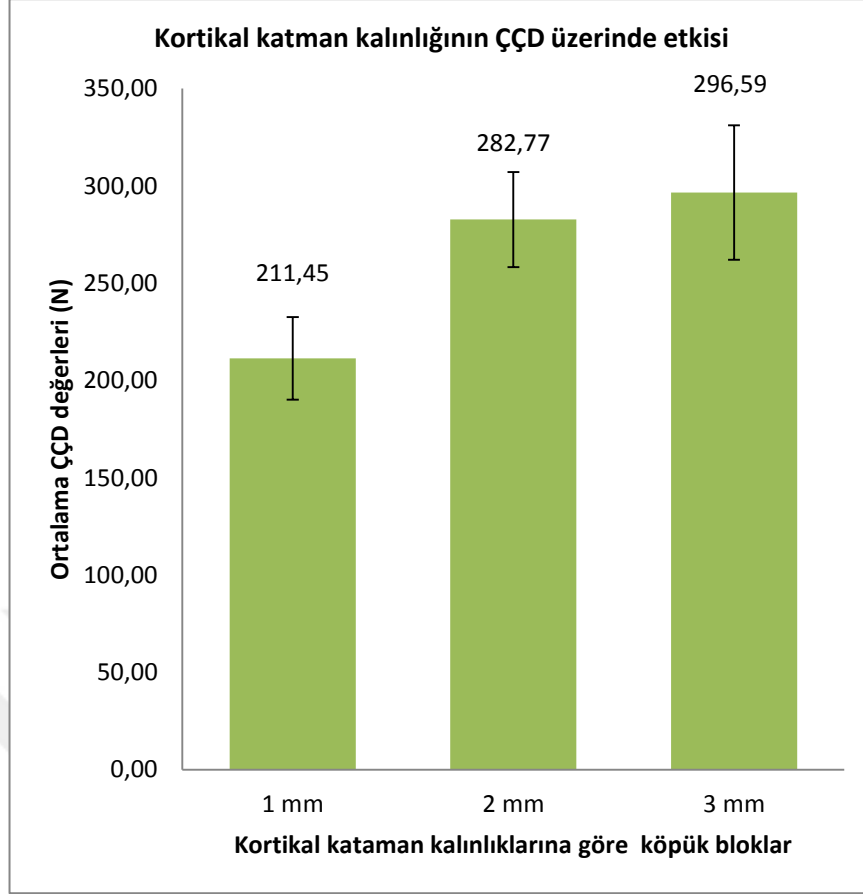


Şekil 3.4. Kortikal yoğunluğun ÇÇD üzerine etkisi.

Kortikal katman yoğunluğu aynı olan PU köpük bloklarından elde edilen ÇÇD verilerinin aritmetik ortalamaları alınarak Şekil 3.4’te görülen grafik elde edilmiştir. Kortikal katman yoğunluğuna göre gruplanan köpük blokların ÇÇD değerleri çift taraflı Student t-test ile karşılaştırılmıştır ve sonuçlar Çizelge 3.4’te verilmiştir.

Çizelge 3.4. Kortikal katman yoğunluğuna göre gruplara ayrılmış köpük bloklar için çift taraflı Student t-test P değerleri.

Grup	Derece 40	Derece 45	Derece 50
Derece 40	x	0,008	<<0.005
Derece 45		x	<<0.005
Derece 50			x



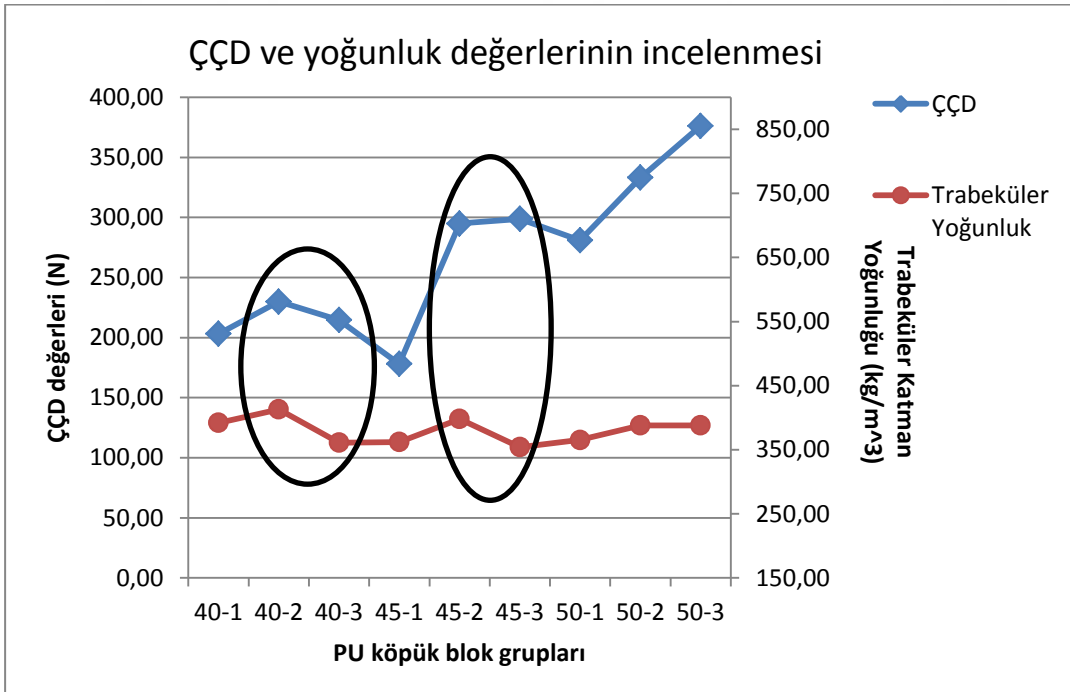
Şekil 3.5. Kortikal kalınlığın ÇÇD üzerine etkisi.

Kortikal katman kalınlığı aynı olan PU köpük bloklarından elde edilen ÇÇD verilerinin aritmetik ortalamaları alınarak Şekil 3.5'te görülen grafik elde edilmiştir. Kortikal katman kalınlığına göre gruplanan köpük blokların ÇÇD değerleri çift taraflı Student t-test ile karşılaştırılmıştır ve sonuçlar Çizelge 3.5'te verilmiştir.

Çizelge 3.5. Kortikal katman kalınlığına göre gruplara ayrılmış köpük bloklar için çift taraflı Student t-test P değerleri. (^A Anlamli olmayan fark ($P > 0,05$)).

Grup	1 mm	2 mm	3 mm
1 mm	x	<<0.005	<<0.005
2 mm		x	0,390^A
3 mm			x

Deney sonuçları incelendiğinde en önemli iki değişken olan kemik yoğunluğu ve kortikal kemik kalınlığının her ikisi ile implantların ÇÇD arasında pozitif korelasyon olduğu görülmektedir Şekil 3.3 ve Şekil 3.4'te görülmektedir. Elde edilen sonuçlar yapılan yayın taramasında incelenen ve aşağıda da belirtilen çalışmalar ile paralel sonuçlar göstermiştir. Marquezan vd. [43] tarafından farklı kemik mineral yoğunluğuna sahip, kortikal kemik tabakası bulunmayan kemik bloklar üzerinde yapılan deneylerde, kemik yoğunluğunun yükselmesiyle ÇÇD değerlerinin arttığı görülmüştür. Lemieux vd. [40] çalışmasında da kemik yoğunluğunun ÇÇD üzerinde etkili olduğu belirtilmiştir. Huja vd. [42] yaptığı çalışmada ise kullanılan implantların ÇÇD değerleri ile kortikal kalınlık arasında pozitif korelasyon olduğu görülmüştür.



Şekil 3.6. Trabeküler katman yoğunluğunun ÇÇD'ye etkisi

Köpük blokların trabeküler katmanlarının yoğunlukları ile ÇÇD değerlerinin karşılaştırılması ile Şekil 3.6'daki grafik elde edilmiştir. Daire içine alınmış bölgeler incelendiğinde, trabeküler katman yoğunluğunda gerçekleşen düşüşlerin ÇÇD değerlerini de aynı yönde etkilediği görülmektedir.

3.2. Değerlendirme

Gerçekleştirilen deneylerin sonuçları incelendiğinde yapılan değerlendirmeler maddeler halinde aşağıda belirtilmiştir.

- İmplantların ÇÇD değerleri ile kortikal katman kalınlığı arasında pozitif korelasyon vardır. Katman kalınlığının artmasıyla, ÇÇD değerlerinin arttığı görülmüştür (Şekil 3.5).
- İmplantların ÇÇD değerleri ile kortikal katman yoğunluğu arasında pozitif korelasyon vardır. Kortikal katmanın yoğunluk derecesi ile paralel olarak ÇÇD değerlerinin arttığı görülmüştür (Şekil 3.4).
- 1 mm kortikal katmana sahip bloklarda yapılan testlerde elde edilen ÇÇD değerlerinin 2 mm ve 3mm kalınlığa sahip bloklardan elde edilenlere göre önemli derecede düşük olduğu görülmüştür.
 - Bu durum, 1 mm'lik üst tabakada gerekli tutunumu sağlayacak vida dişinin olmaması ile ilişkilendirilmiştir (Şekil 3.5)
 - 2 mm ve 3mm kortikal katman sahip blokların ÇÇD verileri karşılaştırıldığında araların anlamlı bir farkın olmadığı görülmüştür (Çizelge 3.4).
 - Yukarıda belirtilen iki sonuç incelendiğinde 2 mm kortikal kalınlık vida tutunumu için bir eşik değer olarak görülmektedir. 2 mm ve üzeri kalınlıklarda vidanın kortikal katmana yeterli tutunumu sağlanmaktadır. Bununla beraber ÇÇD değeri, belirtilen eşik değerinin üzerindeki kortikal katmana sahip köpüklerde kalınlık artışından etkilenmemektedir.
- 45-2 kodlu köpük blok üzerinde yapılan testlerde birçok blok numunesinde Şekil 3.2'de görülen katmanlar arası ayrılma gözlemlenmiştir. 2 mm kortikal kalınlık değeri deneyler sonucunda belirlenen 1 mm eşik değerinin üzerinde olduğu için bu bölgede vida tutunumu gerçekleşmiştir. Çekip çıkarma işlemi sırasında vida tutunumuna bağlı olarak kortikal katmanda esneme

gerçekleşmiştir. Bu esneme, katmanların ayrılmasına neden olmuştur. 1 mm'lik kortikal katman sahip olan köpükler yeterli vida tutunumunun olmamasına bağlı olarak benzer bir ayrılmanın olmadığı düşünülmektedir. 3 mm'lik kortikal katmana sahip olan bloklarda ise yüksek kalınlık nedeniyle herhangi bir esnemenin olmamış dolayısıyla bir ayrılma gerçekleşmemiştir.

- İmplantların ÇÇD değerlerinin yerleştirildikleri bloklardaki trabeküler katman yoğunluğundan etkilendikleri görülmüştür (Şekil 3.6). Vidada tutunumu sağlayan bölgenin, önemli bir kısmının trabeküler katman içerisinde bulunmasının bu sonucu ortaya çıkardığı değerlendirilmiştir.

3.3. Gelecek Çalışmalar İçin Öneriler

Bu çalışmanın ileriki basamağı olarak yapılabilecek gelecek çalışmalar aşağıda belirtilmiştir.

- Bu çalışmada her bir bloğun trabeküler katmanları ayrı kalıplarda dökülmüştür ve bu durum trabeküler katmanların yoğunlukları arasında farklar olmasına neden olmuştur. Daha büyük kalıplar kullanılarak aynı anda daha fazla köpük bloğun trabeküler katmanları dökülebilir ve trabeküler katman yoğunluğundaki değişimler azaltılabilir.
- Literatür taramasında karşılaşılan benzer çalışmalarda katmanlı köpük bloklar yapıştırıcı kullanılarak hazırlanmıştır. Bu çalışmada ise yapıştırıcı kullanılmamıştır. Yapıştırıcı kullanılarak ve kullanılmadan elde edilen köpüklerin üzerinde deneyler yapılarak elde edilen sonuçlar karşılaştırılabilir ve yapıştırıcı kullanımının etkisi incelenebilir.
- Bu çalışma kapsamında yapılan deneyler öncesince implantlara yükleme yapılmamıştır. Çekip çıkarma testleri öncesinde implantlara dinamik yüklemeler yapılarak, bu yüklemelerin implantların ÇÇD değerleri üzerine etkisi incelenebilir.

- Bu çalışma kapsamında yapılan deneylerde köpükler üzerinde klavuz delikleri delinmemiştir. Yapılan deneyler klavuz deliğın uygulandığı köpükler üzerinde tekrarlanarak, bu işlemin implant dayanımları üzerinde etkisi incelenebilir.
- ÇÇD değerlerini etkileyen en önemli değışkenlerden biri vida tasarımıdır. Vida diş tasarımları değıştirilerek yapılacak deneyler sonrasında tasarım parametrelerinin ÇÇD üzerine etkisi incelenebilir.





KAYNAKLAR

- [1] **Nordin, M., Frankel, V.H.**, (2012). Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System, Lippincott Williams & Wilkins, 4th edition, Baltimore.
- [2] **Natali Arturo N.**, (2004). Dental Biomechanics, London, Taylor & Francis.
- [3] **Deguchi, T., Nasu, M., Murakami, K., Yabuuchi, T., Kamioka, H., Takano-Yamamoto, T.** (2006). Quantitative evaluation of cortical bone thickness with computed tomographic scanning for orthodontic implants, American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, 129(6), 721.e7–721.e12.
- [4] **Sicher, H., DuBrul, E. L.**, (1975), Oral Anatomy. (sayfa 27), Saint Louis: Mosby.
- [5] **Betts, J. G.**, (2013). *Anatomy & physiology*. (sayfa 257), OpenStax College, Rice University,. <https://openstaxcollege.org/textbooks/anatomy-and-physiology/>
- [6] **Sicher, H., DuBrul, E. L.** (1975). Oral anatomy.(sayfa 36), Saint Louis: Mosby.
- [7] **Betts, J. G.**, (2013). *Anatomy & physiology*. (sayfa 259), OpenStax College, Rice University,. <https://openstaxcollege.org/textbooks/anatomy-and-physiology/>
- [8] **Proffit, W.R., Fields, H.W. Jr, Moray L.J.** (1998). Prevalence of malocclusion and orthodontic treatment need in the United States: estimates from the NHANES III survey, The International Journal of Adult Orthodontics & Orthognathic Surgery , 13(2), 97-106.
- [9] **Daskalogiannakis, J.** (2000). Glossary of orthodontic terms, Quintessence Pub.
- [10] **Weinberger, B.W.**, (1916). The history of orthodontia—part 6, International Journal of Orthodontia, 2(2), 103-117.

- [11] **Cope, J.B.**, (2005). Temporary anchorage devices in orthodontics: A paradigm shift, *Seminars in Orthodontics*, 11(1), 3-9.
- [12] **Kuhlberg, A.J., Priebe D.N.**, (2001). Space closure and anchorage control, *Seminars in Orthodontics*, 7, 42-49.
- [13] **Egolf, R.J., BeGole, E.A., Upshaw, H.S.**, (1990). Factors associated with orthodontic patient compliance with intraoral elastic and headgear wear, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 97(4), 336-348.
- [14] [<http://www.baileyorthoaz.com/orthodontic-appliances.php>
alındığı tarih: 13.04.2015
- [15] **Roberts, W.E., Marshall, K.J., Mozsary, P.G.**, (1990). Rigid endosseous implant utilized as anchorage to protract molars and close an atrophic extraction site, *The Angle Orthodontist*, 60(2), 135-152.
- [16] **Ohmae, M., Saito, S., Morohashi, T., Seki, K., Qu, H., Kanomi, R., Yamasaki, K.I., Okano, T., Yamada, S., Shibasaki, Y.**, (2001). A clinical and histological evaluation of titanium mini-implants as anchors for orthodontic intrusion in the beagle dog, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 119(5), 489-497.
- [17] **Crismani, A.G., Bertl, M.H., Celar, A.G., Bantleon, H.P., Burstone, C.J.**, (2010). Miniscrews in orthodontic treatment: review and analysis of published clinical trials, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 137(1), 108-113.
- [18] **Kanomi, R.**, (1997). Mini-implant for orthodontic anchorage, *Journal of Clinical Orthodontics*, 31, 763-770.
- [19] **Reynders, R., Ronchi, L., Bipat, S.**, (2009). Mini-implants in orthodontics: a systematic review of the literature, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 135(5), 564-583
- [20] **Stanford, N.**, (2011). Mini-screws success rates sufficient for orthodontic treatment, *Evidence-based dentistry*, 12(1), 19.
- [21] **Gahleitner, A., Podesser, B., Schick, S., Watzek, G., Imhof, H.**, (2004). Dental CT and orthodontic implants: imaging technique and assessment of available bone volume in the hard palate, *European Journal of Radiology*, 51(3), 257-262.

- [22] **Costa, A., Raffaini, M., Melsen, B.,** (1998). Miniscrews as orthodontic anchorage: a preliminary report, *The International journal of adult orthodontics and orthognathic surgery*, 13(3), 201-209.
- [23] **Okumura, N., Stegaroiu, R., Kitamura, E., Kurokawa, K., Nomura, S.,** (2010). Influence of maxillary cortical bone thickness, implant design and implant diameter on stress around implants: a three-dimensional finite element analysis, *Journal of prosthodontic research*, 54(3), 133-142.
- [24] **Seong, W.J., Kim, U.K., Swift, J.Q., Heo, Y.C., Hodges, J.S., Ko, C.C.,** (2009). Elastic properties and apparent density of human edentulous maxilla and mandible., *International journal of oral and maxillofacial surgery*, 38(10), 1088-1093.
- [25] **Chen, Y., Kyung, H.M., Zhao, W.T., Yu, W.J.,** (2009). Critical factors for the success of orthodontic mini-implants: a systematic review, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 135(3), 284-291.
- [26] **Justens, E., De, B. H.,** (2008). Clinical Outcome of Mini-Screws Used as Orthodontic Anchorage, *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 10(3), 174-180.
- [27] **Park, H.S., Jeong, S.H., Kwon, O.W.,** (2006). Factors affecting the clinical success of screw implants used as orthodontic anchorage, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 130(1), 18-25.
- [28] **Motoyoshi, M., Matsuoka, N., Shimizu, N.,** (2007). Application of orthodontic mini-implants in adolescents, *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 36(8), 695-699.
- [29] **Tseng, Y.C., Hsieh, C.H., Chen, C.H., Shen, Y.S., Huang, I.Y., Chen C.M.,** (2006). The application of mini-implants for orthodontic anchorage, *International journal of oral and maxillofacial surgery*, 35(8), 704-707.
- [30] **Kuroda, S., Sugawara, Y., Deguchi, T., Kyung, H.M., Takano-Yamamoto, T.,** (2007). Clinical use of miniscrew implants as orthodontic anchorage: success rates and postoperative discomfort, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 131(1), 9-15.

- [31] **Motoyoshi, M., Yoshida, T., Ono, A., Shimizu, N.,** (2007). Effect of cortical bone thickness and implant placement torque on stability of orthodontic mini-implants, *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 22(5), 779-784.
- [32] **Seong, W.J., Kim, U.K., Swift, J.Q., Hodges, J.S., Ko C.C.,** (2009). Correlations between physical properties of jawbone and dental implant initial stability, *The Journal of prosthetic dentistry*, 101(5), 306-318.
- [33] **Misch, C. E.,** (2008). *Contemporary implant dentistry*, Elsevier Mosby., 3rd edition, St. Louis.
- [34] **Miyamoto, I., Tsuboi, Y., Wada, E., Suwa, H., Iizuka, T.,** (2005). Influence of cortical bone thickness and implant length on implant stability at the time of surgery--clinical, prospective, biomechanical, and imaging study, *Bone*, 37(6), 776-780.
- [36] **Ono, A., Motoyoshi, M., Shimizu, N.,** (2008). Cortical bone thickness in the buccal posterior region for orthodontic mini-implants, *International journal of oral and maxillofacial surgery*, 37(4), 334-340.
- [37] **Christensen, F. B., Dalstra, M., Sejling, F., Overgaard, S., Bünger, C. ,** (2000). Titanium-alloy enhances bone-pedicle screw fixation: mechanical and histomorphometrical results of titanium-alloy versus stainless steel, *European Spine Journal*, 9(2), 97-103.
- [38] **Kwok, A. W., Finkelstein, J. A., Woodside, T., Hearn, T. C., Hu, R. W.,** (1996). Insertional torque and pull-out strengths of conical and cylindrical pedicle screws in cadaveric bone, *Spine*, 21(21), 2429-2434.
- [39] **Yaman, O., Demir, T., Arslan, A.K., İyidiker, M.A., Tolunay, T., Camuşcu N., Ulutaş M.,** (2013). The Comparison of Pullout Strengths of Various Pedicle Screw Designs on Synthetic Foams and Ovine Vertebrae, *Turkish Neurosurgery*, 25(4), 532-538.
- [40] **Zhao, L., Xu, Z., Yang, Z., Wei, X., Tang, T., Zhao, Z.** (2009). Orthodontic mini-implant stability in different healing times before loading: a microscopic computerized tomographic and biomechanical analysis., *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontics*, 108(2), 196-202.

- [41] **Lemieux, G., Hart, A., Cheretakis, C., Goodmurphy, C., Trexler, S., McGary, C., Retrouvey, J.M.,** (2011). Computed tomographic characterization of mini-implant placement pattern and maximum anchorage force in human cadavers, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 140(3), 356-365.
- [42] **Salmoria, K.K., Tanaka, O.M., Guariza-Filho O., Camargo, E.S., Souza, L.T., Maruo, H.,** (2008). Insertional torque and axial pull-out strength of mini-implants in mandibles of dogs, *American Association of Orthodontists*, 133(6), 790.e15-22.
- [43] **Huja, S.S., Litsky, A.S., Beck, F.M., Johnson, K.A., Larsen, P.E.,** (2005). Pull-out strength of monocortical screws placed in the maxillae and mandibles of dogs, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 127(3), 307-313.
- [44] **Marquezan, M., Lima, I., Lopes, R. T., Sant'Anna, E. F., & de, S. M. M.,** (2014). Is trabecular bone related to primary stability of miniscrews?, *The Angle Orthodontist*, 84(3), 500-507.
- [45] **Marquezan, M., Souza, M. M., Araújo, M. T., Nojima, L. I., & Nojima, M. C.,** (2011). Is miniscrew primary stability influenced by bone density?, *Brazilian Oral Research*, 25(5), 427-432.
- [46] **Zhang, Q., Zhao, L., Wu, Y., Wang, H., Zhao, Z., Xu, Z., Wei, X., Tang, T.,** (2011). The effect of varying healing times on orthodontic mini implant stability: amicroscopic computerized tomographic and biomechanical analysis, *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontics*, 112(4), 423-429.
- [47] **ASTM F543-07,** Standard specification and test methods for metallic medical bone screws, ASTM International, West Conshohocken, PA, 2002.
- [48] **Meira, T.M., Tanaka, O.M., Ronsani, M.M., Maruo, I.T., Guariza-Filho, O., Camargo, E.S., Maruo, H.,** (2013). Insertion torque, pull-out strength and cortical bone thickness in contact with orthodontic mini-implants at different insertion angles, *European journal of orthodontics*, 35(6), 766-771.

- [49] **Chen, C. M., Wu, J. H., Lu, P. C., Wang, H. C., Lee, H. E., Wang, C. H., & Du, J. K. ,** (2011). Horizontal pull-out strength of orthodontic infrazygomatic mini-implant: an in vitro study, *Implant Dentistry*,, 20(2), 139-145.
- [50] **Wang, C. H., Wu, J. H., Lee, K. T., Hsu, K. R., Wang, H. C., & Chen, C. M.,** (2011). Mechanical strength of orthodontic infrazygomatic mini-implants, *Odontology / the Society of the Nippon Dental University*, 99(1), 98-100.
- [51] **ASTM F183-08**, Standard Specification for Rigid Polyurethane Foam for Use as a Standard Material for Testing Orthopaedic Devices and Instruments, ASTM International, West Conshohocken, PA, 2008.
- [52] **Demir, T., Basgül, C.,** *The Pullout Performance of Pedicle Screws*, Cham, Springer, (2015).

ÖZGEÇMİŞ

Ad-Soyad : EMRE OFLAZ
Uyruğu : T.C.
Doğum Tarihi ve Yeri : 08.08.1990 KONYA
E-posta : oflaz.mr@gmail.com

ÖĞRENİM DURUMU:

- **Lisans** : 2013, TOBB ETÜ, MÜHENDİSLİK FAKÜLTESİ, ELEKTRİK-ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ
- **Yüksek Lisans** : 2016, TOBB ETÜ, MÜHENDİSLİK FAKÜLTESİ, MAKİNE MÜHENDİSLİĞİ

MESLEKİ DENEYİM VE ÖDÜLLER:

Yıl	Yer	Görev
2013-2015	TOBB ETÜ	BURSLU YL ÖĞRENCİSİ
2015-	KTO KARATAY ÜNİ.	ARAŐTIRMA GÖREVLİSİ

YABANCI DİL:

İngilizce

TEZDEN TÜRETİLEN YAYINLAR, SUNUMLAR VE PATENTLER:

- **Oflaz, E.**, Buğra, E., Orhan, M., Demir, T., 2015, Effect of Cortical Shell and Bone Quality on the Pullout Comparison of Mini-Implants, ACM2015: International Conference on Advances in Applied And Computational Mechanics, August 5-7, Izmir, Turkey.