

**T.C.  
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**( DOKTORA TEZİ )**

**MANDİBULA ANGULUS KIRIKLARININ, TİTANYUM  
PLAK VİDA, REZORBE OLABİLEN PLAK VİDA VE  
KEMİK YAPIŞTIRICILARI İLE FİKSASYONUNUN,  
MEKANİK STABİLİZASYON KARŞILAŞTIRILMASI**

**ÜLKEM CURAL**

**DANIŞMAN  
PROF. DR. SAMİ YILDIRIM**

**AĞIZ DIŞ ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI  
AĞIZ DIŞ ÇENE HASTALIKLARI VE CERRAHİSİ PROGRAMI**

**İSTANBUL-2015**

## TEZ ONAYI

İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Ağız Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı Ağız Diş ve Çene Cerrahisi Programında Dt.Ülkem CURAL tarafından hazırlanan "Mandibula Angulus Kırıklarının, Titanyum Plak Vida ,Rezorbe Olabilen Plak Vida ve Kemik Yapıştırıcıları ile Fiksasyonunun, Mekanik Stabilizasyon Karşılaştırılması" başlıklı Doktora tezi, yapılan tez sınavında Jürimiz tarafından başarılı bulunarak kabul edilmiştir.

23 / 12 / 2015

### Tez Sınav Jürisi

- | <u>Ünvanı Adı Soyadı (Üniversitesi, Fakültesi, Anabilim Dalı)</u>                    | <u>İmzası</u>                                                                         |
|--------------------------------------------------------------------------------------|---------------------------------------------------------------------------------------|
| 1.Prof.Dr.Sami YILDIRIM-Danışman (İ.Ü.Diş.Hek.Fak.Ağız Diş Çene Cerr. A.B.D.)        |    |
| 2.Prof.Dr.Bilgin ÖNER (İ.Ü.Diş.Hek.Fak.Ağız Diş Çene Cerr.A.B.D.)                    |   |
| 3.Prof.Dr.M.Kamil GÖKER (M.Ü.Diş Hek.Fak.Ağız Diş Çene Cerr.A.B.Dalı)                |  |
| 4.Prof.Dr.B.Çağrı DELİLBAŞI ( Medipol Üniv. Diş Hek.Fak. Ağız Diş Çene Cerr. A.B.D ) |  |
| 5.Doç.Dr.Yusuf EMES ( İ.Ü. Diş Hek.Fak.Ağız Diş Çene Cerr. A.B.D)                    |  |

**BEYAN**

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

Ülkem Cural

## İTHAF



Aileme ithaf ediyorum.

## TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim süresince sevgisini ve her konuda desteğini esirgemeyen, beni yetiştiren danışman hocam, Prof. Dr. Can Tuskan'a ve Prof. Dr. Sami Yıldırım'a

Doktora başlangıç sürecimden itibaren desteğini esirgemeyen anabilim dalı başkanımız Prof. Dr. Çetin Kasapoğlu'na,

Eğitimimde katkısı olan anabilim dalımızın tüm öğretim üyelerine,

Doç. Dr. Belir Atalay'a, Doç. Dr. Sabri Cemil İşler'e Doç. Dr. Yusuf Emes'e, Dr. Uğur Meriç'e, Doç. Dr. Yiğit Şirin'e

Dr. Özge Çetin'e, Dt. Ayşegül Erten'e, Dt. Özge Doğanay'a ve klinikte beraber çalıştığım diğer meslektaşlarıma,

Anlayışları ve destekleri için klinik hemşirelerimiz ve çalışanlarımıza,

Tez çalışmam için gerekli olan testlerin yapılmasında bana bütün imkânlarıyla yardımcı olan, İstanbul Teknik Üniversitesi Makina Fakültesi öğretim üyesi, Dr. Ergun Bozdağ'a araştırma görevlisi Meral Tuna'ya ve öğrenci arkadaşım Eray Yendi' ye

Projeme destekleri için KLS Martin ve Oypa Medikal'e

Eğitim hayatım boyunca rehberim olan, babam Alb. İzzet Cural'a ve annem Nurcan Cural'a,

Kardeşim Dr. Gizem Cural'a ve dostum Dr. Dt. Ayşe Vayisoğlu Özcan'a

Sonsuz teşekkür ederim.

Bu çalışma, İstanbul Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından desteklenmiştir. Proje No: 49241

## İÇİNDEKİLER

|                                                                          |      |
|--------------------------------------------------------------------------|------|
| TEZ ONAYI .....                                                          | İİ   |
| BEYAN.....                                                               | İİİ  |
| İTHAF.....                                                               | İV   |
| TEŞEKKÜR.....                                                            | V    |
| İÇİNDEKİLER .....                                                        | VI   |
| TABLolar LİSTESİ.....                                                    | Vİİİ |
| ŞEKİLLER LİSTESİ .....                                                   | İX   |
| SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ .....                                    | Xİ   |
| ÖZET .....                                                               | Xİİ  |
| ABSTRACT.....                                                            | Xİİİ |
| 1. GİRİŞ VE AMAÇ.....                                                    | 1    |
| 2. GENEL BİLGİLER .....                                                  | 4    |
| 2.1. Tarihçe .....                                                       | 4    |
| 2.2. Mandibula Fraktürleri Literatür Analizi .....                       | 8    |
| 2.2.1. İnsidans .....                                                    | 8    |
| 2.2.2. Yas ve Cinsiyet .....                                             | 9    |
| 2.2.3. Lokalizasyon .....                                                | 9    |
| 2.2.4. Etiyoloji.....                                                    | 10   |
| 2.2.5. Tedavi.....                                                       | 12   |
| 2.2.5.1. Kapalı Redüksiyon veya İntraoral Açık Redüksiyon ile Rijit..... | 14   |
| 2.2.5.2. Rekonstrüksiyon plağı ile internal fiksasyon .....              | 16   |
| 2.2.5.3. Dinamik kompresyon plağı ile internal fiksasyon .....           | 17   |
| 2.2.5.4. Lag vida kullanılarak internal fiksasyon .....                  | 19   |
| 2.2.5.5. 2.0 mm nonkompresyon miniplak ile internal fiksasyon .....      | 20   |
| 2.2.5.6. 2.0 mm locking plak/vida ile internal fiksasyon .....           | 23   |
| 2.2.5.7. Rezorbe olabilen plak-vida ile internal fiksasyon .....         | 25   |
| 2.2.5.8. Doku yapıştırıcıları ile fiksasyon .....                        | 27   |
| 2.2.5.9. Dişsiz çenelerde görülen kırıklara tedavi yaklaşımı .....       | 34   |
| 2.2.6 Kırık iyileşmesi .....                                             | 37   |
| 2.2.7. Komplikasyon .....                                                | 41   |

|                                                                                                    |     |
|----------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| 2.2.7.1. Enfeksiyon.....                                                                           | 42  |
| 2.2.7.2. Gecikmiş iyileşme (Delayed Union) ve Nonunion .....                                       | 43  |
| 2.2.7.3. Malunion .....                                                                            | 44  |
| 2.2.7.4. Temporomandibular Eklem Problemleri.....                                                  | 45  |
| 2.2.7.5. Malokluzyon .....                                                                         | 46  |
| 2.2.7.6. Sinir Hasarı.....                                                                         | 46  |
| 2.2.7.7. Diş germi hasarı .....                                                                    | 47  |
| 2.2.7.8. Gelişim bozuklukları .....                                                                | 49  |
| 2.2.8. Biyomekanik Prensipler .....                                                                | 49  |
| 2.2.8.1 Temel mekanik kavramlar.....                                                               | 50  |
| 2.2.8.2. Mandibula yük taşıma yolları ve gerilmeleri .....                                         | 51  |
| 2.2.8.3. Alt çene kırığı tedavisi deneylerinde kullanılabilecek biyomekanik hayvan modelleri ..... | 52  |
| 2.2.8.4. Koyun mandibula anatomisi .....                                                           | 54  |
| 2.2.8.5. Biyomekanik testler .....                                                                 | 54  |
| 3. GEREÇ VE YÖNTEM.....                                                                            | 56  |
| 4. BULGULAR.....                                                                                   | 69  |
| 5. TARTIŞMA .....                                                                                  | 79  |
| 6. KAYNAKLAR .....                                                                                 | 95  |
| ÖZGEÇMİŞ .....                                                                                     | 119 |

**TABLÖLAR LİSTESİ**

|                                                                                                                         |    |
|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Tablo 2.1. biyomekanik deney modellerinde kullanılabilir yöntemler .....                                                | 53 |
| Tablo 4.1. gruplara göre her örnek için maksimum deplasman (mm) değerleri .....                                         | 69 |
| Tablo 4.2. Her örnek için elde edilen maksimum kuvvet (N) değerleri.....                                                | 70 |
| Tablo 4.3. Her örnek için belirli deplasman değerlerinde oluşan kuvvet miktarlarının istatistiksel değerlendirmesi..... | 71 |
| Tablo 4.4. Her örnek için belirli kuvvet değerlerinde oluşan deplasman miktarlarının istatistiksel değerlendirmesi..... | 73 |
| Tablo 4.5. ölçülen maksimum değerlerin grup içi ortalamaları.....                                                       | 77 |

## ŞEKİLLER LİSTESİ

|                                                                                                                                                     |    |
|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Şekil 2.1. Barel bandajı.....                                                                                                                       | 4  |
| Şekil 2.2. Eksternal fiksator ile sabitlenen bir splint .....                                                                                       | 5  |
| Şekil 2.3. Kingsley aparatı .....                                                                                                                   | 5  |
| Şekil 2.4. Gunning splinti .....                                                                                                                    | 6  |
| Şekil 2. 5. Ivy loop tekniği.....                                                                                                                   | 7  |
| Şekil 2.6. Fixateur Externe .....                                                                                                                   | 7  |
| Şekil 2. 7. mandibulaya etkiyen yükler.....                                                                                                         | 13 |
| Şekil 2.8. kırık alt ve üst kenarında oluşan gerinimler .....                                                                                       | 14 |
| Şekil 2.9. İMF teknikleri.....                                                                                                                      | 16 |
| Şekil 2.10 Rekonstrüksiyon plağı .....                                                                                                              | 17 |
| Şekil 2.11. dinamik kompresyon plağı .....                                                                                                          | 18 |
| Şekil 2.12. lag vida osteosentezinde segmentlerin birbirine yaklaşması .....                                                                        | 19 |
| Şekil 2.13. "-" ile gösterilen kısımlar gerilme "+" ile gösterilen kısımlar sıkışma gölgesi.<br>(a) mandibula üst sınırına plak yerleşimi (b) ..... | 20 |
| Şekil 2.14. mandibula plak uygulama yerleri .....                                                                                                   | 21 |
| Şekil 2.15. rezorbe olabilen plak ve vidalar.....                                                                                                   | 25 |
| Şekil 2.16. siyanoakrilat bağ yapısı .....                                                                                                          | 30 |
| Şekil 2.17. Kuvvet karşısında kırık fragmanlarının hareket şekilleri .....                                                                          | 52 |
| Şekil 3.1. yumuşak dokularından ayrılmış hemimandibula.....                                                                                         | 56 |
| Şekil 3.2. Hemimandibulanın anterior dişli kısmının ayrılması .....                                                                                 | 57 |
| Şekil 3.3. Osteotomi çizgisinin standardizasyonu .....                                                                                              | 57 |
| Şekil 3.4. Osteotomi yapılırken kullanılacak separe.....                                                                                            | 58 |
| Şekil 3.5. Monokortikal osteotomi yapılmış hemimandibula.....                                                                                       | 58 |
| Şekil 3.6. Guj ile osteotominin tamamlanması .....                                                                                                  | 59 |
| Şekil 3.7. Titanyum miniplak ve vida ile osteosentez .....                                                                                          | 60 |
| Şekil 3.8. Dört delikli ve barlı titanyum plak .....                                                                                                | 60 |
| Şekil 3.9. Titanyum vida.....                                                                                                                       | 60 |
| Şekil 3.10. Titanyum mini plak ve vidalarla yapılmış olan osteosentez.....                                                                          | 61 |
| Şekil 3.11. Resorbe olabilen plak ve vida.....                                                                                                      | 61 |
| Şekil 3.12. Sonic Weld cihazı.....                                                                                                                  | 62 |

|                                                                                                |    |
|------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Şekil 3.13. Sonic Weld tekniği ile uygulanmış resorbe olabilen plak ve vida osteosentezi ..... | 62 |
| Şekil 3.14. Araştırmamızda kullanılan siyanoakrilat yapıştırıcı .....                          | 63 |
| Şekil 3.15. Siyanoakrilat yapıştırıcı ile rezorbe olabilen plağın uygulanması.....             | 63 |
| Şekil 3.16. Kırık hattı boyunca şeffaf yapıştırıcı uygulanmış hemimandibula.....               | 64 |
| Şekil 3.17. Hazırlanan modellerin saklanması.....                                              | 64 |
| Şekil 3.18. Fiksasyon cihazı .....                                                             | 65 |
| Şekil 3.19. Servohidrolik test cihazı .....                                                    | 66 |
| Şekil 3.20. Test verilerini kayıt eden bilgisayar .....                                        | 67 |
| Şekil 4.1. Belirli deplasman miktarları için oluşan kuvvet değerleri.....                      | 75 |
| Şekil 4.2. Belirli kuvvet değerleri için oluşan deplasman miktarlarını özetleyen şema .        | 76 |
| Şekil 4.3. Belirli kuvvet değerleri için oluşan deplasman miktarlarını özetleyen şema .        | 76 |
| Şekil 4.4. Maksimum deplasman değerleri ortalama grafiği .....                                 | 77 |
| Şekil 4.5. Oluşan maksimum kuvvet değerlerinin ortalama grafiği .....                          | 78 |
| Şekil 5.1. Maksimum ısırma kuvveti yönünün vektörü.....                                        | 82 |
| Şekil 5.2. Alt çenede sagittal plandaki kuvvetler.....                                         | 83 |

**SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ**

İMF: İntermaksiller fiksasyon

ARİF: Açık redüksiyonla intermaksiller fiksasyon

RİF: Rijit intermaksiller fiksasyon

NRİF: Nonrijit intermaksiller fiksasyon

TME: Temporomandibular eklem

EOK: Eksternal oblik kenar

FDA: Food and Drug Administration

PLA: Polilaktik asit

PGA: Poliglikolik asit

PDS: Polidioksan

PLLA: Poli-L-laktik asit

SR-PLLA: Self reinforced poli-L-laktik asit

PDLLA: Poli-D-L-laktik asit

PMMA: Polimetilmetakrilat

2-OSA: 2-oktil siyanoakrilat

BLSA: Bütil siyanoakrilat

N: Newton

mm: Milimetre

MPa: Mega paskal

Psi: Pound per square inch

## ÖZET

Cural Ü. Mandibula Angulus Kırıklarının, Titanyum Plak Vida, Rezorbe Olabilen Plak Vida ve Kemik Yapıştırıcıları ile Fiksasyonunun Mekanik Stabilizasyon Karşılaştırılması. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ağız Diş Çene Hastalıkları ve Cerrahisi ABD. Doktora Tezi. İstanbul. 2015.

Mandibula kırıkları en çok angulus bölgesinde, karşı taraflarında korpus veya semfiz kırıklarıyla birlikte görülürler. Mandibula kırıklarının tedavisi için uygulanan teknikler: Kapalı redüksiyon ile İntermaksiller fiksasyon, açık redüksiyon ile intermaksiller fiksasyon, titanyum plak ve vidalarla, resorbeolabilen plak ve vidalarla, doku yapıştırıcıları ile fiksasyon şeklinde özetlenebilir.

Açık redüksiyon teknikleri stabil ve üç boyutlu olarak uyumlu bir fiksasyon sağlar. Primer kemik iyileşmesi ile daha kısa sürede iyileşme sağlar. Ancak uygulanırken sinir, yumuşak doku hasarına ve komşu dişlerde hasara sebep olabilirler. Çocuklarda daimi diş germeleri hasar görebilir. Çocuklarda büyüme merkezleri zarar görebilir ve bu da büyüme ve gelişimde gerilik ile asimetrilere sebep olabilir. Bu sebeple vidalama işlemini ortadan kaldırarak, açık redüksiyonun, özellikle çocuklarda görülen mandibula kırıklarında vidalama işleminin büyüme gelişim ve dentisyonda oluşturduğu komplikasyonlarının azaltılması, operasyonun kolaylaştırılması, operasyon süresinin kısaltılması, maliyetin azaltılması amacıyla redüksiyonda yapıştırıcıların kullanımı gündeme gelmiştir. Açık redüksiyonda kullanılan klasik tekniklerin yanında yapıştırıcıların da kullanılıp, mandibula angulusu kırıklarının fiksasyonlarında sağladıkları mekanik stabilizasyonları karşılaştırmak üzere bir çalışma tasarladık. Çalışmamızda her grupta sekizer adet olmak üzere, toplam 32 adet 9-11 aylık koyun hemimandibulası, angulus bölgesinde oblik kırık oluşturup; titanyum miniplak vida, rezorbe olabilen (PDLA) mini plak vida, resorbe olabilen (PDLA) mini plak ve siyanoakrilat yapıştırıcı ve sadece siyanoakrilat yapıştırıcı kullanılarak fikse edildi. Mandibulalar çiğneme kuvvetine tabi tutulup, stabilizasyon dayanıklılıkları değerlendirildi.

Yapılan değerlendirmeler sonucunda, 40N kuvvete kadar titanyum plak vida ve rezorbe olabilen mini plak vidalar arasında anlamlı bir fark olmadığı görülmüştür. Kullandığımız kemik yapıştırıcının kemik dokusunu yapıştırmakta etkili olduğu ancak yük taşıyan bölgelerde kullanımlarının daha fazla araştırılması gerektiği düşünülmektedir.

**Anahtar Kelimeler:** Mandibula, Angulus kırıkları, Doku yapıştırıcıları, Osteosentez, Siyanoakrilatlar.

Bu çalışma, İstanbul Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından desteklenmiştir. Proje No: 49241

## ABSTRACT

Cural Ü. Comparison of mechanical stabilization of mandibular angulus fracture fixation, with titanium plates and screws, resorbable plates and screws and bone adhesives. İstanbul University, Institute of Health Science, Department of Maxillofacial Surgery. İstanbul. 2015.

Mandibular fractures, mostly occur at angulus mandibula with a symphysis or corpus fracture at the opposite site. The treatment techniques of mandibular fractures can be listed as: Intermaxillary fixation with closed reduction, intermaxillary fixation with open reduction; with titanium plates and screws, with resorbable plates and screws, with tissue adhesives.

Open reduction techniques, provide a stable and consistent fixation in three dimensions and shorter recovery time with primary bone healing. However, malapplication, can damage the nerve, adjacent teeth, soft tissue and permanent tooth germ. In children, growth centers can be damaged and this may result in asymmetry with the retardation in growth and development. Therefore to avoid the complications of open reduction in children, screwing process must be eliminated. Facilitating the operation, shortening the operation time, reducing the costs are also the advantages. Aiming these advantages use of adhesives in the reduction came into agenda .So we decided to use cyanoacrylate tissue adhesives in open reduction besides the traditional techniques. We designed a study to compare mechanical stabilization which different techniques provide in the mandibular angle fracture fixation. In our study, we planed to create oblique fractures at mandible angles. We have 32 hemimandibles consisted of 4 groups which has 8 unit in each group. We fixated each group with different techniques; titanium mini plates and screws, resorb able (PDLA) mini plate and screws, resorbable (PDLA) mini plates and cyanoacrylate glue only. The fixated mandibles tested under molar masticatory forces and their stabilization endurance assessed.

As a result of our research we found that there is no statistically significant differences in titanium mini plaque screw and resorbable plaque screw techniques under 40 N force. We have resulted as the adhesive we have used in the research has the ability to adhere to bone but they should have evolved for the clinical use.

Key Words: Mandible, Angulus fractures, Tissue adhesives, Osteosynthesis, Cyanoacrylate.

The present work was supported by the Research Fund of İstanbul University. Project No. 49241

## 1. GİRİŞ VE AMAÇ

Kırık, bir kuvvet etkisi ile kemik devamlılığının bozulmasıdır. Daha çok travma sebebiyle ortaya çıkan çene kemiği kırıklarını çeşitli şekillerde sınıflandırmak mümkündür.

Kırıklar, meydana geliş şekline göre aşağıda açıklandığı gibi sınıflandırılabilir;

- Direkt-indirekt kırıklar
- Komplike ve inkomplike kırıklar
- Tam ve tam olmayan kırıklar
  - Enfeksiyon kırığı
  - Yeşil ağaç kırığı
  - Fissürler, çatlaklar
  - Çöküntü kırığı
- Açık veya kapalı olan kırıklar
- Tek veya çok parçalı kırıklar
- Spontan yada dış tesirlerle oluşan kırıklar

Kırıkta kemik parçalarının yer değiştirmesine deplasman denir. İki türlü sebebi vardır. Primer sebep, travmanın tesiri ile kemiğin yer değiştirmesidir. Sekonder sebep, kasların tesiri ile kemiğin yer değiştirmesidir.

Kemiklerin durumuna göre yer değiştirme;

Adaxin: eksenine göre açılış şeklinde,

Adlatus: birbirlerinden uzaklaşmış şekilde,

Adlongitudinem: birbirlerinin içine geçmiş şekilde olarak tanımlanır.

Kırık semptomları genel ve yerel olmak üzere ikiye ayrılır. Genel semptomlar; kırıklık, iştahsızlık, ateştir. Yerel semptomlar subjektif ve objektif olarak ikiye ayrılır.

Subjektif semptomlar ağrı ve kudretsizliktir. Ağrı her kırıkta vardır. Kırık tespit edildiğinde ağrı geçer veya azalır. Şayet ağrı devam ediyorsa bir yanlışlık yapılmış

demektir. Tam olmayan kırıklar ve patolojik kırıklar ağrı yapmazlar. Impotans yani kudretsizlik yaralının kırık organını kullanamamasına denir. Kırık olmadan da impotans görülebileceği gibi impotanssız kırıklar da vardır. Bazı olaylarda ise anestezi veya parestezi görülebilir.

Objektif semptomlar ise şu şekilde sıralanabilir;

Şekil bozukluğu; travmaya göre değişir, yumuşak dokulardan meydana gelen ödem , şiş, hematoma sebebiyle oluşurlar.

Krepitasyon; kırık kemik uçlarının birbirine sürtündüklerinde çıkardıkları sestir. Tam olmayan kırıklarda, patolojik kırıklarda ve kırık uçların birbirinden uzak olduğu durumlarda krepitasyon olmaz.

Ekimoz; travmaya bağlı olarak cilt altında gelişen kılcak damar kanamasıdır.

Hematoma; travmaya bağlı olarak kan damarlarının yırtılması neticesinde kanın damar dışına çıkıp doku içinde birikmesidir.

Fonksiyon bozukluğu; ağız açıklığında kısıtlanma, trismus görülebilir.

Anormal hareket; çene açılıp kapatılırken doğal hareket yolunun dışına çıkılması, aşırı lateral hareketler ya da çenenin farklı kısımlarının asimetrik hareketi görülebilir.

Mandibula kırıkları; korpus, ramus, proses alveolaris kırıkları, kondil kırıkları, proses koroneideus kırıkları olarak bölgelerine göre sınıflandırılır.

Mandibula kırıklarının %23 ile %42'si angulus bölgesinde görülmektedir. Bütün diğer mandibula kırıklarının içinde en yüksek komplikasyon görülme oranına (%0-%32) sahiptir (1) (2) .

Mandibula kırıklarının tedavisi için yaygın kullanılan güncel tedavi yöntemleri; kapalı redüksiyon ile intermaksiller fiksasyon (ark bar ve teller kullanılarak) ve açık redüksiyon ile fiksasyon (titanyum plak ve vidalar ya da resorbeolabilen plak ve vidalar kullanılarak) olarak özetlenebilir.

Mandibula kırıkları uzun bir süre intermaksiller fiksasyon teknikleriyle tedavi edilmiş ancak son 30 yılda çeneler arası sabitleme daha az tercih edilir olmuş, miniplak ve vida sistemleri kullanılmaya başlanmıştır.

Günümüzde ise disloke mandibula kırıklarında standart tedavi yöntemi rezorbeolabilen plaklar ve vidalar ile açık redüksiyon ve intermaksiller fiksasyondur (ARIF). Ancak bütün bu yöntemlerde kullanılan malzeme ve uygulama teknikleri bazı zorluklara ve sorunlara sebebiyet vermektedir.

Açık redüksiyon teknikleri stabil ve üç boyutlu olarak uyumlu bir fiksasyon sağlar, primer kemik iyileşmesi ile daha kısa sürede iyileşme sağlar. Ancak uygulanırken; sinir veya yumuşak doku hasarına ya da komşu dişlerde hasara sebep olabilirler, çocuklarda daimi diş germeleri hasar görebilir. Yine çocuklarda büyüme merkezleri zarar görebilir bu da büyüme gelişimde gerilik ile asimetrilere sebep olabilir (3) . Bunlara ek olarak uygulamadaki hatalara bağlı olarak ağrı , erken yada geç dönemde enfeksiyona sebep olabilirler. Uygulanmaları için genel anestezi veya ekstra oral insizyonlar gerekebilir. Cilt ve yağ dokusunun ince olduğu bölgelerde dışardan palpe edilebilirler. Rezorbe olmayan materyal kullanıldığında ikinci bir operasyon ile çıkarılmaları gereklidir.

Bu tekniklerde vidalama ve stabil fiksasyonun sebep olduğu zararlardan kaçınmak için, kemik yapıştırıcılarının kullanımı gündeme gelmiştir. Yapıştırıcılar kırık fiksasyonu için hızlı ve basit bir çözüm oluşturacak ve tamiri zor küçük parçaların da rekonstruksiyonuna yardımcı olacaktır (4).

Siyanoakrilatlar kemik yapıştırıcıları içinde en çok araştırılmış materyaldir. Tedarik, saklanma ve uygulanmaları kolaydır. N-bütıl grupları ise suda saklama koşullarında bile iyi sonuçlar vermiştir. Yetişkinlerin ortalama maksimum molar ısırma kuvveti 500N iken, bu materyalin kortikal kemiğe adezyon kuvvetleri 3-10 MPa seviyesindedir (4). Siyanoakrilatlar; retinal yıktıklar ve korneal ülserlerin tedavisinde, mandibular osteotomilerin fiksasyonunda ya da hemostatik ve embolik ajan olarak, kullanılmıştır. N-2- bütıl siyanoakrilatlar, siyanoakrilatların resorbe olabilen biyouyumlu bir formudur. N-2- bütıl siyanoakrilatlar ile yeterli mekanik dayanıklılık sağlandığında vidalama işleminden doğan bir çok komplikasyon giderilecek, daha ucuz ve uygulaması kolay bir yöntemle kırık tedavileri gerçekleştirilecektir.

Bu amaçla biz, mandibula angulus kırıklarının fiksasyonunda, n-butyl siyanoakrilat kemik yapıştırıcılarının mekanik dayanıklılığını, fiksasyon için geleneksel olarak kullanılan titanyum ve rezorbe olabilen plak ve vidalarla mukayese ederek değerlendirmeyi planladık.

## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1. Tarihçe

Kırık tedavilerine kayıtlar Helenistik çağdan başlar. Bu dönemden itibaren kırık fragmanlarının bir araya getirilmesi ve hareketsizliklerinin sağlanması temelinde birçok teknik geliştirilmiş ve günümüz tedavi prensip ve seçeneklerine ulaşılmıştır. Milattan önce 400’lu yıllarda Hipokrat kırık segmentlerin redüksiyonunu ve immobilizasyonunu tarif etmiştir. Kırık parçalarını el yardımı ile birleştirmiş, komşu dişlerin etrafını keten ip veya altın tellerle bağlayarak kırık parçaların hareketsizliğini sağlamıştır. Ağız içi sabitlemenin yanında ağız dışı olarak da deri bandajlar kullanmıştır. Bandajlar günümüzde Barel bandajı olarak da bilinmektedir (Şekil 2.1). Roma döneminde de Hipokrat’ın tekniği uygulanmaya devam etmiş ve işlem sonrasında hastalara, yara bölgesinin şarap ve yağ ile ovulmasının, konuşmamasının ve sadece sıvı yiyecekler yemesinin önerildiği kayıtlarda bulunmuştur. (5)



**Şekil 2.1. Barel bandajı**

1700’lü yılların başına kadar Helenistik çağdaki teknikler kullanılmış ancak 18. Yüzyıla gelindiğinde bilim ve sanattaki gelişmelerle birlikte modern tıp da gelişmiş, oral anatomi, fonksiyon hakkında bilgiler artmış ve 1728’de Pierre Fauchard uygulaması kolay olan ligatür ve bandaj tekniklerini tarif etmiştir. 1743’de Bunon bu basit ligatürün kırık parçaların sabit pozisyonlanmasında etkili olmadığını düşünerek fildişinden bir bloğu dental splint olarak kullanmış ve bu bloğu alt çenedeki dişlere bağlamıştır (5).

1779’da Chopart ve Desault çenenin altına eksternal bir vida ile tutturulabilen bir okluzal plak olan yeni bir dental splint tarif etmiştir. Rutenick de bu splintin daha stabil olması için plağı kafada bir kaska bağlamıştır (5). 19. yüzyıla gelindiğinde ise stabilizasyon için transmandibular veya sirkummandibular tel fiksasyon teknikleri ile intraoral ve extraoral splintlerin daha da gelişmiş modelleri kullanılmaya başlanmıştır (Şekil 2.2).



**Şekil 2.2. Eksternal fiksator ile sabitlenen bir splint**

İlk olarak Baudens 1840’ların başlarında mandibula oblik kırıklarının tedavisinde sirkumferansiyel tel uygulamış, Buck bu tekniği 1847’de geliştirmiş, her iki kırık fragmanda delikler oluşturup tel sütürleri bu deliklerden geçirerek iki fragmanı birbirine bağlamıştır (5).

1855’de Hamilton, kırık redüksiyonu sonrası kullanılması amacıyla, ağız dışına uzanan iki taraflı barları olan “kingsley” aparatını geliştirmiştir (Şekil 2.3) (5).



**Şekil 2.3. Kingsley aparatı**

Hayward 1858’de ciddi disloke kırıklar için, kişiye özel hazırlanan metal splintler geliştirmiştir. Bu teknik sayesinde Öncelikle alçı model üzerinde okluzyon ayarlaması yapıp, buna uygun splint üretilmiş, ağız içinde kırık fragmanlar splint içine yerleştirilerek etkili bir redüksiyon sağlanmıştır (5).

Thomas Gunning 1866’da „gunning“ splintini tasarlamış, bu splintin ön kısmındaki boşluk sayesinde yemek yemeği kolaylaştırmayı amaçlamıştır (Şekil 2.4).

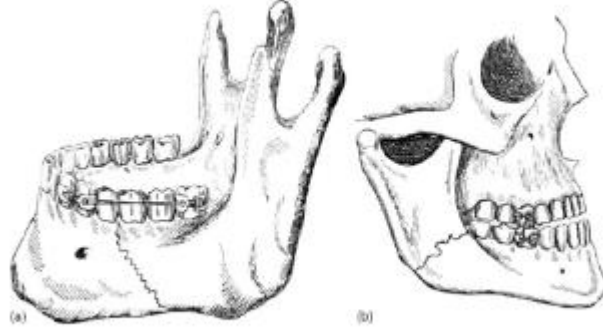


**Şekil 2.4. Gunning splinti**

Halen günümüzde de ark bar olarak kullanılan tel ligatür splintini Gurnel Hammond 1871’de mandibulanın immobilizasyonu için geliştirmiş, deplase olmuş segmentleri yeniden eski konumlarına getirip demir telleri dişlere adapte ederek sabitlemiştir (5).

1887’de Thomas L. Gilmer, mandibular kırıklar için intermaksiller fiksasyon ve ark bar kullanımını yeniden tanıtmış ve bu tekniğin özellikle çok parçalı kırıklarda, diğer tekniklere göre avantajlı olduğunu belirtmiştir (5).

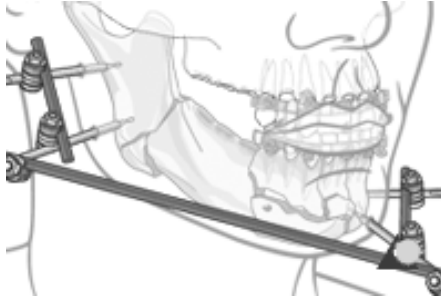
Angle 1890’da segmentlerin tel ile fiksasyonuna alternatif olarak kırığın her iki tarafındaki dişlere bantlar yerleştirip bantları tellerle birbirine bağlamıştır. İlerleyen yıllarda bunun gibi birçok splint varyasyonu ve intermaksiller fiksasyon tekniği rapor edilmiştir. Bunlar arasında en çok dikkat çeken ise günümüzde halen kullanılan Dr. Robert H. Ivy’nin 1922’de tarif ettiği IVY loop tekniğidir (6). Bu teknikte tel halka haline getirilip kırık hattına komşu dişler etrafından geçirilip fragmanlar bu tel vasıtasıyla birbirine bağlanır (Şekil 1.5).



**Şekil 2. 5. Ivy loop tekniği**

İntraoral tekniklerle rijit fiksasyonun, kompleks fasiyal kırıkların tedavisinde yeterli stabiliteyi sağlamadığı görülmüş ve ekstraoral fiksasyon yöntemleri geliştirilmiştir. Uzun kemiklerdeki kırıkların perkutanöz vidalama yöntemi ile tedavisi ilk olarak 1872de Parkhill tarafından gerçekleştirilmiş olmasına rağmen; mandibular kırık tedavisinde Kirschner tellerinin kullanılması ancak 1930'lu yılların ilk yarısında başlamıştır (5).

1936'da Ginestet tarafından geliştirilen Fixateur Externe kompleks fasiyal yaralanmaların tedavisinde oldukça popüler olmuştur. Modern travmatoloji ise osteosentezin gelişimi ile başlamıştır. Sir William Lane ilk osteosentez plağını kullanmış fakat biyolojik olarak uyumlu olmadığı için geliştirilmesi gerekliliği ifade edilmiştir (Şekil 2.6 ) (5).



**Şekil 2.6. Fixateur Externe**

Plak uygulamalarının ilki özel olarak sadece mandibulaya göre tasarlanmıştır. Bu ilk Mini plak osteosentezi 1973'de Michelet tarafından uygulanmıştır. Teknik, 1975'de Champy ve Lodde tarafından geliştirilmiştir (7) (8).

Lag vida osteosentezi tekniği ise ilk defa Spiessl tarafından 1974'de iki kemik segmentini birbirine doğru yaklaştıran vidalar olarak tanıtılmıştır (3).

Devam eden 20 yıl içerisinde birçok plak ve vida sistemleri geliştirilmiş ve maksillofasiyal bölgedeki kırıklarda kullanılan yöntemlerin birçoğu aynı zamanda mandibula angulus kırıklarında da uygulanmıştır

## **2.2. Mandibula Fraktürleri Literatür Analizi**

Mandibular fraktürlerin analizi insidans, etiyoloji, hasta yas ve cinsiyeti, en çok karşılaşılan kırık tipi ve lokalizasyonu, tedavi metodu, post-operatif karşılaşılan komplikasyonları kapsamaktadır.

### **2.2.1. İnsidans**

Mandibula insan vücudunun en çok kırılan onuncu, fasiyal kemiklerin ise ikinci kemiğidir (2). Azevedo ve ark.(27) ABD'nin California Eyaleti'ndeki hastanelerin bilgisayar sistemlerinde yaptıkları oldukça geniş kapsamlı bir çalışma sonucunda 1991-93 yılları arasında 10766 mandibula kırığı olduğunu ve bunun da yıllık 100.000 insanda 11,5 oranına denk geldiğini rapor etmişlerdir. De Matos ve ark. (25) yaptığı bir çalışmada 700 fasiyal travmalı hastanın 126'sı (%18) mandibula fraktürüydü. Yine başka bir çalışmada tedavi edilen 114 angulus fraktürünün 16 tanesi ayrıca orta yüz kırıklarını içerirken, sadece 47 tanesi izole angulus kırığıydı (9) .Sakr ve ark. (10) yaptıkları çalışmada buna paralel olarak 509 hastanın %61'lik kısmı izole mandibula fraktürüdür. Patrocinio ve ark. (11) ise 293 mandibula kırığının %51'inin izole mandibula kırığı olduğunu rapor etmişlerdir. Gelişmekte veya az gelişmiş ülkelerde trafik önlemlerinin yetersizliğinden ve iç karışıklıklardan dolayı travmalar daha şiddetli olmaktadır. Yine Nijerya'da yapılan epidemiyolojik çalışmada 314 mandibula fraktürü hastasının %21'i orta yüz kırıkları ile beraber tedavi edilmiştir (12). Diğer mandibula kırıklarına ise, ortopedik kırıklar, torasik kırıklar ve panfasiyal kırıklar eşlik etmekteydi. Czerwinski ve ark. (13) Kanada'da yaptıkları mandibula fraktürleri ile ilgili 5 yıllık bir arşiv taramasında 181 hastada toplam 307 mandibula kırığı tespit etmişlerdir. Bu kırıkların yaklaşık %33'ü omurga, pelvis ve ekstremitelerin kırıklarıyla beraberdi.

### 2.2.2. Yaş ve Cinsiyet

Mandibula fraktürlerinin yaş ve cinsiyet dağılımı tam olarak belirlenememiş olmakla beraber genelde genç ve orta yaş erkeklerde daha sık karşılaşılmaktadır (14) (9) (11) (15) (16). Yine cinsiyetler kendi içerisinde incelendiğinde erkeklerde genç ve orta yaş daha sık iken kadınlarda orta ve ileri yaşlar daha sıktır (11) (16). Atılgan ve ark. (17) Türkiye'nin güneydoğusunu temel alarak yaptıkları çalışmada ortalaması 21 olan 1 ila 80 yaş arası 532 hasta tedavi etmişlerdir. Bu hastaların 370 (%70)' i erkek, 162 (%30)'i bayandı. Bormann ve ark. (15) tarafından yayınlanan retrospektif çalışmada 65 yaş sonrası kadınlarda mandibula fraktörü görülme sıklığında bir artış söz konusudur.

Kadınların menopoz sonrası osteoporozla yatkınlıkları ileri yaşlarda risk faktörü olabilmektedir (18). Sakr ve ark. (10) Mısır'da yaptığı epidemiyolojik çalışmada da buna paralel olarak 21–30 yaş grubunda daha çok erkek hasta varken bayanlar içerisindeki dağılım aksine 0–10 yaş grubunda yoğunlaşmıştır. Ancak birçok çalışmada 0–10 yaş grubu en az etkilenen grup olarak ortaya çıkmaktadır (12) (15) (19). Bunun sebebi, fasiyal kemiklerin elastik oluşu ve genellikle çocukların şiddete ve trafik kazalarına daha az maruz kalmaları olduğu düşünülmektedir (12). Ayrıca retrospektif çalışmaların birçoğunda 0–10 yaş aralığında görülen mandibula kırıklarının büyük bir kısmının düşmeye bağlı olduğu rapor edilmiştir (10) (17). Şiddete ve trafik kazalarına bağlı kırıklar ise en çok genç erkeklerde görülmektedir. Bu da, bu yaş ve cinsiyet grubunda mandibula fraktürlerinin görülme sıklığını artırmaktadır (10) (12) (15). Yaş ilerledikçe erkeklerde mandibula kırığı görülme sıklığı azalmaktadır (13) (19) (17).

### 2.2.3. Lokalizasyon

Mandibula fraktürlerinin anatomik dağılımı oldukça değişkendir (10) (19) (20). Birçok araştırmacı, en fazla etkilenen bölgenin angulus bölgesi (10) (21) (22) (23) olduğunu rapor etmiştir. (10) (21) (22) (23) Bununla beraber korpus (24) (12)12,35, semfiz (11) (13) (17) ve kondil (15) (16) (17) (19) kırıklarını yüksek oranlarda bulan araştırmacılarda mevcuttur. Şimşek ve ark. (25) yaptıkları retrospektif araştırmada Türkiye ve ABD'de tedavi ettikleri mandibula kırığı hastalarında en çok etkilenen bölgenin mandibula angulusu olduğunu belirtmişlerdir. Ayrıca yine bu çalışmada yapılan başka bir karşılaştırma da Kuveyt, Kanada, Finlandiya, Türkiye ve ABD'deki bir grup mandibula kırığının lokalizasyon dağılımındaki tek ortak noktanın, ramus

kırıklarının en az sıklıkta görülmesi olduğu rapor edilmiştir (25). 2010 yılında, de Matos ve ark. (19) yaptığı çalışmada, 201 mandibula fraktürü içinde kondil %28 ile en çok etkilenen bölgeydi. Bunu %25 ile korpus, %22 ile semfiz ve parasemfiz, %18 ile angulus izliyordu. Bormann ve ark. (15) da buna paralel olarak etiyolojisinde en çok trafik kazaları olan 696 mandibula fraktürünün %42'sinin kondil, %21 semfiz ve parasemfiz, %20 angulus ve %15 korpus olduğunu rapor etmişlerdir. Atılgan ve ark. (17) 2010 yılında 532 hasta üzerine yaptıkları çalışmada 0-18 yaş grubunda kırıkların %36'sı kondil, %35'i semfiz ve parasemfiz, %11'i alveoler, %10'u angulus, %8'i de korpus bölgesindeydi. 18 yaş üstü grupta ise %36'sı semfiz ve parasemfiz, %20'si kondil, %20'si korpus, %19'u angulus %4'ü alveoler, %1'i de ramus kırığıydı. Lamphier ve ark. (22) ise 721 mandibula fraktürü içerisinde %33 ile angulus kırığı en sık karşılaşılan bölgeydi. Bunu %25 ile semfiz/parasemfiz, %24 ile korpus, %17 ile kondil bölgesi kırıkları izliyordu.

#### 2.2.4. Etiyoloji

Mandibula fraktürlerin etiyolojisinde temel anlamda travma ve patoloji rol oynar (11). Patolojik fraktürler, travmatik fraktürlere göre daha az görülmektedir. Patolojik mandibula fraktürlerinin başlıca sebepleri tümörler, osteomyelit, osteoporozis, gömülü 3. molar dişlerken, travmatik mandibula fraktürlerinde en çok karşılaşılan sebeplerin basında trafik kazaları, kavga, düşme, is kazaları, ateşli silah ve spor yaralanmaları gelmektedir (11). Bu etiyolojik faktörlerin dağılımı sosyo-ekonomik durum, kültürel yaşam tarzı, coğrafik bölge ve nüfus gibi değişkenler nedeniyle ülkeden ülkeye farklılıklar arz edebilir (10). Trafik kazaları ve şiddet gelişmekte olan ülkelerdeki başlıca etiyolojik sebepken; gelişmiş ülkelerde trafik kuralları ve cezaları daha caydırıcı olduğundan başlıca etiyolojik faktör spor yaralanmaları ve kişisel kazalardır (10) (11). Bu yayınların aksine Kanada'da yapılan çalışmalarda en sık etiyolojik faktörün kavga ve şiddet olduğu rapor edilmiştir (13) (26). Amerika'da oldukça geniş kapsamlı yapılmış, nüfus tabanlı bir istatistiksel çalışmada 10766 hastadaki 13434 mandibula kırığının %54'ünün kavga ve şiddet kaynaklı olduğu tespit edilmiştir (27). Türkiye'de yapılan bir retrospektif çalışmada, 230 yetişkin mandibula fraktürünün en sık nedeni, %38 oranla trafik kazaları olarak bildirilmiştir (17). Türkiye'de yapılan diğer bir çalışmada da buna benzer olarak, 252 mandibula kırığının etiyolojisinde %36,2 ile trafik kazaları, %26,7 ile kavga ve şiddet, %22,4 ile de düşmeler rol oynadığı gösterilmiştir

(25). ABD'deki 1041 mandibula kırığında ise en büyük etken kavga ve şiddet olarak aktarılmıştır.

Patolojik fraktürler ise nadir görülen mandibula kırığı sebeplerindendir. En sık 3. molar cerrahisi sırasında\sonrasında ve orta yasin üstündeki bireylerde görülür. Bireylerin çoğu dentisyonu tam veya birkaç dişi eksik, 25 ila 35 mm'lik vertikal kemik yüksekliği olan çenelere sahiptirler (15) (28). Retrospektif çalışmalar, gömülü 3. molar dişe sahip bireylerde mandibular angulus fraktürü oluşma riskinin, olmayan bireylere göre daha fazla olduğunu ortaya koymuşlardır (29- 34). Buna karsın, kondil fraktürü oluşma riski de 3.molara sahip olmayan bireylerde daha fazla olduğu rapor edilmiştir. Diğer bir deyişle, 3. Molar varlığının, gelen travma kuvvetlerine karşı angulusu zayıf bıraktığı ama tam tersi bir mekanizma ile kondili de kırıklardan koruduğunu belirtilmiştir (29) (31) (33). Angulus kırıklarının dişsiz çenelerde dişli olanlara göre daha az görülmesi, 3. molar varlığı ile angulus kırıkları arasındaki ilişkiyi kuvvetlendiren başka bir gerçektir (35). Yine maymunlar üzerinde deneysel mandibula kırığı oluşturulan bir çalışmada angulus kırığının gömük 3. molar diş bölgesinde 2/3 kat daha kolay olduğu sonucuna varılmıştır (36). Birçok araştırmanın neticesinde ortaya çıkan en çok angulus kırığının genç bireylerde olduğu sonucu, genç bireylerdeki gömük yirmi yas dişlerinin yüksek insidansından kaynaklanabilir (24) (32).Ayrıca bu çalışmalarda gömülü 3. Molar angulasyonu da değerlendirilmiş ve mesio-angular pozisyonlu dislerin daha çok angulus kırığına (37), disto-angular dişlerinde -yirmi yas dişi yokluğundan sonra- en çok kondil kırığına sebep olduğu sonucuna varılmıştır (33). Halmos ve ark. (30) derin pozisyonda gömülü yirmi yas dişlerinin daha fazla angulus kırığı riski taşıdıklarını iddia etmişler ancak bunun tam tersi sonuçlar bulmuşlardır. Retrospektif kohort çalışmalarının yanı sıra sonlu eleman analizleri ile yapılan çalışmalarda da sürmemis 3. molarların angulus kırığı riskini arttırdığı ortaya konmuştur. Takada ve ark (38).yaptıkları sonlu eleman analizi çalışmasında, kemiğin üç boyutlu mikro yapısı açısından gömülü 3. molara sahip veya olmayan mandibular angulusları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulmuşlardır. Sonuç olarak, bir kuvvet sonucu oluşan stresin, angulus bölgesinde 3. molarların kök apekslerinin çevresinde yoğunlaştığını ve bundan dolayı kırık hattının angulus kırıklarının kliniğine uygun olarak 3. molarların kökü hizasından geçtiğini rapor etmişlerdir. Hatta bazı yazarlar gömülü 3. moların çıkarılması ile ilgili olarak eğer kişinin düşük ve orta derecedeki travma kuvvetlerine maruz kalma riski yüksekse gömülü 3.moların alınması gerektiğini

bile söylemişlerdir (29-32). Buna karşın kondiller fragmanların redüksiyonu ve plakların yerleştirilmesi sırasında fasiyal sinir hasarı gibi ciddi riskler mevcuttur (31). Oysaki angulus bölgesi görüş kolaylığı ve transbukkal yaklaşım sayesinde daha az riskli bir bölgedir. Bu sebeplerden dolayı profilaktik yirmi yas dişinin çıkarılmasına karşı çıkan araştırmacılar da vardır (31) (32) (39). Ayrıca mandibula fraktürlerinin oluşmasını kolaylaştıran kuvvete dayanıksız bölgelerin ortaya çıkmasında, gömülü 3. molarların dışında kuvvetin yönü, kuvvetin derecesi, yumuşak dokuların kalınlığı, okluzal patern, kemik yoğunluğu ve kalınlığı ve anatomik yapıların varlığının da rol oynadığı unutulmamalıdır (29).

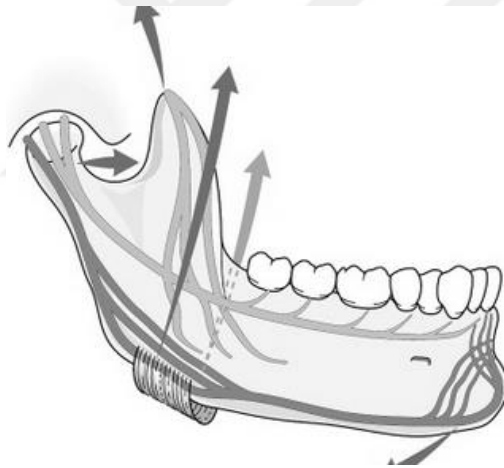
### 2.2.5. Tedavi

Mandibula kırıklarında tedavi prensipleri; kırık segmentleri anatomik pozisyona getirmek, uygun okluzal ilişkiyi sağlamak, iyileşme olana kadar fragmanların birbirine temasını ve enfeksiyon kontrolünü sağlamaktır.

Oluşma sıklıkları, redüksiyon ve ulaşım güçlüğü, plaklama tekniklerindeki çeşitlilikten dolayı mandibula angulus fraktürleri, mandibular travmalar arasında en problemli olanlardır (40). Angulus kırıkları karakteristik olarak tam kırık ya da yeşil ağaç kırığı, basit ya da komplike kırık, kompond ya da kapalı kırık, deplase ya da nondeplase kırık, hareketli ya da hareketsiz kırık özelliklerinde olabilir (41). Kırığın karakteristiği, tedavi protokolüne karar verilirken önemli bir etkindir. Bunun yanında kırık bölgesinde oluşan kuvvetler de tedavi yöntemi seçiminde önemli rol oynar. Söz konusu mandibula angulus bölgesi olduğunda bölgedeki çiğneme kasları oldukça yüksek ısırma kuvvetleri oluşturabilirler (42). Bu kuvvetler, mandibular fraktürü olduğu zaman büyük ihtimal ile kırık hattındaki sert ve yumuşak dokularda bulunan mekanoreseptörlerin yaralanmayı algılamasıyla, santral sinir sistemi tarafından birkaç haftalığına azaltılırlar (42). Ancak bu kuvvetler yine de angulus bölgesindeki kırık hattında istenmeyen deplasmanlara sebep olabilmektedirler. Bu kas kuvvetleri, kırık hattının yönüne bağlı olarak angulus kırıklarının ayrıca iyi veya kötü yönlü (uygun olan veya olmayan, favourable veya unfavourable) kırık şeklinde nitelendirilmesine sebep olur. Mandibula kırığı sagittal planda posteriordan başlayıp antero-inferiorda sonlanıyorsa veya aksiyel planda posteromedialden başlayıp antero-lateralde sonlanıyorsa iyi kırık diye adlandırılırken bunun tam tersi durumlar kötü veya uygun olmayan kırık diye adlandırılır (43). İşte bu kötü yönlü angulus kırıklarında sadece

intermaksiller fiksasyon (İMF) yeterli olmaz ve değişik açık redüksiyon tekniklerinin kullanılması gerekir. Bu tekniklerin bazıları İMF ile beraber kullanılırken artık günümüzde kullanılan çoğu rijit internal fiksasyon (RİF) materyali İMF ihtiyacını ortadan kaldırmıştır (44).

Klinik ve biyomekanik çalışmalar, normal çene hareketleri sırasında kompresyon kuvvetlerinin, kırık hattının mandibula inferior ucunda, gerilim kuvvetlerinin ise kırık hattının superior ucunda görüldüğünü ortaya koymuştur (40) (44). Günümüzdeki karmaşık biyomekanik modeller sayesinde, Champy ve ark. (44) tarafından ortaya atılan gerilim ve kompresyon çizgilerinin yerlerinin (Sekil 2.7 ve Şekil 2.8), farklı noktalardan uygulanan çiğneme kuvvetleri sırasında değiştiği gösterilmiştir (45). Bu yüzden mandibula angulus fraktürlerinin tedavisinde Champy metodu günümüzde hâlâ en geçerli metotken, çeşitli fiksasyon aygıtları ve metotları bu kuvvetleri nötralize etmeye yardımcı olmak için geliştirilmeye devam etmektedir.



**Şekil 2. 7. Mandibulaya etkiyen yükler**



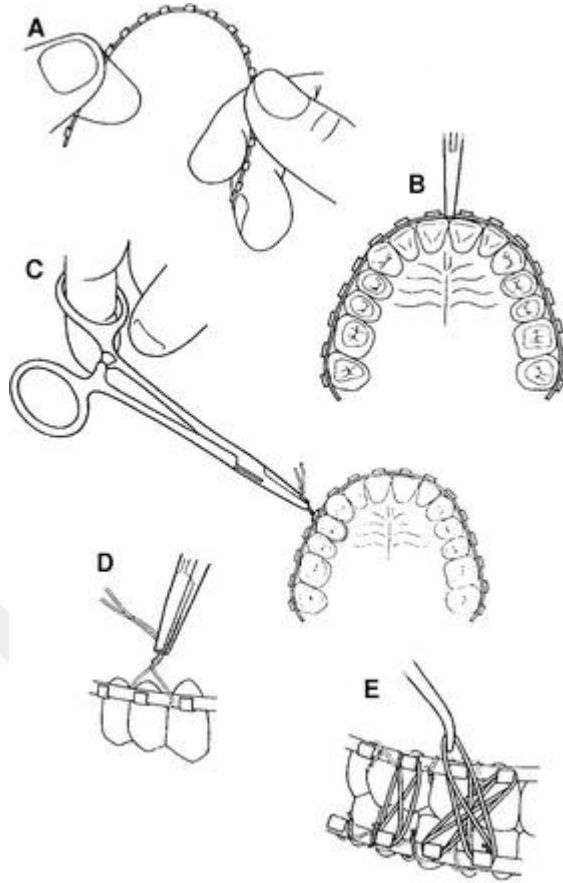
**Şekil 2.8. Kırık alt ve üst kenarında oluşan gerinimler**

#### **2.2.5.1. Kapalı Redüksiyon veya İntraoral Açık Redüksiyon ile Rijit Olmayan Fiksasyon**

Kapalı redüksiyon, bir zamanlar mandibula kırıklarının büyük bir kısmında rutin tedavi metodu olmasına rağmen rijit internal fiksasyon (RİF)'in rutin kullanılmaya başlamasından buyana mandibula angulus kırıklarında daha az kullanılır hale gelmiştir (40). Kapalı redüksiyonun diğer metotlara göre daha ekonomik olması, genel anesteziye ihtiyaç duyulmaması, çok daha kısa hospitalizasyon süresi gerektirmesi gibi avantajları vardır (46). Ancak İMF'nin bazı problemlere sebep olduğu da bilinmektedir. Bunlar arasında hava yollarında tıkanıklık, yetersiz beslenme ve buna bağlı olarak aşırı kilo kaybı, sosyal yaşantıda sıkıntı, temporomandibular eklem kıkırdağında incelme veya ankiloz sayılabilir (47). Mandibula fraktürlerinde kapalı redüksiyon endikasyonları hâlâ tartışmalı da olsa deplase olmayan kırıklarda, çok parçalı kommunitate kırıklarda, miks dentisyon veya edante atrofik çenelerin kırıklarında, koronoid ve kondil kırıklarında kullanılabilir (20). Aşırı travmaya maruz kalmış çok parçalı kommunitate kırıklarda, açık redüksiyon küçük kemik fragmanlarının kanlanmasını bozarak enfeksiyona yatkınlığı artırabileceğinden en iyi ve güvenli tedavi metodu kapalı redüksiyondur (45). Edante atrofik çenelerde sadece kapalı redüksiyon ile tedavi oldukça güçtür. Ancak yasa bağlı kanlanmanın azalması, osteojenik potansiyelin düşmesi gibi sebeplerden dolayı açık redüksiyonun da ciddi riskler taşıdığı unutulmamalıdır. Bunun sonucu olarak bu tip hastalarda sınırlı yumuşak doku ve periost diseksiyonu ile RİF veya non-rijit internal fiksasyonu (NRİF) içeren açık redüksiyon

teknikleri ile splint veya protezlerin çenelere sirkumferensiyal tellerle tutturulmasını içeren kapalı redüksiyon teknikleri kombine edilmelidir (20) (41) (46). Çocuklarda görülen mandibula kırıklarında henüz süt veya miks dentisyonda olduğu için açık redüksiyon tekniklerinin kullanımı diş germelerine veya sürmekte olan dislerin köklerine zarar verebilir. Bu hastalarda dental splintler gibi indirekt fiksasyon materyallerinin sadece mandibulaya veya her iki çeneye uygulanmasıyla yapılan kapalı redüksiyon en güvenli yoldur (24) (20). Kondil kırıklarında, kapalı redüksiyon hem yetişkinlerde hem de çocuklarda oldukça başarılı sonuçlar vermektedir. Postoperatif dönemde ortaya çıkan bir takım komplikasyonlar ile kapalı redüksiyon arasında bir korelasyon bulunamamıştır. Bununla birlikte ankiloz, büyüme merkezinin inhibisyonu gibi ciddi komplikasyonların oluşma riski kapalı redüksiyonda daha düşüktür (46).

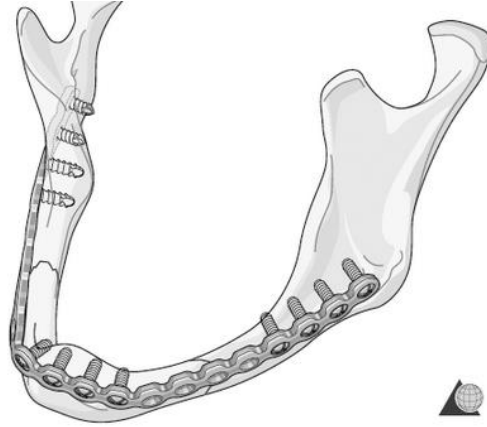
Kapalı redüksiyon, genellikle arkbarlar, ivy halkaları veya askı vidaları kullanılarak yapılan İMF ile sağlanır (41). Mandibula angulus kırıklarında ortalama İMF süresi 6 haftadır. Rijit olmayan internal fiksasyonda transossöz telleme, sirkummandibular telleme ve küçük pozisyonel kemik plakları kullanılmaktadır (3) Ellis (24), angulus fraktürlü hastalarda komplikasyon oranını diğer yeni yöntemlerle kıyaslamak amacıyla bir grup hastayı geleneksel yöntemlerle tedavi etmiş, fraktürlerin tedavisinde kapalı redüksiyon yöntemi ve/veya açık redüksiyonla NRİF uygulamıştır. 99 angulus fraktürünün 59'u kapalı redüksiyonla, 34'ü NRİF ile transossöz tel, sirkummandibular bağlama veya küçük pozisyonel kemik plakları kullanılarak tedavi edilmiştir. 99 fraktürün 17'sinde (%17) postoperatif dönemde komplikasyon görüldüğü bildirilmiştir. Sonuç olarak angulus kırıklarının geleneksel yöntemler kullanılarak tedavi edilmelerinde bile komplikasyon oranlarının azalmadığı görülmüştür. (Şekil 2.9)



Şekil 2.9. İMF teknikleri

#### 2.2.5.2. Rekonstrüksiyon plağı ile internal fiksasyon

Rekonstrüksiyon plakları, standart kompresyon plaklarına göre daha güçlü ve kalın olan, güçlendirilmiş plaklardır. (Şekil 2.10 ) Değişik uzunluklarda ve şekillerde olabilen rekonstrüksiyon plakları, aynı zamanda üç boyutta bükülebilir olmaları nedeniyle mandibulanın yüzey konturlarına uyumlandırılabilirler (24). Bu plakların, kırık fragmanlarının her birinin üç veya dört adet vida ile sabitlenmesi, kompresyon uygulanmadan fonksiyonel kuvvetlerin nötralizasyonu için yeterli olmaktadır. Kommunitte kırıklarda, patolojik veya travmatik kemik kayıplarında, oblik kırıklarda kullanılabilirler (24) (48).



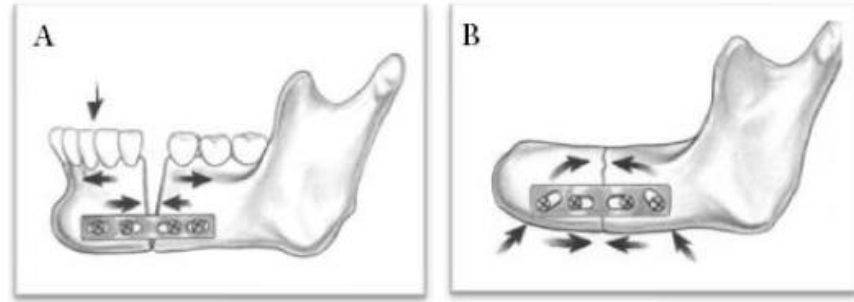
**Şekil 2.10 Rekonstrüksiyon plağı**

Çok parçalı kırıklarda, rekonstrüksiyon plağı uygulamadan önce var olan kırığı basitleştirmek için önce mini plaklar, mikro plaklar ve çelik teller kullanılabilir (48) (49). Kırık fragmanlarının ekspozisyonunda, ekstraoral yol tercih edilmeli ve lingual periostun diseksiyonundan kaçınılmalıdır (48). Özellikle kommunité kırıklarda, aşırı periost diseksiyonu ve fragmanların çok küçük olmasından kaynaklanabilecek kemik nekrozları postoperatif dönemde söz konusu olabilir. Bazı araştırmacılar kommunité kırıklarda açık redüksiyonun tek tedavi seçeneği olduğunu söylese de (50) (51), bir kısım araştırmacılarda (52) (53) bu nekroz ve morbidite riski yüzünden kapalı redüksiyonu önermektedir (52) (53). Ayrıca bu iki tedavi metodunu da uygulayan ve vakaya göre karar verilmesi gerektiğini söyleyen araştırmacılarda mevcuttur (49) (54). Bir kısım çalışmalarda, kommunité mandibula kırıklarının tedavisi sonrası oluşan komplikasyonlar ile tedavi metotları arasında bir korelasyon bulunamazken, kırık fragmanlarının sayısı ile istatistiksel olarak korelasyon bulunmuştur. Bu yüzden 1 cm den küçük mobil parçaların çıkarılması, ölü boşlukların kortiko-kansellöz greftlerle doldurulması ve rekonstrüksiyon plaklarına ek olarak 2 ila 3 hafta İMF uygulanması, kommunité mandibula kırıklarının tedavisinde önemlidir (49) (54).

#### **2.2.5.3. Dinamik kompresyon plağı ile internal fiksasyon**

Kompresyon plakları kullanıldığında, fragmanlar hareketsizken bile birbirlerine kompresyon yaparlar. Bunun sonucunda fragmanlar arasındaki sürtünme kuvvetleri artar; mobilite olasılığı azalır. Kompresyon ile fiksasyonun diğer bir önemli özelliği kemiğin çiğneme kuvvetleri sonucunda oluşacak stresleri çok hızlı dağıtabilecek

kapasiteye gelmesini sağlamasıdır (55). Kompresyon plakları bu yüzden özellikle hasta uyumu iyi olmayan kişilerde, iyileşme periyodunda oluşabilecek aşırı kuvvetlere karşı daha güvenlidir. Ancak kompresyon plakları bikortikal vidalar ile uygulanabildikleri için Eksternal oblik kenar (EOK) veya gerilim hattına uygulanamazlar. Hastalarda inferior kenara uygulanacak kompresyon plakları, eğer hastaya IMF uygulanamıyorsa kırığın alveoler bölümünde ayrılmalara sebep olacaktır. (Şekil 2.11)

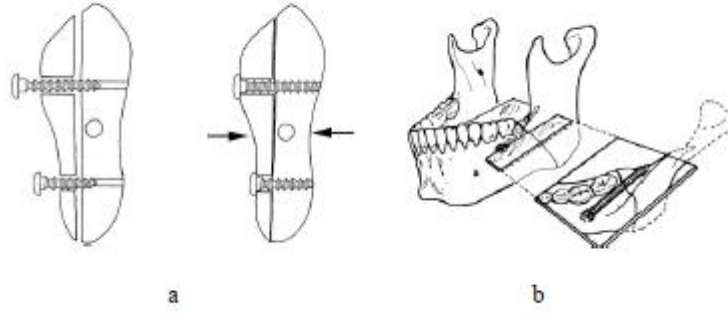


**Şekil 2.11. Dinamik kompresyon plağı**

Bunu engellemek için kırığın gerilim bandına, kompresyon plağının superioruna monokortikal bir mini plak daha kullanmak gerekir. Diğer bir engelleme yolu ise eksantrik dinamik kompresyon plaklarının tek basına inferior kenara uygulanmasıdır. Bu plaklar, horizontal kompresyonun yanında superiora doğru da kompresyon uygularlar (55). Kompresyon plakları, uyumsuz hastalarda daha stabil bir fiksasyon sağlamak için kullanılabileceği gibi İMF istemeyen veya uygulanmasında problem olabilecek yaşlı, kaşektik ve nöbet geçirmeye yatkın hastalarda da kullanılabilir. Kontrendikasyon olarak iki durumdan bahsedilebilir. İlki, kemik kaybının olduğu vakalardır. Uygulanmaları durumunda malunion ve malokluzyona sebep olurlar. İkincisi osteomiyelit vakalarıdır. Dolaylı olarak osteomiyelit tedavisinde de debridman sonrasında kemik kaybı oluşacağından kompresyon plak uygulaması yine aynı problemlere yol açabilir. Bununla birlikte oblik kırıklarda kompresyon plak uygulaması, kırık uçlarının birbiri üzerinden kaymasına sebep olur. Bu tip kırıklarda lag vida uygulamaları daha uygun bir tekniktir (24) (54) (55).

#### 2.2.5.4. Lag vida kullanılarak internal fiksasyon

Niederdelmann ve ark. (56) (57) ile Niederdelmann ve Shetty, (58) 1970'lerin ortalarında, aksiyel kompresyon uygulayarak, plak kullanmaksızın fraktür stabilitesini sağlamayı amaçlayan lag vida uygulamasını rapor ettiler.



**Şekil 2.12. Lag vida osteosentezinde segmentlerin birbirine yaklaşması**

Bu tekniğe göre oblik olarak yönlendirilen bir adet 2.7 mm çapında, 18–26 mm uzunluğunda lag vida eksternal oblik kenara paralel olarak yerleştirilmektedir. Lag vida, sıkılırken giriş deliğinde kayma şeklinde pasif bir hareket olurken, vidanın uzağında olan segmentteki yuvada vidalama hareketi gerçekleşir ve uzaktaki segment yakındakine doğru çekilir (Şekil 2.12). Bu teknik kimi araştırmacılara göre oldukça hızlı, basit ve güvenilir bir metotken (3), kimileri de metodun teknik anlamda çok zor ve riskli olduğunu ve bu yüzden de popüleritesinin olmadığını iddia etmişlerdir (59). Plak ve vida sistemleri yerine tek bir vida kullanımının bazı avantajları olduğu düşünülebilir. Sonuçta daha az implant materyaline ihtiyaç olacak, plak adaptasyonu gibi uğraştırıcı bir takım prosedürlere gerek kalmayacak, ilgili bölgenin periostuna daha az diseksiyon uygulanacaktır. Lag vida sayesinde kırık fragmanlarının birbirine uyguladıkları kompresyon, daha iyi bir primer stabilizasyon sağlayacaktır (60). İyi bir primer stabilizasyon, enfeksiyon riskini azaltmaya da yardımcı olur (61). Kimi araştırmacılar içinse kırık fragmanlarının birbirine kompresyon uygulamaları gerekli değildir (44) (59) (62). Kallela ve ark., (60) angulus ve parasemfiz kırıklarında uyguladıkları lag vidalar ile parasemfiz kırıklarında başarılı sonuçlar elde etmiş olmalarına rağmen angulus kırıklarında primer stabilizasyonu sağlayamamışlardır. Bunu, tekniğin angulus bölgesinde uygulanmasının oldukça zor ve riskli olmasına

bağlamışlardır. Özellikle inferior alveoler kanal, lingual ve parafarengial loj gibi riskli anatomik bölgelerdeki sinir ve vasküler yapılara zarar verilebilir. Teknik, bu bölgede kör bir ilerlemeyi gerektirmektedir ve bu noktada cerrahi tecrübe çok önemlidir. Dirilleme sırasında drilin çok uzun olmasından dolayı yuva derinliği arttıkça soğutma yetersiz kalacaktır. Bu sebeple primer stabilizasyonu başlangıçta iyi olan bir kırıkta, daha sonraları gelişebilecek lokal kemik nekrozundan dolayı revizyon cerrahisi yapılması söz konusu olabilir. Ayrıca angulus bölgesinde lag vida kullanımı, molar dişlerde nekrozlara sebep olabilmektedir.

Lag vida kullanımı sagittal split osteotomilerinde, mandibula korpusunun oblik kırıklarında, parasemfiz ve semfiz kırıklarında rahat bir şekilde kullanılabilir olmasına rağmen rutin klinik kullanımı genellikle anterior mandibulanın oblik kırıklarıdır. Bu teknik, angulus bölgesi için oldukça hassas bir manipülasyona ve yoğun cerrahi tecrübeye ihtiyaç duyar. Bu yüzden komplikasyon oranları, kompresyon ve rekonstrüksiyon plaklarında olduğu gibi lag vida uygulamalarında da yüksektir

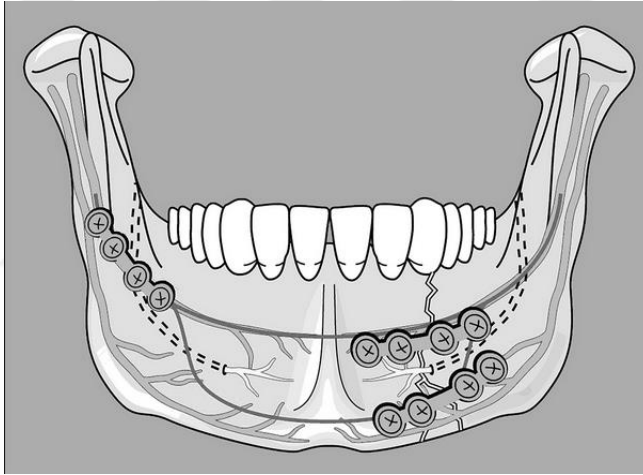
#### 2.2.5.5. 2.0 mm nonkompresyon miniplak ile internal fiksasyon

Mandibula angulus kırıklarının, plak\vida sistemleri kullanılarak tedavi edilmesi noktasında genel anlamda iki görüş hâkimdir. Birinci görüş, kırık uçlarının fonksiyon sırasında hareketini engelleyecek veya minimuma indirecek rijitlikte bir fiksasyon yöntemi kullanmaktır. Bu amaçla daha geniş tek bir plağı bikortikal vidalar ile sabitlemenin yanı sıra bir geniş plak ve bir miniplak kombinasyonu ile de kırık redüksiyonu uygulanmıştır. Bu görüşteki cerrahlar için tedavinin amacı, mutlak bir immobilizasyonla primer kemik iyileşmesinin sağlanmasıdır. (63)



Şekil 2.13. "-" ile gösterilen kısımlar gerilme "+" ile gösterilen kısımlar sıkışma gölgesi. (a) mandibula üst sınırına plak yerleşimi (b)

Michelet ve ark. (8) 1973 yılında mandibular fraktürlerin tedavisinde trans oral olarak küçük, kolayca bükülebilir ve nonkompresyon plakları monokortikal vidalar ile kullanmışlardır. Champy ve ark. (7) da aynı mini plakları kullandıkları çalışmalarında, plaklar küçük ve vidalar monokortikal olduğu için plakların biyomekanik açıdan avantajlı bölgeye yerleştirilmesi gerektiğini söylemişlerdir. Bu sayede diş köklerine ve inferior alveoler sinire zarar verme olasılığının çok düşeceğini belirtmişlerdir. Mandibula angulus fraktürlerinin fiksasyonunda biyomekanik olarak avantajlı bu noktaları, mandibulanın eksternal oblik kenarı veya superior bukkal korteks olarak tarif etmişler ve bu noktaları ideal osteosentez hatları olarak adlandırmışlardır (Şekil 2.13). (Şekil 2.14).



**Şekil 2.14. Mandibula plak uygulama yerleri**

Bu yöntemi kullanan cerrahlar için kemik fragmanlarının mutlak immobilizasyonu ve primer kemik iyileşmesi gerekli bir durum değildir. Birçok klinik çalışmada, Champy tekniğinin (Şekil 2.9) başarısı kanıtlanmıştır (21) (40) (59) (64) (65). Kırık tedavisinde genellikle istenen, kırık fragmanları arasında daha stabil bir ilişkinin olmasıdır. Böylelikle kemik iyileşmesi için daha ideal bir ortam sağlanmış olur. Ancak, daha rijit stabilite sağlayan sistemlerin incelendiği biyomekanik ve klinik çalışmaların sonuçları arasında bir uyumsuzluk mevcuttur. Birçok biyomekanik çalışma, 2 plak kullanımının tek plaktan daha iyi bir kırık stabilitesi sağladığını

göstermiştir (66) (67) (68). Champy metoduna göre fiksasyon yapılan angulus kırıklarında, özellikle kırık hattına yakın kuvvetler altında inferior kenarda distraksiyon görüldüğü ve bu kuvvetler karşısında daha stabil bir inferior kenar uyumunun ancak bu bölgeye yerleştirilecek ikinci bir miniplak ile sağlanabileceği bilinen bir gerçektir. Ayrıca, angulus kırıklarında tek plak kullanımının lateral ve torsiyonel hareketlerde yetersiz bir kırık stabilizasyonu sağladığı gösterilmiştir (69) (70). Klinik çalışmaların çoğunda, Champy metoduna göre tek plak kullanılan kırıklarının nonunion, malunion, malokluzyon, plak kırılması, osteomyelit ve loj apseleri gibi yüksek majör komplikasyon oranlarına sahip olduğu rapor edilmiştir İki miniplak kullanılarak tedavi edilen hasta gruplarında ise bu oranlar çok daha düşüktür.

Ayrıca tek miniplak kullanımı sonrasında majör komplikasyonlar yerine daha çok yara dehissensi, basit yumuşak doku enfeksiyonları ve diş hasarları gibi minör komplikasyonlar (tedavisinde ameliyathane şartları gerekmeyen) ile karşılaşmaktadır. (40) (41) (71) (72). Tek plak kullanımının avantajlı olmasının bir nedeni, diseksiyonun minimal tutularak kemiğin vasküler desteğinin daha az bozulması olabilir (73). Rudderman ve ark. (45) çalışmalarında plak osteosentezinde kuvvetlerin sadece kemik ile fiksasyon aygıtları tarafından nötralize edilmediklerini; plak fiksasyonuna ek olarak, kırığı çevreleyen yumuşak dokularında kırığın stabilizasyonunda rol oynadığını biyomekanik olarak izah etmişlerdir. Regev ve ark. (74) yaptıkları literatür taraması sonucunda, mandibula angulus fraktürlerinde kullanılan fiksasyon tekniklerinin incelendiği 24 adet yayını karşılaştırmışlar ve en düşük komplikasyon oranlarının, bir adet nonkompresyon monokortikal mini plakların superior oblik kenar üzerine uygulandığı fiksasyon gruplarında olduğunu rapor etmişlerdir.

Tek miniplak ile osteosentez sonrası İMF uygulanıp uygulanmayacağı vakaya ve hasta uyumuna göre karar verilmelidir. Birçok cerrah mini plakların hâlâ yeterli stabiliteyi sağlayamadıkları ve İMF ile desteklenmeleri gerektiği görüşündedir. Buna rağmen Valentino ve Marentette (75) yaptıkları 499 mandibula kırığı vakasında monokortikal miniplak kullanımı sonrası İMF uygulamasının, komplikasyon oranlarını etkilemediğini rapor etmişlerdir. Bell ve Wilson (76) ise tek miniplak sentezini ark bar ve interdental telleme ile desteklemişler ve komplikasyon oranlarının düştüğünü bildirmişlerdir.

Angulus kırıklarının başka bir kırık ile beraber görülebilir. Örneğin, kondil kırıkları ile beraber görüldükleri durumlarda, kondil kırıklarının tedavisi kapalı

redüksiyon ile yapılacaksa, bu anda uygulanan İMF tek miniplak ile tedavi edilen angulus kırığının stabilizasyonuna katkı sağlayacaktır. Ancak, kondil kırığı eğer İMF uygulanmadan fonksiyonel terapi ile tedavi edilecekse, böyle bir durumda angulus kırığının fiksasyonunda ikinci bir miniplak düşünülebilir (4). Angulus kırıkları ile beraber eğer bir korpus veya semfiz kırığı söz konusu ise iki bölgeden birinin iki miniplak ile rijit fiksasyonu yapılmalı diğeri içinse tek plak kullanımı düşünülmelidir. Bu durumda hangi bölgenin seçileceği cerrahın tecrübesine ve öngörüsüne kalmıştır. Böyle vakalarda en az komplikasyon çıkarabilecek bölgeye iki plak uygulanması daha doğru olabilir (40) (75). İki miniplak ile osteosentezde plakların biplanar veya monoplanar oryantasyonda yerleştirmesinde, komplikasyon gelişme olasılığı bakımından bir fark yoktur (66). Bununla birlikte in vitro çalışmalarda biplanar oryantasyonlu fiksasyonların monoplanar yerleşime göre daha stabil olduğu rapor edilmiştir (77) (78). Aşırı deplase olmayan, nonkommünite angulus fraktürlerinin tedavisinde Champy yöntemini uygulamak çok tercih edilen, başarılı bir tedavi seklidir. Ancak aşırı deplase, kommünite ve enfekte kırıklarda komplikasyon oranları fiksasyon stabilitesinin istenen düzeyde olmamasından dolayı artmaktadır (79). Literatürde monokortikal miniplak osteosentezinin rekonstrüksiyon ve kompresyon plakları gibi daha rijit sistemlere olan üstünlüğü bildirilmiştir.(62) (66) (68) (80).

#### **2.2.5.6. 2.0 mm locking plak/vida ile internal fiksasyon**

Konvansiyonel kemik plak\vida sistemlerinin en önemli dezavantajı, postoperatif dönemde ideal okluziyonun ve segmentlerin birbiri ile olan konumlarının değişmesine sebep olan, plak ile altındaki kemiğin adaptasyonunun yeterince iyi olmamasıdır (40).Bu amaçla, son yıllarda locking (kilitli) plak\vida sistemleri geliştirilmiştir (81) (82) . Locking plaklar, vida ile plak arasındaki hareketi engelleyerek sabit açılı fiksasyon sağlayan implantlardır. Konvansiyonel sistemlerde, vida bası ile plak arasında pasif bir ilişki mevcut iken locking sistemlerde, vida bası plağa kilitlenecek şekilde yivlere sahiptir. Vida sonuna kadar sıkıldığında, vida bası plağa kilitlenmiş olur. Böylece segmentleri sabitlemek için, vida basının plağı kemiğe doğru bastırmasına gerek kalmamaktadır. Yani plak kemiğe aşırı bir baskı uygulamadan kolaylıkla adapte olmaktadır (81). Bu avantaj, özellikle kommünite ve defekt içeren kırıkların stabilizasyonunda oluşabilecek sekonder dislokasyonları önlemeye yardımcı olur. Oysaki konvansiyonel sistemlerde vida ile plak arasındaki yüksek sürtünme

kuvveti ile plak stabilizasyonu sağlanmaktadır. Bu da vida ile kemik arasında oluşabilecek minimal bir gevşemenin dahi plak stabilizasyonunda ve primer stabilizasyonda ciddi problemlere yol açması demektir. (63) İkinci bir avantajı ise plak üzerindeki vidaların gevşeme ihtimalleri düşüktür. Bu da özellikle kemik kalitesindeki zayıflıktan ötürü kemik içi boşluklara veya kırık hattına düşen vidaların primer stabilizasyonunu sağlayarak gevşemelerini önler. Dolaylı olarak gevşemeyen vida daha az granülasyon dokusu ve enflamasyon demektir (9). Son olarak, locking plak\vida sistemleri uygulandıkları yerdeki kemiğe, konvansiyonel plak sistemlerine göre daha az baskı uyguladıkları için lokal anlamda kemiğin kanlanması daha az etkilerler (40) (63) (81). Mandibular fraktürlerin tedavisinde kullanılan bu plakların, fiksasyon sistemlerine göre daha avantajlı olduklarını rapor eden çalışmalar mevcuttur (81) (83) (84). Son zamanlarda ise 2.0 mm locking plak kullanımına başlanmıştır (40) (62) (63). Bu plaklar piyasada küçük, orta ve büyük (mini, intermediate ve large) olacak şekilde değişik boyutlardadır, ayrıca düz veya açılı olabilecekleri gibi barlı ve barsız seklinde de alternatifleri mevcuttur. Tüm bu plaklar, 2.0 mm çaplı vida ile fiks edilebilirler. 2.0 mm non-locking plak uygulama tekniği ile aynıdır. Dikkat edilmesi gereken tek nokta, vidaların plak üzerindeki deliklerin tam ortasından ve dik bir açı ile drillenmesi gerektiğidir.

Klasik sistemde plağın kemiğe tam olarak adapte edilmesi gerekmektedir. Aksi takdirde vidalama esnasında kemik yüzeyi ile plak arasında oluşacak uyumsuzluk mobil kemik fragmanlarına iletilmekte ve fragmanlar arasında daha fazla boşluk oluşmasına, okluzal düzensizliklere ve stabilizasyonda güvenilirliğin azalmasına sebep olmaktadır. Kilitli plak ve vida sistemi kullanıldığında ise tam bir plak kemik uyumu gerekmediği için stabilizasyon değişmeden kalmaktadır (82). Locking plakların, kemik yüzeyine daha iyi adapte olmasından dolayı, konvansiyonel mini plaklarla karşılaştırıldığında postoperatif majör

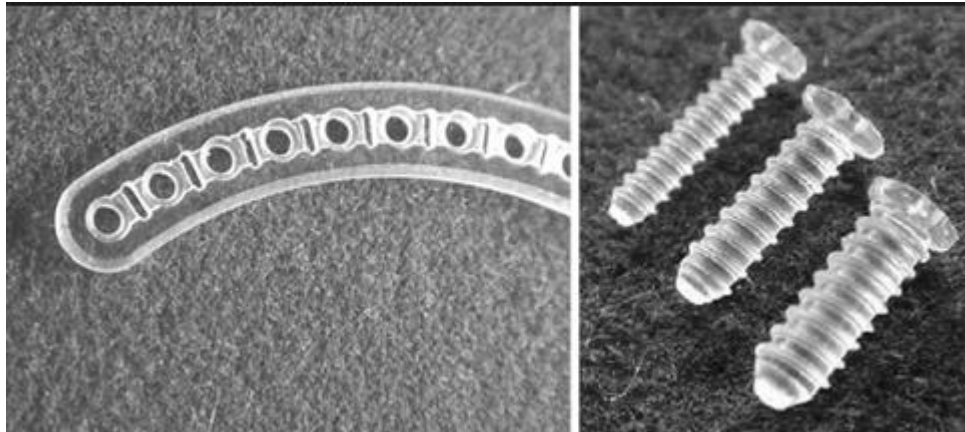
komplikasyon oranları çok daha düşüktür. (40) Gutwald ve ark (81), yaptıkları biyomekanik çalışmanın sonucunda kullanmaya başladıkları locking plakların ilk klinik değerlendirmesinde özellikle ciddi kommunité kırıklarda ve atrofik çenelerin kırıklarında başarılı sonuçlar aldıklarından bahsetmişlerdir. Chritah ve ark., (62) Sauerbier ve ark. (63), Ellis ve Graham (40), yaptıkları klinik çalışmalarda konvansiyonel sistemlere göre daha düşük komplikasyon oranları ile karşılaştıklarını

rapor etmişlerdir. Bu haliyle locking plakların konvansiyonel mini plaklar için iyi bir alternatif olabileceği düşünülmüştür.

#### 2.2.5.7. Rezorbe olabilen plak-vida ile internal fiksasyon

Rezorbe olabilen materyaller, uzun yıllardır sıklıkla ortognatik cerrahi alanında kullanılmasına rağmen mandibular fraktürlerin internal fiksasyonunda henüz geniş bir kullanım alanı bulamamıştır (85). Rezorbe olabilen internal fiksasyon yöntemlerinin geliştirilmesi ve kullanılması, doku üzerinden hissedilebilirlik, vida gevşemesi, migrasyon, ağrı ve enfeksiyon, korozyon ve metalik iyon salınımı, büyüme ve gelişmeyi kısıtlama, ikinci cerrahi operasyon gerekliliği gibi standart titanyum osteosentezinin dezavantajlarını ortadan kaldırmayı amaçlamaktadır (86). Laughlin ve ark. (87), mandibular fraktürlerin rijit fiksasyonu için kullanılacak rezorbe plakların ideal özelliklerinin aşağıdaki gibi olması gerektiğini vurgulamışlardır.

- Plak kolayca yerleştirilebilmeli
- Cerrah, plak sistemi için minimum özel eğitime ihtiyaç duymalı
- Plak sistemi, kırık iyileşmesi sırasında mekanik gereksinimlere cevap verebilmeli
- Biyouyumlu ve degradasyon süreci tahmin edilebilir karakterde olmalı
- Degradasyon sürecinde enflamasyona sebep olmadan tamamen rezorbe olmalı



**Şekil 2.15. Rezorbe olabilen plak ve vidalar**

Kullanılan materyaller ise polidioksanon (PDS) (88), polilaktit asit (PLA), saf poliglikolik asit (PGA), (89) bu iki polimerin birleşimi PLA/PGA, saf L-poli laktit

PLLA, (90) yine bir birleşim olan PLLA-PGA, (91) yapısal olarak kuvvetlendirilmiş (self reinforced - SR) ve oda ısısında şekillenebilen çok katmanlı PLLA (SR-PLLA), (92) D-laktit katılmış SR-PLLA ve D-laktit katılmış, trimetilen karbonat ile güçlendirilmiş LLAdır. Bu materyaller çözünabilir, termoplastik, non-alerjik ve nonkarsinogeniktir. Bu polimerlerin tümü, karbonhidrat metabolizmasında krebs döngüsüyle çözünerek karbondioksit ve suya indirgenebilirler (47) (87) Cerrahi alanda potansiyel kullanımından 1971 yılında ilk defa Kulkarni ve ark. (93) bahsetmiştir. Vert ve ark. (94) 1984 yılında ortopedik cerrahide ilk defa PLLA plakların kullanımını rapor etmişlerdir. Maksillofasiyal cerrahide ise ilk klinik sonuçlar zygoma kırıklarının fiksasyonu için kullanılan PLLA plak ve vida sistemleri içindi. Haers ve ark. (95) sıcak su banyosuna gerek kalmadan SR-PLA plakların bükücü penseler kullanılarak kırık hattına uyumlandırılabilceğini göstermiştir. Kallela ve ark. (96) PLA lag vidaların, koyun mandibulası modellerinde oluşturulan korpus kırıklarının fiksasyonunda metal vidalarla karşılaştırılabilecek ölçüde iyi olduklarını rapor etmişlerdir. Resorbe olabilen plakların oral maksillo fasiyal cerrahi alanında kullanımı gün geçtikçe artmaktadır. Bu materyallerin geleneksel titanyum plak ve vidalara nazaran bazı avantajları vardır. Plakları çıkarmak için ikinci operasyon gerekmez (97) (98) (99) Görüntüleme ve nükleer tıp uygulamalarında engel oluşturmazlar, kırık hattındaki iyileşmenin takibine izin verirler (100) (101) (102) . Mutajenik etkileri ya da büyüme ve gelişmeyi etkileme ihtimalleri yoktur. (100) (102) (103) Termal hassasiyete sebep olmazlar. (104) Ayrıca aşırı strese maruz kalan bölgeler, rijit plak fiksasyonlarında kortikal kemik atrofilerine ve lokal osteoporozise sebep olabildiğinden dolayı plak sökümü sırasında cerrahi zorluklar yaşanabilmektedir. Oysaki bioabzorbe implantlar, degradasyon sırasında kademeli olarak kemiğe yük transfer ederler. Bunun sonucu olarak, kemik atrofi veya osteopenisi gibi problemler rezorbe olabilen plaklarda daha az ortaya çıkmaktadır (105) (106) (107).

Buna rağmen resorbe olabilen materyaller hakkında dezavantajlar da bildirilmiştir. Öncelikle vidalama yapılmadan önce deliklerin hazırlanması gerekmesidir. Bu, komşu anatomik yapılar için risk oluşturur. Ayrıca titanyum plak ve vidalara göre dayanıklılıklarının düşük olduğu düşünülür (107). Bu dezavantajları giderebilmek amacıyla yeni bir resorbeolabilen osteofiksasyon sistemi geliştirilmiştir. [SonicWeld Rx (Gebrüder Martin GmbH & Co, Tuttlingen, Germany)] Geleneksel resorbe olabilen sistemlere nazaran bu sistemde pinler yerleştirilmeden önce derin

deliklerin açılması gerekli değildir. Resorbe olabilen pinler ultrasonla aktive olabilen bir sonik elektroda yerleştirilir ve açılan yuvaya yerleştirilir, bu elektroda sonotrod denir. Ultrason enerjisiyle termoplastik resorbe olabilen materyal erir ve kortikal-kansellöz kemik kavitesi içine akarak yayılır. Yerleştirme sırasında açığa çıkan ısıya bir reaksiyon oluşmaz. (108) Bu aşamada plak ve pinbaşı kaynaşırlar. Teorik olarak bu şekilde kaynaşma sistemin geleneksel sistemlere göre mekanik özelliklerini iyileştirdiği düşünülmektedir.

Landes ve Ballon (109), rezorbe plak kullanımı ile ilgili su tavsiyelerde bulunmuşlardır.

- Dişli yetişkin gençlerde ve yetişkinlerde eğer uygun okluzal ilişki sağlanırsa ve yumuşak gıda diyetine dikkat edilirse rezorbe plaklar ile kabul edilebilir bir iyileşme sağlanabilir.
- Mandibula angulus kırıklarında, insizal kuvvetler plaklar üzerinde nonunion ile sonuçlanabilecek aşırı stresler oluşturabilir. Bunun sonucu birisi EOK'ya, diğeri inferior kenara olmak üzere iki plak yerleştirmek gerekebilir.
- Uyumsuz hastalar, nonunion açısından yüksek riske sahiptirler. (Özelliklede korpus ve angulus bölgesi kırıkları)
- Patolojik fraktürlerin, bugünün rezorbe plak sistemleri ile güvenli bir şekilde fiske edilmeleri zordur.

## **2.2.5.8. Doku yapıştırıcıları ile fiksasyon**

### **2.2.5.8.1 Doku yapıştırıcıları**

İki ayrı yapı bir araya geldiğinde, sonucun mekanik karakteri, iki materyalin var olan adeziv yapısı ve birbirleri karşısındaki davranışlarına göre şekil alır. Yapıştırıcılar birbirine benzemez iki materyalin, adezyon ve kohezyon denen iki farklı fiziksel gücün etkisiyle bir arada durmasıyla çalışır. İyi bir yapıştırıcının adezyonu ve kohezyonu, yapıştırdığı objenin iç kohezyon kuvvetlerine denktir. Sementler ise boşluk doldurma ajanı olarak mekanik kilitleme ile çalışır (113-117).

Doku yapıştırıcıları; biyolojik bir organizmadan ya da sentetik olarak elde edilen ve canlı dokularda kullanılan adeziv materyallerdir. Yapıştırma, çivileme ve vidalamaya göre kolay ve hızlı bir teknik olduğu için, birbirinden ayrılmış parçaları birleştirmek amacıyla kullanımı oldukça popülerdir. Yapıştırma kullanılmasının bir avantajı da bir

kırık parçadan diğerine en uygun güç transferini sağlamasıdır. Pinler kullanıldığında yük tek noktada iletilirken yapıştırıcılarda ise tüm yüzey işe katılmaktadır. (110) (111) (112) Adeziv materyal, eklem yüzeyleri gibi düzgün olmayan hatları tolere edilebilir. Rijiditesi yüksek metalik implantlar yerine elastik yapıştırıcıların kullanılması tamir edilen bölgenin gerilimden korunmasını sağlar. Yapıştırıcıların yararlı bir özelliği de metal osteosentezinin periosta zarar vermesiyle kırık bölgesinde gelişen dolaşım bozukluğunun bu materyallerde görülmeyecek olmasıdır. (110)

İlk adeziv materyal geliştirme çabası 4000 yıl önce mısırdaki kaydedilmiştir. 1772'de ise günümüzde kırık fiksasyonunda hala kullanılan Paris plasteri geliştirilmiştir. (111) (113) (114) Sonraki gelişmeler epoksi rezinler, siyanoakrilatlar, poliüretanlar ve fibrinadezivlerdir. Bu kimya alanındaki gelişimlere rağmen materyaller; biyouyumluluk, depolama süresi, sistemik ve lokal toksisiteye neden olmama, sterilizasyon, uygulama kolaylığı, rezorbe olabilirliliği, uygulama kolaylığı, degradasyonu, nemli ortamlarda sertleşebilme ve kansellöz kemik gibi yağlı yüzeylere tutunabilmeleri gibi faktörler sebebiyle tıp alanında kullanım bulamamışlardır. (110) (111) (112) (115)

İdeal bir medikal adezivin sahip olması gereken belli özellikler şu başlıklar altında toplanabilir:

Biyoyumluluk;

- Ön görülebilir süre içerisinde vücutta degrade ve absorbe edilebilmelidir.
- Toksik, karsinogen veya teratojen olmamalıdır.
- Doku iritasyonu ve doku nekrozuna sebep olmamalıdır.
- Polimerizasyon esnasında minimal ısı açığa çıkarmalıdır.

Yapışma ve birleşme dayanıklılıkları;

- Erken yük taşımaya izin verecek şekilde in situ yüksek bağlanma güçleri olmalıdır.
- Kompresyon, makaslama, gerilme dayanıklılığı ve stabilitenin sağlanabilmesi için yeterli elastisitesi olmalıdır.
- Nemli ve yağlı yüzeylere yapışabilmelidir.

Uygulama;

- Kolay hazırlanabilmeli, pratik olmalı, pasta ya da süspansiyon olarak uygulanırken viskozitesini koruyabilmelidir.

- Kısa sürede sertleşirken, rahat uygulama içinde zaman tanınmalı.
- Ekonomik açıdan uygun olmalı.

Bu alandaki uzun süredir devam eden araştırmalara rağmen, kemik adezyonu için klinik olarak uygulanabilir bir yöntem geliştirilememiştir. (110) (111) Ancak gelecekte bu konuya verilen önem artacak, biyouyumluluk ve yapışma dayanıklılığı ile ilgili çalışmalar çoğalacaktır.

Günümüze kadar geliştirilmiş ve kemik üzerinde kullanılan adezivler şu şekilde sınıflandırılabilir.

- Sentetik kemik adezivleri:
  - Epoksi rezinler
  - Poliüretan köpükler
  - Siyanoakrilatlar
  - Polimetilmetakrilatlar
  - Oligo ve Polilaktonlar
  - Alkalen bis-oligolaktil metakrilatlar
- Organik kemik adezivleri;
  - Fibrin adezivler
  - Peptid bazlı adezivler

#### **2.2.5.8.1.1.Sentetik kemik adezivleri**

##### **2.2.5.8.1.1.1.Epoksi rezinler**

Epoksi rezinler endüstride yaygın olarak kullanılan bir yapıştırıcı türüdür. Yüksek adezyon kuvvetleri ve sertleşmeleri sırasında düşük büzülme gösterdikleri için medikal alanda da kullanım için dikkati çekmişlerdir. Kemik sementi olarak kullanmışlardır. Dokuya mekanik kilitlenme ile bağlanırlar. (112) (118) (115) (119) ancak yapılan çalışmalar epoksi rezinlerin etrafında fibrotik kapsül geliştiğini ve bunun kallus oluşumu için engel oluşturduğunu bunun yanında ortam nemli olduğu için kemiğe yapışmadığını ve polimerizasyon ısısı sebebiyle doku nekrozuna sebep olduğunu göstermiştir. (110) (116) (117)

##### **2.2.5.8.1.1.2. Poliüretan köpükler**

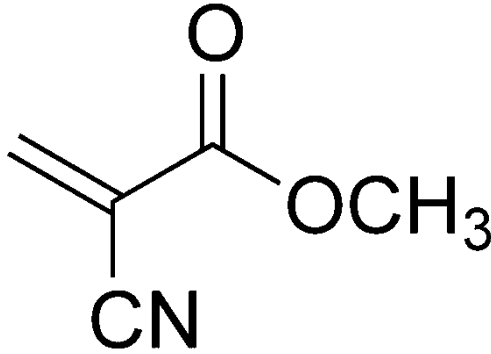
Tıbbi kullanım amacı olan ilk poliüretan köpük türü, 1959 yılında keşfedilen “ostamer” adlı materyaldir. .Ostamer, vücut tarafından degrade edilebilir, kemik

gelişimine uygun por büyüklüğüne ve yeterli ilk adezyon kuvvetine sahiptir. Bunun yanında dokular tarafından kolaylıkla tolare edilebilir (110) (120).

Kemik sementi olarak kullanılan bu materyalin araştırma sonuçları oldukça değişkendir. Buna materyalin kompozisyonundaki farklılıkların sebep olabileceği düşünülmüş ve belirli bir standardizasyon yakalanamadığı için kullanılmamıştır (121) (122).

#### 2.2.5.8.1.1.3 Siyanoakrilatlar

Muhtemelen kemik için kullanılan yapıştırıcılardan en çok araştırılmış olanları siyanoakrilatlardır. Siyanoakrilat adezivler Coover ve ark.ları (123) tarafından 1959 yılında geliştirilmişlerdir. Yüksek gerilme kuvvetleri ve nemli ortamlara hızlı yapışma sağlayabilmeleri sebebiyle medikal pazarın hemen dikkatini çekmişlerdir. 2-siyanoakrilatların birçok değişik esteri sentezlenmiştir. (Şekil 2.16) Sentezlenen moleküller eklenen alkil zincirinin uzunluğuna göre değişkenlik göstermişlerdir. Alkil zinciri kıaldıkça hava ile polimerisasyon kolaylaşmakta, uzadıkça ise nemli ortamda polimerizasyonları kolaylaşmaktadır (112) (123). Piyasadaki siyanoakrilatlar su, kan gibi anyonik yapılarla temas halinde yara yüzeylerini birbirine bağlayan, uzun ve esnek zincirler oluşturabilen monomerlerdir (124) (125) (126).



Şekil 2.16. Siyanoakrilat bağ yapısı

İlk kez 1963 yılında Sovyetler birliği tarafından bir kemik adezivi olarak geliştirilmişlerdir ancak yapıştırılan kemik kenarlarının yerlerinden oynaması, enfeksiyon, birleşmeme, ciddi lokal iritasyonlar ve fistül oluşumu rapor edilmiştir. (115) (119) (127)

Matsumato (110) yaptığı çalışmada birçok siyanoakrilatın kemiğe yapıştırılmasını aratırmış ve küçük molekül içerenlerin daha kolay çözündüğünü bulmuştur.

Avrupa’da, etil siyanoakrilatlar poliizosiyouat ve nitril plastik ile birleştirilip piyasaya sunulmuş hayvanlarda yapılan çalışmalar başarılı sonuçlar vermiştir (115). Ancak kısa alkil zincirli siyanoakrilatlara gelişen doku toksisitesi sebebiyle çalışmalara devam edilmemiştir. Bir çalışmada karsinojenite gösterilmiştir (112)(119)(128). Bütıl ve izobütıl siyano akrilatlarla yapılan daha ileri çalışmalarda karsinojenite tespit edilememiş daha benin bir doku reaksiyonu gözlenmiştir. Metil siyanoakrilatlar ise FDA (American food and drug administration- Amerikan İlaç ve Gıda dairesi) tarafından yasaklanmıştır.

Siyanoakrilatların cilt üzerinde kullanımı oldukça iyi dökümente edilmiş bir konudur. Cilt üzerinde kullanıldıklarında 7-10 gün boyunca yapılarını korurlar (129).

2-oktil siyanoakrilat dünya üzerinde cerrahlar tarafından küçük cilt yaralarını kapamada yaygın olarak kullanılırlar. Birçok ihtiyacı karşılaması nedeniyle 1998 yılında bu amaçla kullanımları FDA tarafından onaylanmıştır. Su geçirmez oldukları için bir araya getirildikleri zaman tekrar üzerine pansuman kapatılmasını gerektirmezler (129). Diğer birçok kullanımının yanında deri greftlerinin stabilizasyonu amacıyla da kullanılırlar (130) (131). Bu tip siyano akrilatlar yaygın olarak kullanılabilse de bazı dez avantajları vardır. Öncelikle geleneksek dikiş materyallerine göre maliyetleri yüksektir. İkinci dez avantaj ise alerjik reaksiyonlardır. Klinik gözlem raporlarında alerji gösterilmiş olsa da henüz bu vakaların hiç biri histopatolojik olarak ispatlanıp yayınlanmamıştır (132). Cilt üzerinde yaygın olarak kullanılan bu materyalin vücut içinden kullanımı yeterli olarak araştırılmamıştır.

Bir başka kullanım alanı bulmuş siyanoakrilat da n-bütıl siyanoakrilat ve tantalum tozu karışımıdır. Bu material damar içine enjekte edilerek damarın nekroze edilmesi amacıyla kullanılmıştır. Vücuttan degrade edilip atılamadığı için kemik adeziv olarak kullanımı gündeme gelmemiştir (132).

Siyanoakrilatların çeşitli formlarının kemik adezyon kuvveti çeşitli şartlarda ölçüldüğünde 3-10MPa arasında değiştiği rapor edilmiştir. Bu oldukça yüksek bir yapışma kuvveti olsa da sulu ortamda saklandığında veya a kısa zincirli moleküller kullanıldığında bu kuvvetin azaldığı tespit edilmiştir (132).

2-oktil siyano akrilat (2-OSA) ve butyl laktoil siyanoakrilat (BLSA) isimli iki monomerden oluşan yeni bir siyanoakrilat çeşidi 2013 yılında doku toksisitesi ve karsinojenitesi olmadığı gösterilmiş ve FDA onayını almıştır. Materyal polimerize olup dokuya ya da sentetik malzemeye yapışan esnek bir örtü oluşturur. Materyal aslen vasküler rekonstrüksiyonlarda hemostazisin sağlanması amacıyla üretilmiştir. Oluşturduğu esnek örtü kan basıncına rağmen hemorajiyi önler. Malzeme biyolojik iyileşme tamamlanana kadar uygulandığı bölgede dayanıklılığını yitirmeden kalması, görevini tamamladıktan sonra ise zamanla abzorbe edilebilir küçük parçalara ayrışması için tasarlanmıştır (133). Hemodiyaliz şanti uygulanan 10 hasta üzerinde yapılmış randomize olmayan bir çalışmada iki uygulama sahasının birinde yapıştırıcı diğerinde geleneksel yöntem kullanılmıştır. Post operatif 4. ve 12. haftalarda yapılan kontrollerde yapıştırıcıya bağlı herhangi bir komplikasyon gelişmemiştir (133).

Siyanoakrilatlar ne kadar araştırılsa da ortopedik alanda kullanımı yaygın herhangi bir piyasa ürünü henüz yoktur. Yük taşıyacak bölgelerde kullanımları çalışılmış değildir.

#### **2.2.5.8.1.1.4 Polimetilmetakrilatlar**

Polimetilmetakrilatlar(PMMA) 1930lu yıllardan beri diş hekimliğinde ve ortopedide yaygın olarak kullanılan materyallerdir. Gerçek bir yapıştırıcı değildir ancak kemikle iyi bir kilitleme yaparlar. İlk olarak Charnley ve Kettlewell (134) tarafından total kalça eklemi protezi uygulamalarında kullanılmışlardır.

PMMA hayvan çalışmalarında kırık modellerinde intermedüller splint, kırık etrafında kılıf olarak ya da kırık bölgesinde direk yapıştırıcı ajan olarak kullanılmıştır (112) (134). Pek çok çalışmada iyi bir fiksasyon ve iyileşme tespit edilmiştir ancak insan kullanımında kırık parçalarda geç yer değiştirme ve kaynaşmama gibi sorunlar yaşandığı için kemik kullanımları önerilmemiştir (135).

#### **2.2.5.8.1.1.5 Oligo ve Polilaktonlar**

Biyolojik olarak degrade edilebilen polyesterler alifatik hidroksi karboksilik asitlerdir. Cerrahi dikişler, kontrollü ilaç salınım araçları, implantlar ya da internal kemik fiksasyon ajanları olarak medikal alanda kullanılmak üzere geliştirilmektedirler. Bu materyallerin çoğu polilaktidler, poliglikolidler ve bunların kopolimerleri gibi yüksek molekül ağırlıklı lineer polyesterlerden geliştirilmişlerdir. Bu güne kadar bu

materyallere çok büyük önem verilmemiştir çünkü sütür ya da implant olarak kullanılmaları için gereken yeterli mekanik ve termal özelliklere sahip değildirler. Son yapılan çalışmalarla üretilen sıvı ya da düşük eriyik oligolaktonlarsa yeni bir biyolojik material çalışma alanı sunmuşlardır (128).

2002 yılında Schnabelrauch ve ark.'nın (128) geliştirdiği polimer ağları in vitro çalışmalarda osteoblastlarla uyumlu kemik doku mühendisliğinde kullanılabilecek bir alt yapı maddesi olarak gösterilmişlerdir. Bu materyalin cerrahi yapıştırıcı olarak kullanımı için in vivo araştırmalar devam etmektedir.

#### **2.2.5.8.1.1.6 Alkalen bis-oligolaktil metakrilatlar**

1982 yılında, Ritter (136) tarafından yeni bir düşük molekül ağırlıklı polimer keşfedilmiştir. Çok fonksiyonlu bir alkolün kondensasyon polimerizasyonu ile sentezlenirler. Oluşan yüksek viskoziteli molekül bir ışık indikatörü yardımıyla kolayca polimerize olabilir (136) (137). Bu materyallerin biyouyumlu ve resorbe olabilir oldukları gösterilmiş bu sebeple kontrollü ilaç salınımında kullanımları araştırmalara konu olmuştur (136). Bu materyallerin gelişimi devam etmekte ve tıpta kullanım alanları gün geçtikçe artmaktadır ancak adeziv olarak kullanımları henüz araştırılmamıştır.

#### **2.2.5.8.1.2 Organik kemik adezivleri**

##### **2.2.5.8.1.2.1 Fibrin adezivler**

Fibrin adezivlerin kullanımı 1940lar'dan başlar (112). 1972 yılında Matras (110) tarafından yapılan insanlarda nöral doku tamiri çalışmasında yeterli yapışma kuvveti tespit edilmiştir.

Fibrin adezivlerin invitro adezyon özellikleri Bosh (138-140) tarafından detaylı bir şekilde araştırılmıştır. Bosh İçerikleri değişik formüller halinde uygulayıp gerilim altında test etmiştir. Bosh'un fibrin yapıştırma sistemi Avrupa'da genel cerrahi, oftalmoloji, kulak burun boğaz cerrahisi, üroloji ve nöroşirurji alanında yaygın kullanım alanı bulmuştur. Birçok çalışmada doku uyumlarının oldukça iyi olduğu tespit edilmiştir (118) (138). Ancak kemik üzerinde kullanıldığında yapışma kuvvetinin oldukça düşük olduğu görülmüştür (113) (118) (139). Bu adeziv günler içinde resorbe olduğu ve dokuya yapışma kuvveti düşük olduğu için ve geç dislokasyonlar ve kaynaşmamalar

görülür (118). Bu sebeple osteokondral defekt doldurulması dışında kemik üzerinde kullanımı önerilmemiştir.

#### **2.2.5.8.1.2.1 Peptid bazlı adezivler**

Deniz canlıları protein ve polisakkaritlerin değişik kombinasyonlarını yapıştırıcı olarak kullanırlar (111) (141). Bu yapılar değişik ısılarda polimerize olurlar ve birçok materyale çok yüksek kuvvetle yapışabilirler. Ancak üretimleri ve izole edilmeleri oldukça zordur. Bunun yanında büyük molekülü proteinlerinin alerjik reaksiyon geliştirme riski de vardır. Adezyon kuvvetleriyle umut vaat edici de olsalar ortopedide kullanımları henüz deneysel aşamadır.

#### **2.2.5.9 Dişsiz çenelerde görülen kırıklara tedavi yaklaşımı**

Dişsiz mandibulalarda kırık en çok korpus bölgesinde görülür. Yaşlanmanın, osteogenezin azalması, mandibular atrofi ve azalmış kanlanma gibi sonuçları olur. Yaşla birlikte inferior alveolar arterin mandibulaya sağladığı perfüzyon gittikçe azalır. (142). Dişlerin eksik olması redüksiyonu zorlaştırır çünkü İMF'nun yapılamaması fragmanların bir araya getirilmesini zorlaştırır. Literatürde 10mm'nin altında atrofiye olmuş mandibulaların fiksasyonunun zorlayıcı bir durum olduğunun altı çizilmiş olsa da dişsiz mandibulaların fiksasyonlarının tamamında dikkatli davranılması gerekmektedir. Bu sebeplerden dolayı miniplak kullanımı düşünülmelidir.

Bu tür kırıklar hem açık hem de kapalı redüksiyon teknikleriyle tedavi edilebilirler. Kapalı tekniklerde genellikle hastanın protezi bir tel yardımıyla çeneye uygulanır. Chalmers J. Lyons Akademisi, dişsiz mandibulalarda görülen kırıkları inceleyen 167 vakalık bir rapor yayınlamıştır. Hastaların %26'sı kapalı redüksiyon ile tedavi edilmiş ve bu hastalarda kaynaşma sorunları gözlenmiştir. Toplamda ise hastaların %15'inde gecikmiş fibröz iyileşme görülmüştür. En az komplikasyon ise açık redüksiyon ve intermaksiller fiksasyon yapılan hastalarda görülmüştür (143).

Bu amaçla kullanılabilecek tedavi teknikleri;

- Hastanın sahip olduğu protezleri ya da gunning splintleri kullanılarak yapılan kapalı redüksiyon
- Ağız dışı apareylerle fiksasyon,
- Tel fiksasyonu,
- Açık redüksiyon ile internal fiksasyon,

- Dinamik kompresyon plakları
- Kırığın alt ve üst sınırına uygulanacak plaklar
- Kemik greftleri ve miniplak fiksasyonudur.

#### **2.2.5.10. Pediatrik mandibula kırıklarında farklı tedavi yaklaşımları**

Çocuklarda görülen mandibula kırıklarının tedavisi, devam eden dentisyon ve gelişim sebebiyle yetişkinlerdekinden farklıdır (144) (145). Yetişkinlerde mandibulanın tamamen fiksasyonu ve hareketsizliği ön plandayken, çocuklarda yüz gelişimin en küçük etkilenme ihtimalleri bile göz alınarak tedavi planı yapılmalıdır. Çenenin boyutunun küçük olması, hala aktif büyüme merkezlerinin varlığı, oldukça kalabalık yerleşmiş olan süt dişleri ve mandibular ve mental sinirlere oldukça yakın konumlanmış daimi diş germeleri pediatrik mandibular kırıkların tedavisini zorlaştırır ve büyüme gelişmeye bağlı anomalilerin görülme sıklığını artırır. Çalışan mandibula gelişim merkezleri, yüz gelişimi ve dolayısıyla mandibulanın fonksiyonun devamı için önemlidir.

Bu sebeple mandibulanın hemen restore edilmesi sadece fonksiyon için değil ileri kranioyomaksillafasiyal gelişim için de önemlidir (146). Bununla birlikte tedavi hedefi, kemik yapıyı kırılma öncesi konumuna mümkün olan en az travmatik yöntemle getirmek, bu hali stabil tutmak ve sonrasında estetik-fonksiyonel açıdan en az komplikasyonla karşılaşmaktır.

Mandibula kırıkları çocuklarda görülen kırıkların yalnızca %5'ini oluşturur. Bu oran 5 yaşın altında gittikçe azalır (146-148). Bu insidans çocuk okula başlayınca artar ve ergenlik çağına iyice artar. Bütün yaşlarda erkeklerde cinsiyet üstünlüğü görülür (149) (150).

Çocuklarda görülen kırıklardan en sık cerrahi işlem ve hastanede bakım gerektirenlerin mandibula ve hatta kondil kırıkları olduğu bildirilmiştir. Kondil bölgesinde görülen kırıkları, semfiz, angulus ve korpus izler (151-153). Angulus ve korpus kırıkları görece az görülse de görülme sıklıkları yaşla birlikte artar (154).

Çocuklarda görülen mandibular kırıklarının etiyolojileri de birbirinden farklıdır. Motorlu araç kazaları, düşmeler ve spor kazaları birçok ülkede en çok görülen sebeplerdir. Yaşları büyük çocuklarda aile gözetimi az olduğu için spor kazalarında daha ciddi yaralanmalar görülür (146) (150) (155) (156). Çocukların yüzlerinin karakteristik özellikleri, mandibula kırığı görülme sıklığını azaltır. Beş yaşın altındaki

çocuklarda yüz kafadan daha geride konumlanır, bu da kafatasına koruyucu bir özellik verir. Bu sebeple kraniyal yaralanmalar orta yüz ve mandibula kırıklarından daha çok görülür. Yaş ve yüz gelişimi ilerledikçe, büyüme öne ve aşağıya doğru yönelir. Orta yüz ve mandibula daha çıkıntılı hale gelir ve yüz kırıklarının insidansı artarken kafatası kemiklerinin kırıkları azalır (157). Genç kemiklerin daha esnek olması, kemiği daha kalın bir yağ dokusunun çevreliyor olması, spongiyoz kemiğin kortikal kemiğe oranının daha fazla olması, sutura çizgilerinin daha esnek olması, karışık dişlenme ve paranasal sinüslerin olmaması çocuklarda, çene yüz bölgesindeki kırıkların az görülmesinin ve daha az deplasman oluşmasının sebeplerindendir (150) (158-160).

Çocuklarda görülen yüz bölgesi kırıklarının üçte biri mandibulada görülür ve erişkinlere kıyaslandığında daha çok konservatif yöntemlerle tedavi edilirler (150) (161) (162) (163). Kırığın olduğu bölge ve hastanın yaşına bağlı olarak uzun süreli komplikasyonlar gelişme riski vardır. Mandibulanın primer gelişim merkezi kondildir ve bu bölgede oluşacak bir yaralanma gelişim anomalisi ve TME ankilozuna sebep olabilir.

Deplasman ve malokluzyon görülmeyen kırıklarda, tedavi; sıvı ve yumuşak diyet, fiziksel aktiviteden sakınma, ağrı kesiciler ve yakın izlemeyle yapılabilir (158) (164).

Deplase olmuş kırıklarda ise fragmanlar redükte edilmeli ve stabilizasyonları sağlanmalıdır. Bu amaçla gelişen diş germelerinden uzak olacak şekilde mandibula alt kenarına miniplak ve vida uygulanabilir. Ancak büyüme ve gelişimin engellenmemesi dentisyonun düzgün sağlanması için bu titanium plakların çıkartılması gereklidir. Bu sebeple büyüme ve gelişim göz önüne alındığında plakların sökülmesinden kaçınmak için resorbe olabilen plak kullanımı gündeme gelmiştir (107). Bazı durumlarda ise diş germeleri bu bölgelerde çok sayıda olduğu için vida uygulanması mümkün olmayabilir ve fiksasyon İMF ile sağlanabilir. Ancak süt dişlerinin formları ve karışık dişlenme döneminde diş sayısının yeterli olmaması, henüz gelişimi tamamlanmamış ve yumuşak kemik içinde yerleşmiş olan daimi dişlerin avulse olabilmesi sebebiyle İMF de etkili bir fiksasyon sağlamayabilir. Bu amaçla çene uygulanacak splintler sirkummandibular tellerle sabitlenebilir. Bu işlemde ölçü alınması, plak uygulaması ve daha sonra da söküm için anestezi gerekeceği için uyumu sınırlı olan pediatrik hastalarda kullanımı çok uygun olmayabilir. İnfantlardaysa kırık fragmanların resorbe olabilen dikiş ile bir araya getirilmesinin örnekleri literatürde mevcuttur (165). Çocuklardaki karmaşık

anatomik ve fizyolojik yapı sebebiyle yukarıda sıralanan yöntemlerden hiçbiri standart olarak uygulanamamaktadır.

### 2.2.6 Kırık iyileşmesi

Dıştan veya içten zorlamalarla kemiğin anatomik bütünlüğünün bozulması ile kemikte hasar oluşur. Bu hasar sonucunda kemik primer (doğrudan) veya sekonder (dolaylı) yolla iyileşebilmektedir (166).

Primer (doğrudan) kırık iyileşmesi; herhangi bir dış kallus yapısının oluşmadığı ve hasarın intramembranöz kemikle giderildiği bir iyileşme şeklidir (166).

Sekonder (dolaylı) kırık iyileşmesinde ise organizma hasar bölgesini dışardan saran bir kallus oluşumu ile hareketsiz hale getirir ve hasarlı bölge endokondral kemikleşme ile tamir edilir. Sekonder kemik iyileşmesi 4 evreden oluşmaktadır (166).

- Yangı (İnflamasyon) fazı
- Granülasyon dokusu fazı
- Kallus fazı
- Remodelasyon fazı

#### Yangı (İnflamasyon) Fazı

Kemik kaybı meydana geldiğinde ilk gözlenen fazdır. Hasar meydana geldiğinde yırtılan damarlardan hasarlı bölgeye kan ve lenf sıvısı çıkar. Kan damarlarının ilk tepkisi olan vazokonstriksiyonu, mast hücrelerinden salgılanan histaminin etkisiyle vazodilatasyon izler. Vazodilatasyon ve lenf sıvısı eksudasyonuna bağlı olarak ilk 24 saatte ödem gelişir. Vazodilatasyon etkisi ile damarlardan çıkıp hasarlı bölgeye ulaşan iltihap hücreleri (polimorf nüveli hücreler, monositler ve lenfositler) akut yangıyı oluştururken, pıhtılaşma faktörleri ve trombositler ise pıhtıyı oluşturur. Bu pıhtı periost ya da yumuşak doku altında birikerek hematoma meydana getirmektedir. Oluşan hematoma, çevre yumuşak doku sahalarıyla sınırlanmış hipoksik asidik bir oluşumdur ve çevresinde olan sağlam dokulardaki hücreler ile iletişim halindedir (167) (168).

Granülasyon dokusu safhasında ilk gerçekleşen olay hematomun organizasyonudur. Hematomun organizasyonunun başlaması ile onarım fazı da başlamış olur (169-172) .

İlk olarak kemotaktik sinyaller ile bölgeye öncü hücreler olarak birden çok hücreye farklılaşma yeteneğine sahip olan mezenkimal kök hücreleri çağrılır. Hematomun organizasyonu için bu mezenkimal kök hücreleri kimyasal, mekanik,

elektiriksel lokal uyarılara cevap vererek fibroblastta, intersellüler materyallere, destek hücrelerine farklılaşırlar ve böylece yumuşak granülasyon dokusu oluşmuş olup bölgede stabilite sağlanır (169-172).

Mezenkimal kök hücrelerin çoğalması ilk 16 saatte olmakta ve 32 saatte en yüksek seviyeye erişmektedir. İyileşme safhasının 3. gününde mezenkimal kök hücreler hasarlı kemik yüzeylerinde yoğunlaşır. Bölgeye kemotaktik sinyaller ile gelip periosteumla kemik arasında birikerek periostu kemikten bir miktar ayıran osteoprogenitör hücreler, osteoblast ve kondroblastlara farklılaşırlar (173) (172). Periost altında kan damarlarına yakın olarak beslenmenin iyi olduğu kemik yüzeylerinde mezenkimal hücreler osteoblastlara dönüşerek osteoidi oluşturur. Fakat kapiller gelişimi osteojenik hücre gelişimi kadar hızlı olmadığından alt katmanlara inildikçe damarlanma azalır ve bu bölgelerde mezenkim kök hücreleri kondroblastlara farklılaşarak kıkırdak matriksi oluşturur. Artık osteoid ve kıkırdak matriks mineralizasyona hazırdır (169).

Kallus Fazı kıkırdak matriksin ve osteoid dokunun mineralizasyonunun gerçekleştiği fazdır. İlk olarak, kıkırdak matriks tarafından yumuşak kallus (fibröz kallus) meydana gelir, fakat bu kallusun sert kallusa (kemik kallusuna) dönüşmesi için damarlanması gerekmektedir. Damar endotelindeki sialik asitlerin ve kıkırdak dokudaki proteoglikanların (-) yüklü olmasından dolayı bu yapılar birbirini itmekte ve damar kıkırdak doku içine doğru dallanamamaktadır. Bu noktada damarların ilerleyeceği boşluklar ancak osteoid dokunun mineralizasyonu sonucu gerçekleşecektir (171) (172).

Osteoid dokuda mineralizasyonu osteoblastlar başlatıp devam ettirecektir. Hücresel düzeyde matriks veziküllerinin içerdiği lipit, yoğunlaşmış kalsiyum fosfat, alkalin fosfataz, alkalin adenozintrifosfat ve profosfataz enzim sayesinde osteoid dokunun mineralizasyonu tamamlanır. Osteoblastlar, kalsifiye doku içinde kaldıkları için osteositlere dönüşür ve böylece dağınık trabeküler kemik ağı oluşturulur. Kemik trabeküllerinin sayısı gittikçe artar ve bu trabeküller birbirleriyle birleşerek bir kemik ağı meydana getirir (174).

Osteoid dokunun kalsifikasyonu sonucu oluşan trabeküllerin açtığı yollardan damarlar, kıkırdak matriks içine ilerler ve alkalin fosfataz salgılanmasıyla da kıkırdak matriksin kalsifikasyonu başlar. Kalsifiye doku içinde kalan kondrositler ölmeye başlarlar ve böylece bulundukları yerlerde lakünler meydana gelir. Kondroplastik aktiviteyle artan rezorpsiyon sonucu lakünler genişlemeye devam eder. Bu süreç devam ederken laküner boşluklara kapiller damarlar ve osteojenik hücreler invaze olmaya

başlar. Lakün içine invaze olan osteojenik ve kan kaynaklı hücrelerden osteoblastların belirmesiyle, rezorbe olan kalsifiye kıkırdak matriksle yeni kemik dokusunun yer değiştirmesine adım atılmış olur. Bütün bu aşamaların sonunda da yumuşak kallusun kemik kallusa dönüşmesi gerçekleştirilmiş olmaktadır (175) (174) .

Yeniden Yapılanma (Remodelling Fazı), kemikte devamlı olarak osteoklastik faaliyet sonucu oluşan rezorpsiyon alanları olan boşluklarda osteoblastlar tarafından kemiğin tekrar yapıldığı yeniden şekillenme sürecidir. Bu süreçte kalsifiye kıkırdak osteoid ile yer değiştirir ve daha sonra da osteoid doku lameller kemik dokuya yerini bırakır. Kemik iyileşmesinin en uzun safhasını oluşturmakta aylarca veya yıllarca sürebilmektedir (167) (172).

Kemiğin maruz kaldığı strese karşı uygun olarak yeniden şekillendiğini ileri süren Wolff Yasasına göre stres gören yüzeyler konveks ve (+) yüklü olup osteoklastik aktiviteye hakimken; stres görmeyen yüzeyler konkav ve (-) yüklü olup osteoblastik aktiviteye hakimdir. Dolayısı ile Wolff yasasının geçerli olduğu bu remodelling fazında amaç kemiğin genetik modeline uygun olarak yeniden şekillendirilmesini sağlamaktır (167) (172).

Remodelling dört farklı evreden oluşmaktadır. Aktivasyon evresiyle başlar ve kemik yapımının tamamlanması ile sona erer. Dinlenme evresi yapım ve yıkımın dışındaki durağan dönemdir. Dinlenme evresinde kemik yüzeyi nötral metalloproteaz salgılayan koruyucu astar hücreler ile örtülüdür. Metabolik yönden daha az aktif olan astar hücreler, ince ve yassı şekilde olup osteoblastlara dönüşebilme özelliğindedir (167) (172).

Remodelling fazındaki bu 4 evre;

1. Aktivasyon
2. Rezorpsiyon
3. Geri Dönüşüm (reversal)
4. Mineralizasyon' dur.

Aktivasyon fazı kemik yüzeyi üzerindeki bir alana osteoklastların gelmesidir; fakat osteoklastların aktivitesi ile ilgili değildir. Aktivasyonun sıklığı kemik dokusu üzerindeki yeni remodelling alanlarının sayısını belirlemekte ve normalde bu aktivasyon her 10sn de tekrarlanmaktadır. Paratiroid Hormon ve Tiroid Hormonları aktivasyon sıklığını arttırırken, Gonadal steroidler ve Kalsitonin bu sıklığı azaltmaktadır (176).

Osteoklastların kansellöz kemiğin üzerinde 20mikrometre/gün hızı ile 4-12 gün içerisinde 40-60 mikrometre derinliğinde bir erozyon kavitesi açması ise rezorpsiyon safhasıdır. Bu safhada multinükleer hücreler yerini mononükleer hücrelere bırakarak kavite yüzeyini düzleştirirler (176).

Geri dönüşüm fazı ise osteoklastik kemik rezorpsiyonunun bitmesinden kemik formasyonuna kadar olan zaman aralığını ifade etmektedir. Bu fazda mononükleer hücreler rezorpsiyon sürecini tamamlar ve kemik oluşumunu başlatacak sinyalleri oluştururlar. Daha sonra osteoblastlar rezorpsiyon kavitesinin içini doldurup osteoid matriksin sentezini başlatır (172) (177) (178).

Son faz olan mineralizasyonda ise osteoid matriksin mineralizasyonu tamamlanır. Osteoblastların matriks sentezi tamamlandıktan sonra morfolojisinin değiştiği ve uzunlaştığı görülmektedir; fakat mineralizasyon bittikten sonra dinlenme durumundaki osteoblastlar yassılaşmakta ve de böylece remodelling işlemi tamamlanmış olmaktadır.

Bu yeniden şekillenme durumu patolojik olabileceği gibi fizyolojik olarak da olabilmektedir. Kemiğin turnover mekanizması fizyolojik remodelling olup, kemik hacim ve kütlesinde herhangi bir değişiklik gözlenmemektedir (172) (177) (178). İyileşme sürelerine baktığımızda, bu süreçte spongiöz kemiğin kemik iliğinden beslenirken kortikal kemiğin de vasküler sistemden beslenmesi durumu etkilemektedir. Beslenme yollarından dolayı spongiöz kemikte yıkım (rezorpsiyon) 30-40 gün sürerken, bunu takip eden formasyon süresi 150 gündür; fakat kortikal kemikte toplam iyileşme süresi ortalama 120 gündür (177).

Kırık iyileşmesi özelinde ise travma ile oluşan hasar fizyolojik uyarıcı olur ve kırık iyileşmesi başlar. Kırık iyileşmesi 3 aşamada gerçekleşir.

Birinci aşama fizyolojik iltihap (yangı) aşamasıdır. Kırık oluşunca çevre damarlarda oluşan hasar sebebiyle hemoraji meydana gelir. Trombositler vasıtasıyla hemostatik tıkaçın oluşmasıyla hemoraji durur. Pıhtının organizasyonu başlar. Ortama gelen mediatörler inflamatuvar reaksiyon başlatır. Şiddetli bir hiperemi ve ödem gelişir. Bölgeye gelen fagositler ve makrofajlar nekrotik dokuları imha etmeye başlarlar. Bu esnada salgılanan PDGF, TGF- $\beta$ , (IL)-1, (IL)-6, PGE2 gibi mediatörler periost, kemik iliği ve kemik hematomundaki diğer hücreler üzerinde etkili olup onarım sürecini anjiyogenezi başlatırlar. FGF etkisiyle anjiyogenez ve mezenkimal hücre çoğalması başlar. Fibroblast ve mezenkimal hücreler kırık hematomunun yerini alırlar. Damarlar

üzeride yerleşmiş olan multipotent kök hücreler bir yandan endotel hücrelerine dönüşürken bir yandan da osteoklast ve osteoblastlara dönüşür. İlkel mezankimal hücreler ve osteoprogenitör hücreler BMP salgırlar, bu mediatör ailesi hücre büyümesi, farklılaşması ve apoptozisden sorumludurlar. Hematom ortadan kalktıkça periosttan gelen hücrelerle fibröz kallus denilen granülasyon dokusu oluşur. Sonrasında kırık sahasındaki genç kallus oluşur ve kırık parçalar arasında bağlantı kurulmuş olur ancak bu esnada hala kırık parçalarda hareketlilik vardır.

İkinci aşama rejeneratif kemikleşme (onarım) aşamasıdır. Osteoklastik ve osteoblastik aktivite sebebiyle genç kallus olgunlaşır. Kuvvet karşısında esnektir.

Üçüncü aşama konsolidasyon (yeniden şekillenme) aşamasıdır. Bu aşamada kallus dokusu tamamen kemikleşir. Devamlı kalsiyum tuzlarının çökmesiyle kemik oluşur. Zamanla kalınlaşır. 2-12 hafta içinde iyileşme gerçekleşir. Açık kırıklarda iyileşme süresi daha uzundur (166).

### **2.2.7. Komplikasyon**

Mandibular fraktürlerin tedavisinde oluşabilecek komplikasyonlar, uygun tedavi yapılmasına rağmen, yetersiz/yanlış tedavi sonunda veya hasta kaynaklı sebeplerden dolayı ortaya çıkabilirler (179) (180). Bu komplikasyonlar, genellikle erken, ara ve geç dönem komplikasyonlar şeklinde ortaya çıkar. Erken dönem komplikasyonları olarak hava yolu obstrüksiyonu ve hemoraji sayılabilir. Ara dönemde ise fraktür segmentlerinin uygun olmayan anatomik pozisyonda konumlanmaları, kemik kaybı, dişlerde oluşabilecek hasarlar, yumusak doku problemleri ve gözden kaçmış diğer kırıklar, geç dönemde ise maloklüzyon, osteomyelitis, diş kayıpları, sinir hasarları, ankiloz ve internal düzensizlikler gibi temporomandibular eklem (TME) problemleri ve nonunion veya malunion gibi iyileşme bozuklukları sayılabilir (180). Yine bazı çalışmalar göstermiştir ki hastaların çoğunda birkaç komplikasyon birlikte görülmektedir. Postoperatif dönemde çıkan her bir komplikasyon, ikinci bir tanesinin oluşma olasılığını artırmaktadır (181) (182). Oral sepsis, fraktür hattında diş bulunması, kötü hasta uyumu, sistemik problemler, alkol, sigara ve ilaç bağımlılığı ve iatrojenik faktörler bahsedilen komplikasyonların oluşmasına zemin hazırlayabilirler. Bununla birlikte, tüm cerrahi aşamaların ideal bir şekilde yapılmış olması da komplikasyon riskini tamamıyla ortadan kaldırmayabilir (179). Tüm mandibula fraktürleri içerisinde komplikasyona en yatkın bölgenin angulus olduğu birçok yayında rapor edilmiştir (22)

(41) (183). Komplikasyonlar tedavi tekniğine göre de farklılık gösterebilirler. Mandibula angulus bölgesinin kırıklarında uygulanan Champy metodu, daha yüksek minör komplikasyon oranlarına sahipken, bunun aksine diğer metotlara göre daha düşük majör komplikasyon oranlarına sahiptir (8) (41) (44) (65).

### 2.2.7.1. Enfeksiyon

Mandibula fraktürlerinin en yaygın komplikasyonu, literatürde %5,7 ila %32 arasında değişen oranlarda rapor edilen enfeksiyondur (15) (22) (41) (183) (184). Enfeksiyon; ağrı, şişlik, kızarıklık ve fonksiyon kaybı ile ortaya çıkar. Sıklıkla kontaminasyona sebep olan kırık hattındaki dişlerin tedavi sırasında ne yapılacağı konusu hâlâ tartışmalıdır (23) (179) (184) (185). Uygun ve etkili antibiyotik kullanımının olmadığı veya sınırlı olduğu dönemlerde osteomyelitis ve nonunion riskini en aza indirmek için kırık hattındaki dişlerin çekim endikasyonu vardı. Bugünse antibiyotiklerin yaygınlaşmasıyla, cerrahlar kırık hattındaki dişlerin çekimi konusunda farklı düşünmeye başlamışlardır (186-188). Bir kısım çalışmalarda kırık hattında diş bulunan mandibular kırıklarının, dişin çekilip çekilmemesine bakılmaksızın enfeksiyona daha yatkın oldukları bulunmuştur. Bunun sebebinin diş çekilsin veya çekilmesin kırık hattının her halükârda ağız ortamına açık hale gelmesi olduğu bildirilmiştir. Bu çalışmaların aksine Ellis (186) , Ramakrishnan ve ark. (185) ve Gerbino ve ark. (187) angulus kırıkları üzerine yaptıkları çalışmalarda, kırık hattındaki dişlerin enfeksiyon oranını çok az arttırdığı ve hatta bunun istatistiksel olarak anlamlı olmadığını rapor etmişlerdir. Bu anlamda, kırık hattındaki dişlerle alakalı bir patoloji söz konusu değilse ve diş kırığın redüksiyonunu zorlaştırmıyorsa yerinde bırakılabilecekken; çürük, periapikal patoloji, kök kırığı, mobilite, perikoronel kist, tümör veya enfeksiyon varlığında dişin çekiminin yapılması gerekir denilebilir(179) (186) (187). Angulus bölgesinde kırık hattında diş varlığı söz konusu olduğunda kemik kesitleri daha ince olacağından, diş çekimi sonrası fragmanların temas yüzey alanlarının azalabileceği unutulmamalıdır (61). Yine bu bölgedeki tam gömülü 20 yas dişlerinin çıkarılması sırasında kemik kaybı ve ekstra travma söz konusu olacağından çekimleri herhangi bir patoloji yoksa kontraendikedir (188). Ancak kırık hattındaki dişin çekim endikasyonu konudan sonra olabildiğince erken çekilmesi gerekmektedir. Malanchuk ve Kopchak, (184) travma sonrası 3. güne kadar diş çekimi yapılan hastalardaki enfeksiyon oranları ile kırık hattında diş olmayan hastalar arasında bir fark bulamamışlardır. Son olarak,

çekimi yapılmamış dişlerde travmaya bağlı olusabilecek devitalizasyon ve mobilite takip seanslarında kontrol edilmelidir. Gerbino ve ark. (187) takip ve tedavilerini yaptıkları kırık hattında diş bulunan 90 hastada, çekimini yapmadıkları 78 dişin 19'unun daha sonradan devitalize olduğunu ve sekonder enfeksiyonlara neden olduklarını rapor etmişlerdir. Enfeksiyon oranlarını artıran bir diğer sebep ise kırığın oluşu ile tıbbi müdahalenin yapılması arasındaki geçen sürenin uzunluğudur (23) (184) (192). Tıbbi müdahaleden kasıt operasyon gününden ziyade ilk müdahale anıdır. Malanchuk ve Kopchak (184) yaptıkları bir çalışmada ilk gün tedavi edilenler arasında enfeksiyon oranı %4,3 iken 7. günden sonra bu oran %55'lere çıkmaktadır. Enfeksiyon tedavisinde etken ortan kaldırılmalı ve antibiyotik uygulanmalıdır. Ancak mandibula kırıklarında doğru antibiyotik kullanımı konusu hâlâ tam olarak netlik kazanmamıştır. Lovato ve Wagner (189) yaptıkları çalışmada perioperatif (preoperatif ve postoperatif maksimum 24 saat)antibiyotik kullanımı ve 10 güne kadar uzamış postoperatif antibiyotik kullanımı arasında istatistiksel bir fark bulunamamıştır. Yine bu çalışmanın paralelindeki birkaç yayında uzun süreli postoperatif antibiyotik kullanımının mandibular fraktür cerrahisi sonrası enfeksiyon riskini azaltmada anlamlı bir katkısının olmadığı sonucuna ulaşılmıştır (190) (191).

#### **2.2.7.2. Gecikmiş iyileşme (Delayed Union) ve Nonunion**

Nonunion (birleşmeme), herhangi bir kırığın 6 ay içerisinde iyileşememe durumuna denirken gecikmiş iyileşme, kırık konsolidasyonunun 6 ila 12 hafta içerisinde olmamasına denir Pseudoarthrozis, bir nonunion olup, kapsülü ve eklem kartilajı olan bir iyileşme bozukluğudur (180). Gecikmiş iyileşme, kırık hattındaki bir diştten kaynaklanabilecek mikroorganizmaların fraktür hattına sızarak iyileşmeyi bozması sonucu oluşabilir. Diğer bir sebebi ise okluzal düzensizlikler ve prematüre kontaktlar sonucunda yeterince iyi bir mekanik hareketsizlik sağlanamamasıdır. Eğer bu problemler zamanında fark edilmez veya fark edilir ama müdahale edilemezse ileride bir nonunion oluşma riski ortaya çıkar. Bununla beraber basit müdahaleler ve daha uzun fiksasyon süreleri ile gecikmiş iyileşmenin ileride nonuniona dönüşmesi ve nonunionun gerektirdiği majör cerrahi müdahaleler önlenmiş olur (23). Nonunion, mandibula fraktürlerinde %0,5 ila %4,8 gibi bir oranda rapor edilmiştir (22) (44) (23). Mobilite ve enfeksiyon, nonunionun en önemli nedenlerindendir. Ayrıca alkol ve ilaç bağımlılığı ve diyabet gibi sistemik hastalıklar nonunion oluşmasında zemin (192) hazırlayıcı

faktörlerdir (23) (180) (193). Bununla birlikte özellikle edante çenelerde nonunion görülme sıklığı, yeterli immobilizasyon yapılamadığından ve sistemik hastalık olasılığının artmış olmasından dolayı daha fazladır. Edante çenelerde yaklaşık %10 ila %15 arasında nonunion görüldüğü rapor edilmiştir. (194) (195) Yine kemik yüksekliği 10 mm ve daha az olan atrofik çenelerde nonunion görülme olasılığı fazladır. Bunun sebebi kemik apozisyonu için gerekli olan spongiyöz kemik yüzeylerinin azlığı ve immobilizasyon zorluğudur. Ayrıca nonunion riski, mandibula fraktürü redüksiyonu geciktikçe artabilir (23) (44) (192). Nonunion tedavisi, kırık hattındaki yumusak dokuların küretajını, yoğunluğu artmış, skleroze, devital kemik dokularının rezeksiyonunu, bu bölgelerde kanama odaklarının oluşturulmasını ve kansellöz kemik greftleri ile kemik fragmanlarının uygun pozisyona getirilip iyi bir şekilde immobilizasyonunu kapsar (23). Ancak genç hastalarda, eğer bölgedeki kanlanma iyiye ve kemik fragmanları arasındaki açıklık 1 cm'den az ise kemik grefti gerekmez. Böyle hastalarda sıklıkla, 6 ila 8 hafta iyi bir rijit fiksasyon sağlamak yeterli olmaktadır. Eğer kemik fragmanları arasındaki açıklık daha geniş ise iliak krestten kansellöz kemik greftleri ile rekonstrüksiyon yapılabilir. Ayrıca donör saha olarak tibia, fibula, kostalar veya mandibula da kullanılabilir. Osteomyelitis kaynaklı enfekte nonunion, daha büyük kemik rezeksiyonları gerektirebilir. Tedavi öncesinde uzun süreli antibiyotik kullanımı ve sökestr oluşumunun izlenmesi gerekir. Operasyonda sökestrektomiye takiben daha büyük kortikokansellöz kemik greftleri ile eksternal pin fiksasyonu veya rekonstrüksiyon plakları kullanılarak nonunion tedavi edilir. Kemik greftlerinin gerektiği vakalarda genellikle ekstraoral yaklaşım, operasyon sırasında optimum şartları sağlayarak, tükürük kontaminasyonu gibi problemleri ortadan kaldırmaktadır (23) (48) (179) (190)

### 2.2.7.3. Malunion

Malunion, insidansı %0 ila %4,6 arasında rapor edilmiştir (22) (48) (180) (196). Malunion, yetersiz fraktür redüksiyonu veya immobilizasyonu, kötü hasta uyumu ve uygun olmayan RİF tekniklerinden kaynaklanabilir (196). Maksillo mandibular fiksasyon veya tek miniplak kullanımından sonra malunion görülme sıklığı diğer tekniklere oranla daha azdır. Çünkü bu teknikler daha az rijit oldukları için fiksasyon sonrası kemik segmentlerinin doğru pozisyona ayarlanmasına olanak verirler. (197) Bununla birlikte özellikle mandibula angulus kırıklarında sadece intraoral yaklaşımla

plak ve vida yerleşiminin malunionlara sebep olabileceği düşünülmesine rağmen bu klinik sonuçlarla tam olarak desteklenememiştir. (22) (48) (182) (197). Malunion tedavisi, oldukça geniş kapsamlıdır. Öncelikle radyografik analizler ve model cerrahisi ile preoperatif ortognatik cerrahi planlama gerektirir. Standart osteotomiler, eski oklüzyonu sağlamak için genellikle malunion olan bölgeden farklı bir bölgede uygulanır. Ancak daha önceki kırık hattı, dental ark üzerindeyse malunionu düzeltmek için yapılacak osteotomi bu bölgede uygulanabilir. Eğer kırık hattı dental arkın daha proksimalindeyse daha çok ramus prosedürleri uygulanarak oklüzyon eski haline getirilmeye çalışılır. Ayrıca tedavi sırasında daha stabil bir sonuç alınması için kemik greftleri kullanılabilir. (179) (196)

#### **2.2.7.4. Temporomandibular Eklem Problemleri**

Mandibular fraktürlere veya tedavilerine bağlı olarak ortaya çıkan TME komplikasyonları çok çeşitlidir. TME kaynaklı maloklüzyon, trismus, ankiloz, deviasyon ve TME iç bozuklukları belli başlı ortaya çıkabilecek problemlerdir (48) (179) (180). TME kaynaklı maloklüzyonlar genellikle kondil kırıkları sonucu oluşur. Kırığın açık veya kapalı tedavi edilmesine bakılmaksızın dislerin uygun oklüzyonu sağlanmalıdır. Birçok vakada 10 gün ila 3 hafta uygun oklüzyonda İMF yapılması TME'ye bağlı maloklüzyonların engellenmesini sağlar. Eğer maloklüzyon, çok ciddi boyutlarda değilse ortodontik tedavilerle uygun oklüzyon sağlanabilir. Bununla beraber İMF ve elastiklere rağmen ciddi okluzal problemler (anterior açık kapanış) oluşuyorsa revizyon osteotomileri, kostakondral greftleme gibi cerrahi müdahaleler gerekebilir (180). Mandibular fraktürlerin tedavisinde IMF'yi takiben hemen hemen her zaman trismus ortaya çıkar. Ayrıca çeneyi kapatan kasların diseke edilmesinden dolayı açık redüksiyondan sonra da trismus görülebilir. Normal post-operatif ve post İMF trismusları, spontan olarak zamanla ortadan kalkar. Rutin takibe gelen hastalarda interinsizal mesafedeki artış ortalama 40 mm'ye gelemeden kesintiye uğrarsa çeşitli fizyoterapi yöntemleri uygulanabilir. Eğer trismus çok uzun zamandır devam ediyorsa ve ortalama ağız açıklığı 20-25 mm civarındaysa yoğun fizyoterapilerin yanında genel anestezi altında kuvvet uygulayarak ağız açıklığını artırma ve hatta koronoidektomi gibi prosedürler uygulanabilir. Yine adezyonlara bağlı trismuslar için artroskopik lizis ve lavaj yapılabilir (179) (198) (180).

Deviasyon, kondil kırıklarının tedavisi sonucu genellikle ortaya çıkan ve çok az sayıda hastayı rahatsız edebilecek bir problemdir. Hastanın ayna karşısında deviasyon oluşmadan açma-kapama egzersizleri yapmasıyla zamanla ortadan kalkabilir (180).

TME’de kondilin, kafa tabanının ve diskin artiküler yüzeyleri arasındaki ilişkinin travma ve fraktürler ile değişmesiyle internal düzensizlikler ortaya çıkabilir. Internal düzensizlikler, eklem içi yapışıklıklar, eklem sesleri, ağız açıklığında kısıtlılık ve ağrı şeklinde semptomlar verir. Bu tür problemlerin tedavisinde rehabilitasyon splintleri gibi non-invaziv yöntemlerden artroskopik cerrahi, kondilotomi, diskektomi gibi invaziv yöntemlere kadar birçok seçenek vardır (179) (180).

TME ankilozu, genellikle çocuklarda kondil kırıkları sonucu yetersiz ve bilinçsiz uygulanan tedaviler sonucu oluşur. Daha çok hastanın takibindeki yetersizlikten kaynaklanan bu problemin, kırık tedavisi sırasında uygulanacak fonksiyonel egzersizlerle görülme olasılığı neredeyse yok gibidir. (179) (180).

#### **2.2.7.5. Malokluzyon**

Kondil bölgesindeki kırıkların haricinde oluşan malokluzyon, yeterli ve doğru kırık redüksiyonunun yapılamaması sonucu ortaya çıkar. İdeal kırık tedavisi sadece iyi bir redüksiyonla sağlanamaz. Aynı zamanda iyi bir fonksiyonda sağlamalıdır. Fraktür segmentlerinin redüksiyonu sırasında oluşabilecek ufak bir değişiklik dental oklüzüya ciddi uyumsuzluklara yol açabilir. Özellikle plak adaptasyonunun zor olduğu rekonstrüksiyon ve kompresyon plakları ile yapılan redüksiyonlarda daha sık karşımıza çıkar. Operasyon öncesinde hastaya IMF uygulanması ve bunun rehberliğinde açık redüksiyon yapılması, yine miniplak gibi daha rahat adapte edilebilen plakların kullanılması malokluzyon riskini azaltmaya yardımcı olur. (179)

#### **2.2.7.6. Sinir Hasarı**

Özellikle inferior alveoler sinir ve mental sinir gibi duyu sinirlerinin hasarı mandibular fraktürlerin sık karşılaşılan komplikasyonlarından. Sinir hasarı insidansı, %11 ila %59 gibi oldukça geniş bir aralıkta rapor edilmiştir. (179) (180) (198) Birçok sinir hasarı, sinirin sıkışması veya gerilmesine bağlı olarak ortaya çıkar ve genellikle nöropraksi şeklinde olup kendiliğinden düzelme eğilimindedir. (179)

Inferior alveoler veya mental sinir hasarı, sıklıkla deplase fraktürler, diş çekimleri, drillerin ve vidaların yanlış kullanımı sonucu ortaya çıkar. Cerrahi tedavilere

göre kapalı redüksiyonda sinir disfonksiyonlarına daha az rastlanır. Duyu siniri hasarları kompresyon ve rekonstrüksiyon plakları ile tedavi edilen atrofik çenelerde en siktir.

Inferior alveoler veya mental sinir hasarları, standart mikro cerrahi prosedürler ile tedavi edilmeye çalışılırlar. (180)

Fasiyal sinir disfonksiyonuna, mandibular fraktür tedavisinde daha az rastlanır. Nadiren kondil boynunda ve temporal kemikte oluşan travmalarda ortaya çıkar. Fasiyal sinirin dallarının hasarı daha çok iatrojeniktir. Sıklıkla preaurikular ve submandibular yaklaşım sırasında uygun olmayan yumusak doku diseksiyonu sonucu oluşur. Submandibular ve retromandibular yaklaşımda daha çok fasiyal sinirin marjinal mandibular dalı zarar görür (198). Dingman ve Grabb (199) tarafından fasiyal sinirin marjinal mandibular dalının anatomisi oldukça ayrıntılı bir şekilde incelenmiştir. Bu yayında, marjinal mandibular dal, fasiyal arterin posteriorunda 100 örneğin %81'inde mandibula alt kenarının üzerinde iken kalan %19'unda mandibula alt kenarının yaklaşık 1cm aşağısında seyrettiği bulunmuştur. Fasiyal arterin anteriorunda ise tüm incelemelerde mandibula alt kenarının üzerinde bulunmuştur. Al-Hayani'de (200) çalışmasında benzer sonuçlara ulaşmıştır. Bu çalışmaların ışığında fasiyal sinirin marjinal mandibular dalının yerinin belirlenmesinde en önemli rehber alan mandibula alt kenarıdır. Bu bölgenin yaklaşık 2 cm altında yapılacak cilt kesisi ve subplatysmal diseksiyonlarda marjinal mandibular dalın zarar görmesi oldukça zordur.

#### **2.2.7.7. Diş germi hasarı**

Kırığın bölgedeki sürmemiş daimi dişler üzerine etkisini bildiren birçok vaka raporu vardır (201) (202) (203) (204) (205). Genel olarak kırığın sürmemiş diş üzerindeki etkisi, hastanın yaşına, dişin bulunduğu gelişim aşamasına, kırık bölgesine, dislokasyonun miktarına, ilişkili süt dişlerinin durumuna, kırık hattıyla diş kökleri arasındaki ilişkiye, tedavi metodu, tedaviye kadar geçen süre ve enfeksiyon gibi komplikasyonlara bağlı olarak değişir. Bu etkiler bilinmesine rağmen tamamen araştırılmamıştır.

Dişin gelişim aşaması önemli bir faktördür (202). Travma esnasında kök gelişim aşamasında olan dişlerin normal bir şekilde sürdüğü kuren kalsifikasyonu aşamasında olan dişlerde bir gelişim ya da sürme bozukluğu görüldüğünü rapor etmişlerdir. Buna rağmen Suei ve ark. (205) diş kökünün gelişim aşamasından bağımsız olarak geliştiği, gelişim aşamasının diş kökünün normal olarak gelişeceği hakkında ipucu olamayacağı

ancak etkilenen dişin hangi bölgesinde hasar olacağı hakkında fikir verebileceğini bildirmiştir. Koenig ve ark. (204) kemiğin elastisitesinden dolayı kemik içindeki dişin travma şiddetinden etkilenmediğini bildirmişlerdir. Suei ve ark. (205) ise dislokasyonun dişte daha sonra görülecek anormallikle herhangi bir ilişkisi olmadığı göstermişlerdir. Ranta & Ylipaavalniemi (202) diş de görülecek olan anormalliğin travma anında kan desteğinin kesilmesinden kaynaklandığı savını öne sürseler de fraktürün sebep olduğu hasar histolojik seviyede olduğu için bu bilgiyi klinik olarak değerlendirip ispat edememişlerdir.

Etkilenen dişte görülebilecek anormallikler; kurondaki renk değişiklikleri, kuron ya da kökteki şekil bozuklukları, gelişim durması ve sürme bozukluğudur. Nadir bir anormallik olarak da görülse hasar gören diş etrafında diş benzeri tümöral yapılar ya da kist benzeri lezyonlar görülebilir (206) (207). Hitchin (206) Hertwig kalıntılarının böyle olaylardan sonra geliştiği savını sunmuştur.

Tedavi şekli de diş germine zarar verebilir. Bazı raporlarda açık redüksiyonda kullanılan fiksasyon materyalinin diş germine penetrasyonu sebebiyle daimi dişlerin süremediği belirtilmiştir (205) (208) (209). Bu bulgular diş köklerinin cerrahi operasyonlar sırasında zarar görebildiğini göstermektedir. Aynı zamanda Suei ve ark. (205) invaziv cerrahi işler sonrasında oluşan hasarın daha çok radyolojik değerlendirmedeki yetersizlikten kaynaklandığını belirtmişlerdir.

Gelişmekte olan dişler mekanik stresten etkilendikleri kadar enfeksiyondan da etkilenirler. Suei ve ark. (205) her dört vakadan üçünde kırık bölgesindeki dişin enfeksiyona maruz kaldığını ve enfeksiyona maruz kalan dişlerin ikisinin gömük kaldığını bildirmişlerdir. Lenstrup (201) bir diş germinin enfekte olmasının, kuron ya da kökteki bir malformasyonla ya da dişin gömük kalmasıyla sonuçlandığını belirtmiştir. Bu sebeple kırıkların enfekte olmadan en kısa zamanda tedavi edilmeleri gerektiğini belirtmişlerdir. Tedavi amacıyla uygulanan fiksasyonun süresiyle daimi dişlerde oluşacak hasarın bir bağlantısı olmadığı göstermiştir. Bunun dışında eğer süt dişi kaybedildiyse daimi dişler için yer tutucu uygulanması gerektiğini bildirmiştir.(201)

### 2.2.7.8. Gelişim bozuklukları

Pediyatrik kırıklardan sonra uzun süreli tedavi takibi ile ilgili bilgiler literatürde sınırlı olarak yer almaktadır. Çocuklarda meydana gelen fasiyal kırıklar sebebiyle estetik amaçlı ikinci operasyon geçirme oranı %10-15 arasında değişmektedir. Gelişim bozuklukları; kırığın malpozisyonu, fiksasyonda yetersizlik ya da periost hasarı, yumuşak doku yaralanması ve skar oluşumuna bağlı olarak ortaya çıkabilir.

Gelişimdeki bozukluk yetersizlik ya da aşırı büyüme şeklinde görülebilir. Parasemfiz bölgesindeki bir kırığın yetersiz fiksasyonu sebebiyle malokluzyonlar görülebilir. Mandibula kondili gibi gelişim merkezlerinden birine zarar verilmesi sonucu az ya da aşırı gelişim oluşur. Hayvan çalışmalarında metal fiksasyon kullanımının kemik gelişimini etkilediği gösterilmiştir. (210) Bu komplikasyon fragmanlar arası telleme yapıldığında daha az görülür bu da fiksasyon için kullanılan materyalin boyutu büyüdükçe büyüme gelişim etkileme ihtimalinin daha yüksek olduğunu düşündürmektedir. Bir kaç klinik raporda titanyum plak ve vida uygulamasının direk gelişim anomalisine yol açtığı belirtilmiştir. Ancak bu komplikasyonlar vidanın ya da plağın yerinden çıkarak gelişen kemiği engellemiş olmasıyla gelişmiş olabilir (211) (212). Literatüre bakıldığında çene yüz bölgesinin büyüme ve gelişiminin etkilenmemesi için minimum miktarda rijit fiksasyon aracının kullanılması ve mümkün olan en kısa zamanda bu araçların çıkarılması gerektiği anlaşılmaktadır (213).

Resorbe olabilen fiksasyon araçlarının kullanımının gelişim anomali oluşması ihtimalini azalttığı düşünülmektedir (214). Plak ve vidaların kendiliğinden çözünerek yok olması gelişim merkezleri üzerindeki baskıyı ortadan kaldırır. Bunun yanında çıkarılması için ikinci bir operasyon gerekmediği için oluşabilecek yumuşak doku hasarlarına bağlı gelişim geriliğinden de korunmuş olunur.

### 2.2.8. Biyomekanik Prensipler

Mekanik disiplini kuvvetlerin nesneler üzerindeki etkilerini inceleyen bir fizik bilimidir. Kemik gibi deforme olabilen malzemelerin mekanikleri ise daha incelikli bir konudur. Her ne kadar karmaşık bir konu olsa da kemik Sir İsaac Newton'un 1687 yılında açıkladığı üç temel hareket kanununa ve Robert Hook'un 1678 yılında açıkladığı katı materyallerin elastiklik kanununa uygun davranır.

### 2.2.8.1 Temel mekanik kavramlar

#### 2.2.8.1.1.Kuvvet

İncelenen cisme, diğer cisimlerin yaptığı etki dış kuvvet olarak tanımlanabilir. İç kuvvet ise cismin düşünülen çeşitli parçaları arasındaki etki ve tepki kuvvetleridir. Mekanik bir cismin tümü üzerine etki eden kuvvetler incelenirken cisim parçalara ayrılır ve her parça sanki diğerinden bağımsızmış gibi ayrı bir cisim gibi düşünülür(215).

#### 2.2.8.1.2.Stres (gerilim)

Bir cismin dışarıdan uygulanan kuvvetlere karşı gösterdiği iç direnç ya da reaksiyondur. Cismin içyapısında moleküler yapıdan daha büyük bir ölçekte kuvvetlerin doğmasına yol açar. Dış kuvvete karşı direnç gösteren bir kütlenin birim alanına uygulanan kuvvete gerilim denir ve ortalama formül gerilim için aşağıdaki gibi belirtilir (215).

$$\text{Gerilim} = \text{kuvvet/alan}$$

Birimi uluslararası birim sistemine göre  $\text{N/m}^2$ 'dir. Psi (pounds per square inch) ve MPa (megapascal) da kullanılır.

#### 2.2.8.1.3.Gerininim / deformasyon (strain)

Bütün cisimler, üzerine etki eden kuvvetler etkisiyle şekil değiştirmeye (deformasyon) uğrar. Gerininim birim boyut başına uzunluk değişimidir. Elastik, plastik ya da her iki halde birden olabilir. Elastik gerinmede, stres ortadan kalkınca cismin şekli eski haline döner. Gerininimin değeri genel olarak % ile ifade edilir. 1 strain %100 uzamayı gösterirken 1000 mikrostrain %0,1 uzamayı gösterir (216). Eğer cismin üzerine uygulanan kuvvet cismin dayanabileceği gerilim kuvvetinden büyük olursa cismin yapı taşlarını bir arada tutan kuvveti aşmış olacağı için cisimde kopma veya kırılma meydana gelebilir (216) (217) (218).

#### 2.2.8.1.3.1.Gerilim Tipleri

Gerilim, vektörel bir nicelik olduğu için yönü ve büyüklüğü ile tanımlanır. Yönü açısından üçe ayrılır (216):

1- Çekme gerilimi (Tensile Stress): Cismin yüzeyine dik olarak moleküllerini birbirinden ayırmaya zorlayan aynı doğrultuda ve ters yöndeki iki kuvvetin oluşturduğu gerilimdir. Çekme gerilimi, kütleyi uzatmak veya germek isteyen bir kuvvetin yarattığı bozulmaya karşı ortaya çıkan kuvvettir.

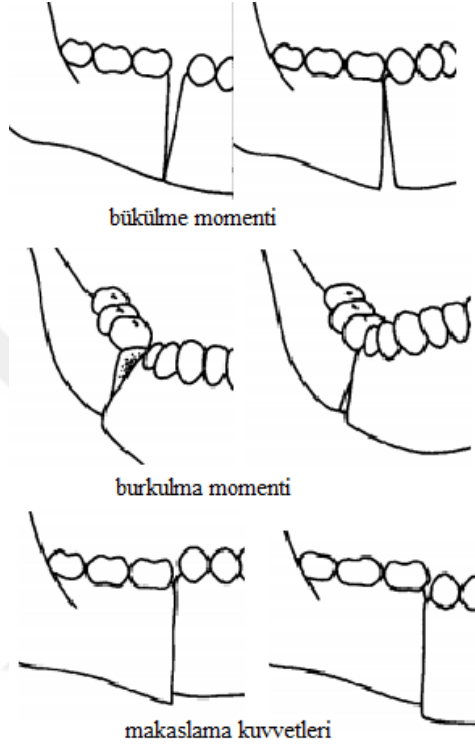
2- Sıkışma gerilimi (Compressive Stress): Bir kütle kendisini sıkıştırmaya veya kısaltmaya çalışan bir kuvvete maruz bırakıldığında, bu kuvvete karşı çıkan iç kuvvetlere sıkışma gerilimi denir.

3- Makaslama gerilimi (Shear Stress): Cismin moleküllerini tabakalar gibi birbiri üzerinde yüzeye paralel yönde kaymaya zorlayan kuvvetlerin oluşturduğu gerilimdir.

#### **2.2.8.2. Mandibula yük taşıma yolları ve gerilmeleri**

Bütünlüğü bozulmamış bir mandibulada, normal fonksiyonu sırasında gerilim ve kompresyon bölgeleri oluşur. Bu bölgeler dinamik olup, ısırma kuvvetlerinin lokalizasyonuna ve kas kuvvetlerine bağlı olarak yer değişikliği gösterir. Fiksasyon aygıtları, çiğneme ve kas kuvvetlerinin fraktür hattı üzerinden transferinde rol oynarlar. Ayrıca her bir fiksasyon aygıtı, çeşidine göre fraktür hattında fonksiyon sırasında oluşan stresi modifiye ederek değişik stres bölgeleri oluşturabilirler (45). Posterior korpus ve angulus kırıklarında gerilim ve kompresyon bölgeleri kuvvetin yüklendiği bölgeye göre değişiklik gösterir. Masseter ve medial pterygoid kaslar posterior mandibulayı yukarı doğru çekerek kesici diş bölgesinde, yani orta hatta, bir çiğneme kuvveti oluştururlar. Bu hareketin devamında kesici diş bölgesindeki gıda bolusu, mandibulanın rotasyonunu belli bir mesafeden sonra engeller veya güçleştirir. Bu sırada fraktür hattının seyri dikkate alınmaksızın posterior fraktür segmenti rotasyonuna devam eder. Bu hareketler sonucunda kırık hattında açıklığı yukarı bakacak şekilde superior kenarda bir aralanma meydana gelirken, inferior kenarda daha az açılma veya göreceli olarak bir kompresyon söz konusu olur. Ancak kırık hattında kırığı redükte edici bir aygıt söz konusu ise gerilim ve kompresyon stresleri kemik yüzeyinde ortaya çıkar. Diğer türlü sadece yumusak dokularda gerilim stresi görülür (45). Çiğneme kuvveti, molar bölgeden uygulanırsa yukarıda anlatılan koşullar değişir. Kırık hattındaki aralanma mandibula alt kenarda ortaya çıkar. Bununla birlikte, eğer kemik segmentleri bir fiksasyon aygıtı sayesinde kontakta ise üst kenarda kompresyon stresi oluşur (42) (45) (219) Tams ve ark. (220) Üç boyutlu model kullanarak, mandibulanın beş farklı bölgesindeki kırıklar üzerinde, farklı altı bölgeden uygulanan kuvvetlere göre oluşan yükleri gösteren bir

çalışma yapmışlardır. 100N kuvvet uygulandığında oluşan bükülme, burkulma momentlerinin ve makaslama kuvvetlerinin kırık fragmanlarının hareket emesine sebep olduğunu göstermişlerdir. Bu araştırmada angulus kırıklarında molar dişlerden uygulanan kuvvetler karşısında negatif bükülme momentinin oluştuğu gösterilmiş ve bunun sonucunda kırık hattı alt kenarında deplasman oluşacağı bildirilmiştir.



**Şekil 2.17. Kuvvet karşısında kırık fragmanlarının hareket şekilleri**

### **2.2.8.3. Alt çene kırığı tedavisi deneylerinde kullanılabilecek biyomekanik hayvan modelleri**

Literatürde insan mandibulasını taklit etmek için insan kaynaklı kadavra mandibulaları, poliüretan mandibula replikaları, hayvan kaynaklı mandibulalar ve silikon ve ahşap bloklar gibi fiziksel modeller kullanılmaktadır. İnsan kaynaklı mandibulalar çeşitli ön işlemlerden geçirilerek fikse edilmiş şekilde kullanılırlar (221) (222) (223). Kullanımları çeşitli yasal prosedürlere tabidir. Poliüretan mandibulalar ise kemiğin fiziksel ve yapısal özelliklerini taklit etmeye yönelik fabrikasyon olarak üretilen materyallerdir (77) (223) (224) (225). Rutin kullanımda olan 2 tipi mevcuttur. İlki homojen yapıdadır. İkinci ise kortikal ve spongiyoz yapıları taklit edecek şekilde 2 farklı yoğunlukta katmanlar içerir. Hayvan kaynaklı mandibulalara göre nispeten daha

pahalı materyallerdir. Hayvan kaynaklı mandibulalar ise biyomekanik çalışmalarda sıklıkla kullanılmaktadır (47) (78) (226) (227). İnsan kaynaklı kadavra mandibularına ve poliüretan replikalara göre daha kolay elde edilebilirler. Bu amaçla en sık koyun mandibulaları kullanılmaktadır. Ayrıca sığır kostaları kullanan çalışmalar mevcuttur (225) (228). Bazı biyomekanik çalışmalarda silikon ve ahşap bloklar da kullanılmaktadır. Bu bloklar mandibulanın şeklini taklit etmeden testi yapılan materyal için ankraj görevi görmektedir (229). İdeal yöntem ise düzensiz geometriyi ve yüzeyleri taklit edip, kontamine materyaller, hücreler, biyomoleküller gibi organik yapıları içererek kırık bölgesini simüle etmeli, ölçülebilirlik ve tekrar edilebilirlik açısından uygun olmalıdır. Kullanılabilecek yöntemler aşağıdaki tabloda sıralanmıştır (4).

**Tablo 2.1. biyomekanik deney modellerinde kullanılabilecek yöntemler**

| <b>Değişkenler</b>                  | <b>Seçenekler</b>                                        |
|-------------------------------------|----------------------------------------------------------|
| <i>Kemikle ilişkili değişkenler</i> |                                                          |
| Kemiğin tipi                        | Kortikal,kansellöz                                       |
| Tür ve hayvan yaşı                  | Bovin, ovin, porcin,insan                                |
| Anatomik bölge                      | Femur, tibia,mandibula, kranyum                          |
| Test öncesi saklama koşulları       | Buzdolabı, dondurma, oda ısısı,taze                      |
| Örneğin şekli ve boyutu             | Kemiğin bütünü, silindir veya blok örnekler              |
| <i>Yüzeylerin hazırlanması</i>      |                                                          |
| Kırığın oluşturulması               | Testere, kırık,giyotin                                   |
| Yüzeye yapılabilecek uygulamalar    | Pürüzlendirme, yüzey düzgünleştirme, temizleme, asitleme |
| Yüzeyin durumu                      | Islak, kuru, nemli                                       |
| <i>Bağlantı şekli</i>               |                                                          |
| Bağlanacak yüzeyler                 | Kemik-kemik, kemik-metal,kemik-rezin                     |
| Adezivin hacmi ve kalınlığı         | Kontrollü,kontrolsüz                                     |
| Uygulanan basınç ve süresi          | Manuel basınç, ağırlık, klemp, makina                    |
| Uygulama ısısı                      | Oda ısısı, vücut ısısı                                   |
| Stres testinden önceki saklama      | Islak, kuru, nemli, oda ısısı, vücut ısısı               |
| Saklama süresi                      | Anında yapılan test, 24h, haftalar                       |
| <i>Bağlantının bozulması</i>        |                                                          |
| Geometrik yükleme testi             | Gerilme, makaslama, bükme, soyma testi                   |
| Testin hızı                         | 1mm/dk, 5mm/dk                                           |

#### 2.2.8.4. Koyun mandibula anatomisi

Koyunlarda mandibulanın iki yarısı erişkin yaşlara ulaşınca bile birleşmez, bu sebeple bir semfiz bulunur. Semfiz bölgesinde yüzeyler oldukça düzensizdir, karşılıklı olarak girinti ve çıkıntılar içerirler. Mandibulanın korpus kısmı insanlara göre daha uzun, geniş ve incedir. Alt kesiciler için 8 adet yüzeyel ve yuvarlak alveol bulunur. Alveoller arası boşluklar uzun yuvarlak hatlı keskin ve incedir. Bu hayvanlarda bulunmayan kanin dişi için alveol bulunmaz. Korpusun kaudal kısmı dardır. Mental foramen bir fossanın uç kısmında bulunur. Mandibular angulus daha belirgindir. Molar kısım, özellikle kıvrık kısmında, çok yüksek değildir,. Korpusun orta kısmı boylu boyunca konvektir. Korpus kısmında altı adet molar diş için alveol kemiği vardır. İlk molar diş oldukça küçükken ramusa doğru dişlerin boyu büyür. Ramusun ön kısmı incedir karın kısmına doğru konkavlaşır dışa doğru kalınlaşır. Mandibular foramen ramusun mediyal kısmının ortasındadır. Kondiller prosesleri mediyale doğru yönelmiştir. Coronoid proses ise çıkıntılı ve öne doğru kıvrıktır. (230)

#### 2.2.8.5. Biyomekanik testler

Kemik adezivlerinin ilk kullanımı 1950’li yıllara da dayansa tıp için oldukça yeni ve gelişiminin başlangıcında olan bir konudur. Araştırmalar yapılırken öncelikle adeziv performansın ölçülmesi amaçlanır. Bu sebeple çalışmalar genellikle hayvanlardan elde edilen kemiklerin in vitro/ex vivo kullanımıyla yapılır. Eğer bu ümit vadediyorsa in vivo modeller oluşturulur ve en sonunda klinik çalışmalar planlanır. Tek başına klinik çalışmalar materyalin fonksiyonu hakkında bilgi verirler ancak gerçek adezyon kuvvetlerini göstermezler.

Biyomekanik çalışmalarda kullanılan fiziksel modeller üzerinde testler yapabilmek için 2 türlü deney düzeneği kullanılabilir. İlki, 2 nokta deney düzenekleri veya “cantilever beam model” olarak bilinen aygıtlardır. Bu deney düzenekleri üzerine modeller bir segmentten sabitlenirler ve vertikal yük sabitlenmemiş diğer fragmana gelecek şekilde ayarlanır. Böylelikle basma-çekme ve makaslama kuvvetlerini ölçebilen bilgisayar destekli cihazlar sayesinde sabitlenmiş modellerin serbest uçlarının yükler altındaki deplasman değerleri ölçülebilir. Bir kısım araştırmacılar bu düzeneği kullanmayı tercih etmişlerdir (47) (225) (231) (232). İkincisi, 3 nokta deney düzenekleri veya 3 noktadan eğme aparatı olarak bilinen aygıtlardır. Bu deney düzeneklerinde ise her iki fragman dönme eksenini olusabilecek şekilde sabitlenirler ve yük her iki

fragmanın dönme eksenleri arasında kalan herhangi bir noktadan uygulanacak şekilde ayarlanabilir. Bu aygıt da ilk bahsettiğimiz aygıt gibi bilgisayar destekli basma-çekme ve makaslama kuvvetlerini ölçebilen cihazlarla beraber kullanılabilir. Bu aygıtı çalışmalarında kullanan araştırmacılar da mevcuttur (78) (226) (227) (228) (233) (234).

Yaptığımız literatür analizleri rehberliğinde en sık karşılaşılan mandibular kırıklarından biri olan mandibula angulus kırıklarının ideal tedavisini araştırmak için koyun mandibulalarında travma cerrahisinde kullanım alanı bulan 3 değişik fiksasyon materyalinin biyomekanik karakteristiğini 4 farklı model kullanarak inceledik



### 3. GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmamız için model olarak, insan mandibulasına anatomik olarak yakın olan ve kolay elde edilebilir, koyun mandibulası seçildi. Ortalama 9-11 aylık koyun kadavralarından elde edilen taze, fikse edilmemiş, koyun mandibulaları orta hatlarından ayrılarak, bistüri ile tüm yumuşak dokularından temizlendikten sonra 32 adet hemimandibula elde edildi (Şekil 3.1). Hemimandibulaların fiksatorle kolay yerleştirilebilmesi amacıyla koronoid çıkıntıları ve anteriordaki dişli bölgeleri kesildi(Şekil 3.2). Kuvvet uygulanacak dişlerin okluzal yüzleri canavar frezle düzleştirildi. Her grupta 8 örnek olacak şekilde hemi-mandibulalar rastgele 4 gruba ayrıldı.

Grup A: Kırık parçalar titanyum plak ve vidalarla (8 adet plak +32 adet vida)

Grup B: Kırık parçaların rezorbe olabilen plak ve vida (8 adet plak + 32 adet vida)

Grup C: Kırık parçalar resorbe olabilen plağa yapıştırıcı uygulanarak,( 8 adet plak)

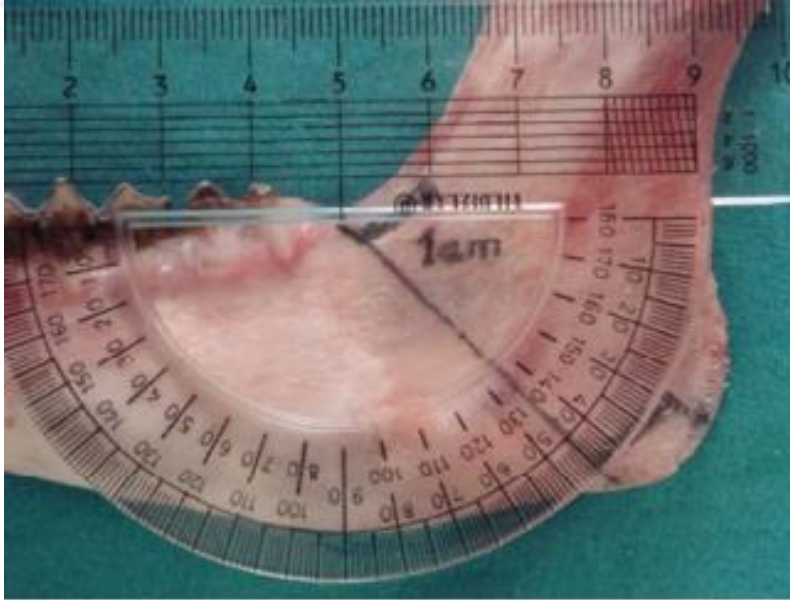
Grup D: Kırık yüzeylere direk yapıştırıcı uygulayarak sabitlendi.



**Şekil 3.1. Yumuşak dokularından ayrılmış hemimandibula**



Şekil 3.2. Hemimandibulanın anterior dişli kısmının ayrılması



Şekil 3.3. Osteotomi çizgisinin standardizasyonu



**Şekil 3.4. Osteotomi yapılırken kullanılacak separe**



**Şekil 3.5. Monokortikal osteotomi yapılmış hemimandibula**



**Şekil 3.6. Guj ile ostetominin tamamlanması**

Deneysel kırık hattını oluşturmak için 0.25mm kalınlığında elmas disk (FRIOS® MicroSaw) (Şekil 3.4) yardımıyla son molar dişin 1cm distalinden retromolar bölgeden başlayarak mandibulanın alt köşesinden yaklaşık 1cm önüne doğru yine yaklaşık 45° lik açı ile uzanan unikortikal osteotomi (Şekil 3.3) (Şekil 3.5) gerçekleştirilerek kemik zayıflatıldı ve yine 0,25 mm kesici kenar kalınlığı olan guj (FRIOS® MicroSaw) (Şekil 3.6) yardımıyla kırık hattı oluşturuldu. Bu hat vertikal planda kötü yönlü kırık hattı ile uyumlu idi. Kırık yüzeyinde herhangi bir artık kalmayacak şekilde temizlendi. Başka bir uygulama yapılmadan hemimandibullar nemli tutuldu.

Kırık hattı oluşturulmuş hemimandibulalarda fiksasyon için kullanılacak vida ve plakların yerleşeceği notalar kırık hatları ve birbirleri arasındaki mesafeler kumpas ile her grup için ayrı ayrı olacak şekilde ölçülerek işaretlemeler yapıldı.

Çalışmamızda herbiri 8 adet hemimandibula içeren 4 grup oluşturuldu



**Şekil 3.7. Titanyum miniplak ve vida ile osteosentez**



**Şekil 3.8. Dört delikli ve barlı titanyum plak**



**Şekil 3.9. Titanyum vida**



**Şekil 3.10. Titanyum mini plak ve vidalarla yapılmış olan osteosentez**

Grup A: Kırık parçalar her bir hemimandibulaya Champy ve ark (1975)'nın tarif ettiği şekilde fiks edildi.(Şekil 3.7) Eksternal oblik kenara 4 delikli ve barlı 2mm titanyum plak(2.0 mm Champy Module, Osteosynthese 2.0 mini, KLS Martin, Umkrich Almanya)(Şekil 3.8) penslerle eğilerek uyumlandırılıp yerleştirildi. Vida deliklerinin geldiği bölgelere 1,8mm çaplı drillerle delik açıldı. Bölgede kortikal kemik miktarı sınırlı olduğu için 2mm çaplı 4mm vidalar(Centre Drive® KLS Martin, Umkrich Almanya)(Şekil 3.9) kullanılarak fiks edildi.(Şekil 3.10)(8 adet plak +32 adet vida)



**Şekil 3.11. Resorbe olabilen plak ve vida**



**Şekil 3.12. Sonic Weld cihazı**



**Şekil 3.13. Sonic Weld tekniği ile uygulanmış rezorbe olabilen plak ve vida osteosentezi**

Grup B: Kırık parçalar yine Champy ve ark (1975)'nın tarif ettiği şekilde, eksternal oblik kenara uygulanan plak ve vidalarla fikse edildi. 5 delikli ve rezorbe olabilen [(PDLA), (100 D(50%), L(50%)-laktide)] plaklar (Resorb-x® plates & meshes KLS Martin, Umkrich Almanya) (Şekil 3.11) sıcak suda ısıtılarak uygulama yerine adapte edildi. Vidaların uygulanacağı yerlere 1,8mm'lik drillerle delikler açıldı. Deliklere 2,1 mm çaplı vidalar(SonicPins Rx® KLS Martin, Umkrich Almanya) yerleştirildi ve SonicWelder Rx® ( KLS Martin, Umkrich Almanya)cihazı (Şekil 3.12) kullanılarak ısı ile plağa mühürlendi.(Şekil 3. 13) (8 adet plak + 32 adet vida)



**Şekil 3.14. Araştırmamızda kullanılan siyanoakrilat yapıştırıcı**



**Şekil 3.15. Siyanoakrilat yapıştırıcı ile rezorbe olabilen plağın uygulanması**

Grup C:Yardımcı uygulayıcı tarafından bir arada tutulan kırık parçaların eksternal oblik kenarlarına denk gelecek şekilde, 5 delikli rezorbe olabilen PDLA plaklar (Resorb-x® plates & meshes KLS Martin, Umkrich Almanya) sıcak suda ısıtılarak adapte edildi. Üzerlerine 2-oktil siyanoakrilat (2-OSA) ve bütillaktoilsiyanoakrilat (BLSA)'dan oluşan yapıştırıcı (Johnson&Johnson, Eticon, omnex Surgical Adhesive, ABD) (Şekil 3.14)sadece plakların üzerine gelecek şekilde uygulanarak yapıştırıldı.( 8 adet plak+ 8 paket yapıştırıcı).(Şekil 3.15) Yapıştırıcı polimerizasyonun tamamlayıp sertleşene kadar 120 sn kırık parçalar el ile bir arada tutuldu.



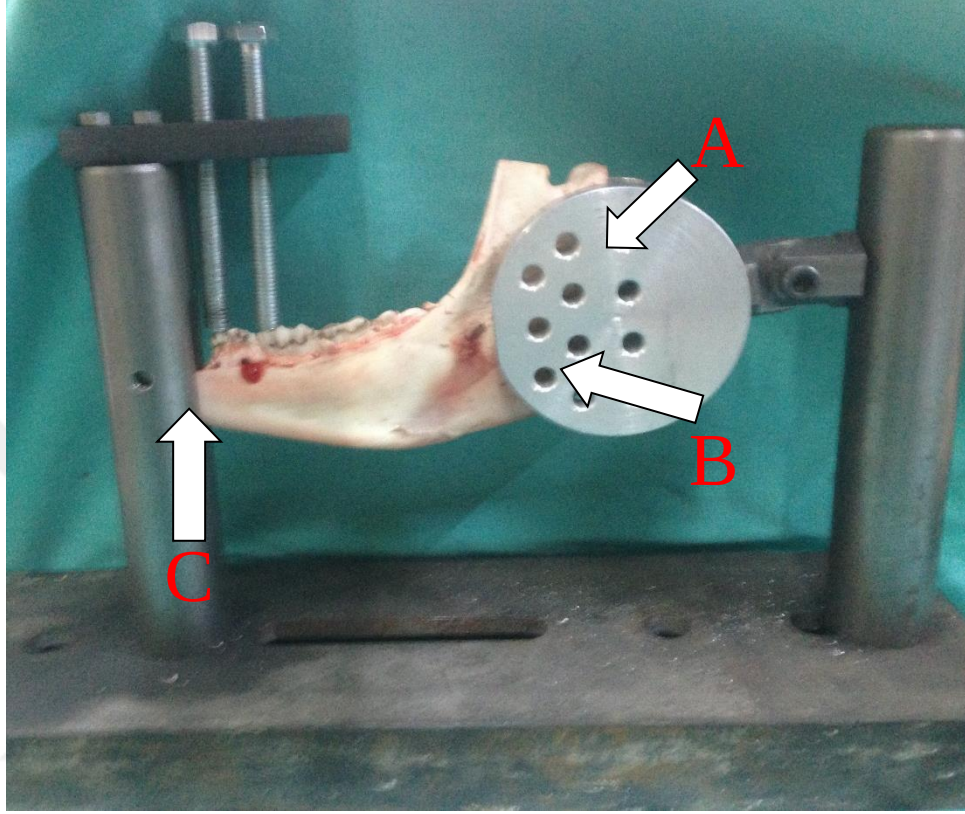
**Şekil 3.16. Kırık hattı boyunca şeffaf yapıştırıcı uygulanmış hemimandibula**

Grup D: Kırık parçalar iki taraftan yardımcı uygulamacı tarafından el basıncıyla bir arada tutulurken kırık hattı boyunca direk 2-oktil siynoakrilat (2-OSA) ve bütillaktoilsiyanoakrilat (BLSA)'dan oluşan yapıştırıcı (Jhonson&Jhonson, Eticon, omnex Surgical Adgesive, ABD) uygulayarak sabitlendi. Yapıştırıcı polimerizasyonun tamamlayıp sertleşene kadar 120 sn kırık parçalar bir arada tutuldu.(Şekil3.16) (8paket yapıştırıcı)



**Şekil 3.17. Hazırlanan modellerin saklanması**

Fiksasyon işlemlerinin tamamlanmasının ardından örnekler, test için beklemek üzere  $-24^{\circ}$  lik derin dondurucuda saklandı. 24 saat sonra test işlemi gerçekleştirildi. İşlemlerden önce tüm örnekleri oda sıcaklığında bekletilerek buzları çözdürüldü.



**Şekil 3.18. Fiksasyon cihazı**

Koyun hemimandibulasından elde edilmiş modellere, çiğneme kasları tarafından uygulanan kuvvetlerin simüle edildiği, kompresyon testleri uygulandı. Modeller, simüle edilen çiğneme işlemi sırasında osteosentez metotlarının direncini test etmeye izin verecek şekilde çelikten imal edilmiş test düzeneğine yerleştirildiler. Farklı boyutlardaki mandibulaların fiksatöre uyum sağlayabilmesi için ilk vertikal kola yarım daire şeklinde, içinden iki adet mil geçebilen, parça eklendi. Çiğneme sırasında mandibulanın posterior bölgesi üzerinde mandibular kondil tarafından oluşturulan direnç, modele A ve B noktasındaki miller ile bu yarım daireye tutturularak aktarıldı. Çiğneme sırasında, yiyecek bolusu tarafından üretilen direnci taklit etmek için test düzeneğine yerleştirilen ikinci vertikal kolda açılan oluk kullanıldı. Mandibulanın anterior kısmı bu oluk içinde hareket edecek şekilde C noktasında serbest bırakıldı. Anterior kısımda fazla yukarı yönlü hareket beklenmemekle birlikte bu bölgede üst

dişlerin sınırlamasını taklit etmek üvere vertikal miller kullanıldı. Bu şekilde mandibulalar son molar dişlerden kuvvet alacak şekilde fiksator test cihazına yerleştirildi şekil (3.18).



**şekil 3.19. Servohidrolik test cihazı**



**Şekil 3.20. Test verilerini kayıt eden bilgisayar**

Çalışmamızda, biyomekanik testleri yapmak üzere, The 858 Mini Bionix II Test Sistemi(USA) kullanılmıştır (Şekil 3.19.). Bu biyomekanik yapıların testlerinde sıklıkla kullanılan iyi araştırılmış bir sistemdir. Biyomateryalin karakteristiğini ortaya koyar ve biyolojik kuvvet ve deplasmanları simüle eder. Frekansı 30 Hz'e kadar çıkabilen yorulma siklusları oluşturmak üzere tasarlanmıştır. Standart aksiyal sistem statik ve dinamik testleri kontrol eder ve hasas ölçümleri yapabilir. Sert doku testleri yapılabildiği gibi düşük kuvvetli bir transdüser eklenerek yumuşak doku testleri de yapılabilir. 25kN'a kadar olan yükler ve 50mm'ye kadar olan deplasmanları ölçülebilir. Oluşan yükler ve deplasman değerleri özel bir bilgisayar programıyla grafiklere aktarılır ve bu grafiklerden istenilen yük ve deplasman verileri elde edilebilir. Deneylerimizde cihazın yük hücreğine 500N'luk yük yerleştirilmiştir ve cihazın hızı 5mm/dk'ya ayarlanmıştır..

Test her örnek için fiksasyon bozulana kadar devam etmiştir. Titanyum mini plak ve vida grubunda (Grup A) deplasman oluşmasına rağmen malzemenin esnekliği sebebiyle fiksasyon bozulmadığı için deplasman 30mm'e ulaşana kadar test devam ettirilmiş, 30mm'de sonlandırılmıştır. Diğer gruplarda test fiksasyon materyali ile mandibularların bağlantısı kopana kadar devam ettirilmiştir. Cihaz deplasmanların oluşması için gerekli yükleri kaydetmiş ve MATLAB® kullanılarak veriler bilgisayara aktarılmış ve işlenmiştir (Şekil 3.20.). Bilgisayarda oluşan yük-deplasman grafikleri üzerinden; 5N, 10N, 15N, 20N, 25N, 30N, 35N, 40N, için oluşan deplasman değerleri ve daha düşük dayanıklılığı olan yapıştırıcı grubunun diğer gruplar ile daha iyi karşılaştırılabilmesi amacıyla 3N, 6N, 9N, 12N, 15N, 18N için oluşan deplasman değerleri tespit edilmiştir. Kullandığımız test cihazı çalışma prensibi olarak mm bazında ilerlemeye odaklı olup bu ilerlemenin gerçekleşmesi için gerekli kuvveti oluşturur. Bu sebeple çalışmamızda diğer çalışmalardan farklı olarak belirli deplasman değerleri için oluşan kuvvet miktarlarının da değerlendirilmesini uygun bulduk. Bu amaçla 0,5mm iyileşmenin bozulacağı değer olduğu için; 0,1mm, 0,2mm, 0,3mm, 0,4mm, 0,5mm ve 2mm de fiksasyonun ve fiksasyon aracının geridöşümsüz olarak bozulacağı değer olduğu için; 0,75mm, 1mm, 1,25mm, 1,5mm, 1,75mm, 2mm deplasman değerleri için uygulanan kuvvet miktarı (N) değerlendirildi. Bunun yanında maksimum kuvvet ve deplasman değerleri ile fiksasyonun bozulma biçimi kaydedildi. Elde edilen değerler, istatistiksel olarak; mean, median değerleri hesaplanmak üzere incelendi ve Kruskal-wallis H testine tabi tutuldu.

#### 4. BULGULAR

Mandibula angulus kırığı fiksasyonunda kullanılabilecek 4 farklı fiksasyon yöntemi biyomekanik olarak modellenip test edilmiş, her örnek için elde edilen dijital grafiklerden oluşan yük ve deplasman miktarları ölçülmüştür.

Her örnek için elde edilen maksimum deplasman değerleri (mm) aşağıdaki tablolar da gösterilmiştir. (Tablo 4.1.)

**Tablo 4.1. Gruplara göre her örnek için maksimum deplasman (mm) değerleri**

##### Grup A

| örnek 1 | örnek 2 | örnek 3 | örnek 4 | örnek 5 | örnek 6 | örnek 7 | örnek 8 |
|---------|---------|---------|---------|---------|---------|---------|---------|
| 1,189   | 9,065   | 7,57    | 12,14   | 9,447   | 16,55   | 7,201   | 24,58   |

##### Grup B

| örnek 1 | örnek 2 | örnek 3 | örnek 4 | örnek 5 | örnek 6 | örnek 7 | örnek 8 |
|---------|---------|---------|---------|---------|---------|---------|---------|
| 14,85   | 10,59   | 4,17    | 13,45   | 4,942   | 8,26    | 7,76    | 11,71   |

##### Grup C

| örnek 1 | örnek 2 | örnek 3 | örnek 4 | örnek 5 | örnek 6 | örnek 7 | örnek 8 |
|---------|---------|---------|---------|---------|---------|---------|---------|
| 3,572   | 0,3926  | 3,286   | 0,8074  | 2,56    | 3,755   | 4,979   | 4,519   |

##### Grup D

| örnek 1 | örnek 2 | örnek 3 | örnek 4 | örnek 5 | örnek 6 | örnek 7 | örnek 8 |
|---------|---------|---------|---------|---------|---------|---------|---------|
| 0,6557  | 0,6462  | 0,4576  | 0,3827  | 0,7779  | 0,6641  | 1,002   | 0,3095  |

Her örnek için elde edilen maximum kuvvet (N) değerleri aşağıdaki tablolarda belirtilmiştir. (Tablo 4.2.)

**Tablo 4.2. Her örnek için elde edilen maksimum kuvvet (N) değerleri****Grup A**

| örnek 1 | örnek 2 | örnek 3 | örnek 4 | örnek 5 | örnek 6 | örnek 7 | örnek 8 |
|---------|---------|---------|---------|---------|---------|---------|---------|
| 41,38   | 96,74   | 49,41   | 93,37   | 11,8    | 104,8   | 33,14   | 125,3   |

**Grup B**

| örnek 1 | örnek 2 | örnek 3 | örnek 4 | örnek 5 | örnek 6 | örnek 7 | örnek 8 |
|---------|---------|---------|---------|---------|---------|---------|---------|
| 48,19   | 35,13   | 19,89   | 23,76   | 14,41   | 19,48   | 48,2    | 10,36   |

**Grup C**

| örnek 1 | örnek 2 | örnek 3 | örnek 4 | örnek 5 | örnek 6 | örnek 7 | örnek 8 |
|---------|---------|---------|---------|---------|---------|---------|---------|
| 45,76   | 25,51   | 22,49   | 160,5   | 41,43   | 14,94   | 16,8    | 24,78   |

**Grup D**

| örnek 1 | örnek 2 | örnek 3 | örnek 4 | örnek 5 | örnek 6 | örnek 7 | örnek 8 |
|---------|---------|---------|---------|---------|---------|---------|---------|
| 18,41   | 18,74   | 13,28   | 56,37   | 18,08   | 47,56   | 41,06   | 7,643   |

Bütün örneklerin 0.1mm, 0.2mm, 0.3mm, 0.4mm, 0.5mm için oluşan kuvvet (N) değerlerinin istatistiksel değerlendirmesi aşağıdaki gibidir. (Tablo 4.3.)

**Tablo 4.3. Her örnek için belirli deplasman değerlerinde oluşan kuvvet miktarlarının istatistiksel değerlendirmesi**

|         | Grup   | n  | Mean  | Median | Minimum | Maximum | ss    | Sıra Ort. | Kruskal-Wallis H testi |       |                     |
|---------|--------|----|-------|--------|---------|---------|-------|-----------|------------------------|-------|---------------------|
|         |        |    |       |        |         |         |       |           | H                      | p     | İkili Karşılaştırma |
| 0,1 mm  | Grup A | 8  | 1,82  | 1,30   | 0,26    | 5,42    | 1,76  | 12,3      | 15,1                   | 0,002 | 1-4<br>2-4          |
|         | Grup B | 8  | 0,91  | 0,68   | 0,08    | 3,48    | 1,08  | 9,0       |                        |       |                     |
|         | Grup C | 8  | 4,65  | 2,73   | 0,39    | 11,33   | 4,23  | 19,0      |                        |       |                     |
|         | Grup D | 8  | 7,03  | 5,57   | 3,74    | 16,20   | 3,95  | 25,8      |                        |       |                     |
|         | Total  | 32 | 3,60  | 2,34   | 0,08    | 16,20   | 3,81  |           |                        |       |                     |
| 0,2 mm  | Grup A | 8  | 3,18  | 1,93   | 0,58    | 8,50    | 2,86  | 13,5      | 13,2                   | 0,004 | 1-4<br>2-4          |
|         | Grup B | 8  | 1,73  | 0,99   | 0,22    | 8,47    | 2,76  | 8,9       |                        |       |                     |
|         | Grup C | 8  | 8,37  | 4,05   | 0,18    | 26,20   | 9,18  | 18,5      |                        |       |                     |
|         | Grup D | 8  | 12,02 | 8,56   | 6,66    | 32,52   | 8,62  | 25,1      |                        |       |                     |
|         | Total  | 32 | 6,32  | 4,05   | 0,18    | 32,52   | 7,54  |           |                        |       |                     |
| 0,3mm   | Grup A | 8  | 4,83  | 2,73   | 0,61    | 11,90   | 4,28  | 13,6      | 11,9                   | 0,008 | 1-4<br>2-4          |
|         | Grup B | 8  | 2,66  | 1,71   | 0,30    | 11,70   | 3,72  | 9,3       |                        |       |                     |
|         | Grup C | 8  | 13,31 | 5,28   | 0,65    | 48,62   | 16,46 | 18,5      |                        |       |                     |
|         | Grup D | 8  | 17,05 | 12,55  | 7,50    | 48,52   | 13,17 | 24,6      |                        |       |                     |
|         | Total  | 32 | 9,46  | 5,28   | 0,30    | 48,62   | 11,99 |           |                        |       |                     |
| 0,4 mm  | Grup A | 8  | 5,83  | 3,23   | 0,80    | 14,33   | 5,14  | 13,6      | 12,2                   | 0,007 | 1-4<br>2-4          |
|         | Grup B | 8  | 3,02  | 2,11   | 0,36    | 12,52   | 3,94  | 9,3       |                        |       |                     |
|         | Grup C | 8  | 17,10 | 6,39   | 1,07    | 71,68   | 23,70 | 18,3      |                        |       |                     |
|         | Grup D | 8  | 21,06 | 14,66  | 7,42    | 54,56   | 15,22 | 24,9      |                        |       |                     |
|         | Total  | 32 | 11,75 | 6,39   | 0,36    | 71,68   | 15,72 |           |                        |       |                     |
| 0,5mm   | Grup A | 8  | 6,56  | 3,63   | 0,98    | 15,57   | 5,73  | 14,1      | 10,3                   | 0,017 | 1-4<br>2-4          |
|         | Grup B | 8  | 3,24  | 2,77   | 0,51    | 11,04   | 3,37  | 9,4       |                        |       |                     |
|         | Grup C | 8  | 21,00 | 7,85   | 1,03    | 98,81   | 32,51 | 18,9      |                        |       |                     |
|         | Grup D | 8  | 21,84 | 16,55  | 2,93    | 51,45   | 16,62 | 23,6      |                        |       |                     |
|         | Total  | 32 | 13,16 | 6,03   | 0,51    | 98,81   | 19,57 |           |                        |       |                     |
| 0,75 mm | Grup A | 8  | 9,03  | 4,60   | 1,44    | 24,60   | 8,42  | 14,8      | 8                      | 0,045 | 2-3<br>2-4          |
|         | Grup B | 8  | 3,94  | 3,65   | 0,71    | 10,23   | 3,19  | 9,8       |                        |       |                     |
|         | Grup C | 8  | 30,11 | 12,62  | 1,65    | 156,60  | 51,91 | 19,4      |                        |       |                     |
|         | Grup D | 8  | 21,35 | 18,06  | 2,60    | 45,66   | 15,04 | 22,1      |                        |       |                     |
|         | Total  | 32 | 16,11 | 5,83   | 0,71    | 156,60  | 28,05 |           |                        |       |                     |

|         | Grup   | n  | Mean  | Median | Minimum | Maximum | ss    | Sıra Ort. | Kruskal-Wallis H testi |       |                     |
|---------|--------|----|-------|--------|---------|---------|-------|-----------|------------------------|-------|---------------------|
|         |        |    |       |        |         |         |       |           | H                      | p     | İkili Karşılaştırma |
| 1 mm    | Grup A | 8  | 9,71  | 5,85   | 1,78    | 22,14   | 7,36  | 15,0      | 7,3                    | 0,063 | -                   |
|         | Grup B | 8  | 4,58  | 4,88   | 1,16    | 8,67    | 3,17  | 9,9       |                        |       |                     |
|         | Grup C | 8  | 31,51 | 15,72  | 1,99    | 156,00  | 51,26 | 19,9      |                        |       |                     |
|         | Grup D | 8  | 19,72 | 14,90  | 2,60    | 40,94   | 14,69 | 21,3      |                        |       |                     |
|         | Total  | 32 | 16,38 | 7,09   | 1,16    | 156,00  | 27,68 |           |                        |       |                     |
| 1,25 mm | Grup A | 8  | 12,44 | 7,40   | 1,98    | 31,05   | 10,33 | 16,5      | 5,1                    | 0,165 | -                   |
|         | Grup B | 8  | 5,51  | 5,11   | 1,35    | 10,68   | 3,85  | 10,0      |                        |       |                     |
|         | Grup C | 8  | 30,38 | 13,79  | 2,46    | 148,00  | 48,53 | 19,3      |                        |       |                     |
|         | Grup D | 7  | 12,67 | 11,12  | 2,77    | 33,48   | 10,21 | 18,6      |                        |       |                     |
|         | Total  | 31 | 15,33 | 8,99   | 1,35    | 148,00  | 26,24 |           |                        |       |                     |
| 1,5 mm  | Grup A | 8  | 13,89 | 8,65   | 2,42    | 35,76   | 11,88 | 16,9      | 3,8                    | 0,281 | -                   |
|         | Grup B | 8  | 6,50  | 5,74   | 1,48    | 13,17   | 4,60  | 11,1      |                        |       |                     |
|         | Grup C | 8  | 29,89 | 15,34  | 2,67    | 132,10  | 42,67 | 19,9      |                        |       |                     |
|         | Grup D | 7  | 11,73 | 9,65   | 2,04    | 29,93   | 9,61  | 16,1      |                        |       |                     |
|         | Total  | 31 | 15,62 | 9,65   | 1,48    | 132,10  | 23,70 |           |                        |       |                     |
| 1,75 mm | Grup A | 8  | 15,07 | 9,56   | 2,78    | 40,59   | 13,60 | 16,6      | 3,8                    | 0,288 | -                   |
|         | Grup B | 8  | 7,47  | 6,06   | 1,68    | 16,81   | 5,71  | 11,5      |                        |       |                     |
|         | Grup C | 8  | 30,61 | 16,42  | 2,89    | 124,80  | 39,98 | 20,3      |                        |       |                     |
|         | Grup D | 7  | 11,93 | 8,23   | 2,77    | 28,24   | 9,25  | 15,6      |                        |       |                     |
|         | Total  | 31 | 16,41 | 8,23   | 1,68    | 124,80  | 22,83 |           |                        |       |                     |
| 2mm     | Grup A | 8  | 14,88 | 10,62  | 3,14    | 34,21   | 11,73 | 16,0      | 4,6                    | 0,202 | -                   |
|         | Grup B | 8  | 8,35  | 6,41   | 1,97    | 19,40   | 6,59  | 11,4      |                        |       |                     |
|         | Grup C | 8  | 32,37 | 18,82  | 3,28    | 124,60  | 39,56 | 20,5      |                        |       |                     |
|         | Grup D | 6  | 11,75 | 9,19   | 0,09    | 25,46   | 10,21 | 13,7      |                        |       |                     |
|         | Total  | 30 | 17,18 | 10,90  | 0,09    | 124,60  | 23,07 |           |                        |       |                     |

0,1 mm deplasman değerinde oluşan kuvvet miktarı D grubunda A ve B grubuna göre anlamlı derecede yüksek görülmektedir.( $p<0,05$ )

0,2 mm deplasman değerinde oluşan kuvvet miktarı D grubunda A ve B grubuna göre anlamlı derecede yüksek görülmektedir.( $p<0,05$ )

0,3 mm deplasman değerinde oluşan kuvvet miktarı D grubunda A ve B grubuna göre anlamlı derecede yüksek görülmektedir.( $p<0,05$ )

0,4 mm deplasman değerinde oluşan kuvvet miktarı D grubunda A ve B grubuna göre anlamlı derecede yüksek görülmektedir.( $p<0,05$ )

0,5 mm deplasman değerinde oluşan kuvvet miktarı D grubunda A ve B grubuna göre anlamlı derecede yüksek görülmektedir.( $p<0,05$ )

0,75 mm değerinde oluşan kuvvet miktarı D ve C grubunda B grubuna göre anlamlı derecede yüksek görülmektedir.

1 mm, 1,25 mm, 1,5 mm, 1,75 mm ile 2 mm değerleri açısından 4 grup arasında anlamlı bir farklılık görülmemektedir.( $p>0,05$ ) (Tablo 4.3)

**Tablo 4.4. Her örnek için belirli kuvvet değerlerinde oluşan deplasman miktarlarının istatistiksel değerlendirmesi**

|      | Grup   | Kruskall-Wallis H testi |       |        |         |         |      |           |      |       | İkili Karşılaştırma |
|------|--------|-------------------------|-------|--------|---------|---------|------|-----------|------|-------|---------------------|
|      |        | n                       | Mean  | Median | Minimum | Maximum | ss   | Sıra Ort. | H    | p     |                     |
| 5 N  | Grup A | 8                       | 1,27  | 0,84   | 0,11    | 6,00    | 1,95 | 18,9      | 6,4  | 0,095 | -                   |
|      | Grup B | 8                       | 2,74  | 1,76   | 0,10    | 7,56    | 2,74 | 22,1      |      |       |                     |
|      | Grup C | 8                       | 0,60  | 0,29   | 0,04    | 2,25    | 0,80 | 13,1      |      |       |                     |
|      | Grup D | 8                       | 0,39  | 0,12   | 0,04    | 0,95    | 0,43 | 11,9      |      |       |                     |
|      | Total  | 32                      | 1,25  | 0,73   | 0,04    | 7,56    | 1,90 |           |      |       |                     |
| 10 N | Grup A | 8                       | 2,68  | 1,87   | 0,23    | 7,92    | 2,72 | 19,5      | 11,7 | 0,008 | 1-4<br>2-4          |
|      | Grup B | 8                       | 5,05  | 4,29   | 0,24    | 12,87   | 4,61 | 22,4      |      |       |                     |
|      | Grup C | 8                       | 1,11  | 0,72   | 0,08    | 2,72    | 1,09 | 13,5      |      |       |                     |
|      | Grup D | 7                       | 0,20  | 0,24   | 0,07    | 0,27    | 0,08 | 7,6       |      |       |                     |
|      | Total  | 31                      | 2,33  | 0,95   | 0,07    | 12,87   | 3,23 |           |      |       |                     |
| 15 N | Grup A | 7                       | 3,29  | 3,01   | 0,46    | 6,29    | 2,39 | 16,9      | 12,7 | 0,005 | 1-4<br>2-4          |
|      | Grup B | 7                       | 7,53  | 5,24   | 1,61    | 22,24   | 7,17 | 20,9      |      |       |                     |
|      | Grup C | 7                       | 1,58  | 0,70   | 0,12    | 4,29    | 1,68 | 10,7      |      |       |                     |
|      | Grup D | 6                       | 0,37  | 0,31   | 0,10    | 0,72    | 0,22 | 6,5       |      |       |                     |
|      | Total  | 27                      | 3,29  | 2,01   | 0,10    | 22,24   | 4,63 |           |      |       |                     |
| 20 N | Grup A | 7                       | 3,93  | 3,73   | 0,84    | 7,42    | 2,62 | 13,3      | 11,5 | 0,009 | 1-4<br>2-4          |
|      | Grup B | 5                       | 6,88  | 8,91   | 2,05    | 10,59   | 4,12 | 16,6      |      |       |                     |
|      | Grup C | 6                       | 1,33  | 0,62   | 0,15    | 3,61    | 1,47 | 7,5       |      |       |                     |
|      | Grup D | 3                       | 0,26  | 0,32   | 0,13    | 0,33    | 0,11 | 3,3       |      |       |                     |
|      | Total  | 21                      | 3,36  | 2,72   | 0,13    | 10,59   | 3,45 |           |      |       |                     |
| 25 N | Grup A | 7                       | 4,48  | 4,14   | 1,04    | 8,37    | 2,87 | 11,3      | 10,7 | 0,013 | 1-4<br>2-4          |
|      | Grup B | 2                       | 7,75  | 7,75   | 3,55    | 11,94   | 5,93 | 13,5      |      |       |                     |
|      | Grup C | 4                       | 0,65  | 0,55   | 0,18    | 1,31    | 0,48 | 5,5       |      |       |                     |
|      | Grup D | 3                       | 0,31  | 0,36   | 0,16    | 0,43    | 0,14 | 2,7       |      |       |                     |
|      | Total  | 16                      | 3,15  | 1,27   | 0,16    | 11,94   | 3,55 |           |      |       |                     |
| 30 N | Grup A | 7                       | 5,07  | 4,92   | 1,24    | 9,38    | 3,05 | 10,4      | 10   | 0,018 | 1-4<br>2-4          |
|      | Grup B | 2                       | 9,07  | 9,07   | 4,87    | 13,26   | 5,93 | 12,5      |      |       |                     |
|      | Grup C | 3                       | 0,98  | 1,07   | 0,21    | 1,65    | 0,72 | 4,7       |      |       |                     |
|      | Grup D | 3                       | 0,38  | 0,40   | 0,18    | 0,55    | 0,19 | 2,7       |      |       |                     |
|      | Total  | 15                      | 3,84  | 1,65   | 0,18    | 13,26   | 3,94 |           |      |       |                     |
| 35 N | Grup A | 6                       | 5,45  | 5,92   | 1,49    | 10,59   | 3,35 | 9,7       | 9    | 0,029 | 1-4<br>2-4          |
|      | Grup B | 2                       | 10,15 | 10,15  | 5,73    | 14,58   | 6,26 | 12,0      |      |       |                     |
|      | Grup C | 3                       | 1,24  | 1,57   | 0,24    | 1,93    | 0,89 | 5,0       |      |       |                     |
|      | Grup D | 3                       | 0,46  | 0,45   | 0,21    | 0,72    | 0,26 | 2,7       |      |       |                     |
|      | Total  | 14                      | 4,15  | 2,00   | 0,21    | 14,58   | 4,35 |           |      |       |                     |
| 40 N | Grup A | 6                       | 6,18  | 6,39   | 1,73    | 12,52   | 3,85 | 9,7       | 7,9  | 0,048 | 1-4<br>2-4          |
|      | Grup B | 1                       | 5,95  | 5,95   | 5,95    | 5,95    | .    | 10,0      |      |       |                     |
|      | Grup C | 3                       | 1,55  | 1,86   | 0,27    | 2,52    | 1,16 | 5,0       |      |       |                     |
|      | Grup D | 3                       | 0,55  | 0,49   | 0,24    | 0,93    | 0,35 | 2,7       |      |       |                     |
|      | Total  | 13                      | 3,80  | 2,52   | 0,24    | 12,52   | 3,68 |           |      |       |                     |

|      | Grup   | n  | Mean | Median | Minimum | Maximum | ss   | Sıra Ort. | Kruskal-Wallis H testi |       |                     |
|------|--------|----|------|--------|---------|---------|------|-----------|------------------------|-------|---------------------|
|      |        |    |      |        |         |         |      |           | H                      | p     | İkili Karşılaştırma |
| 3 N  | Grup A | 8  | 0,61 | 0,38   | 0,06    | 2,54    | 0,82 | 18,6      | 9,5                    | 0,023 | 2-4                 |
|      | Grup B | 8  | 1,21 | 0,95   | 0,05    | 2,97    | 1,00 | 23,4      |                        |       |                     |
|      | Grup C | 8  | 0,40 | 0,15   | 0,02    | 1,58    | 0,54 | 14,5      |                        |       |                     |
|      | Grup D | 8  | 0,15 | 0,05   | 0,02    | 0,56    | 0,20 | 9,5       |                        |       |                     |
|      | Total  | 32 | 0,59 | 0,30   | 0,02    | 2,97    | 0,78 |           |                        |       |                     |
| 6 N  | Grup A | 8  | 1,44 | 1,05   | 0,13    | 6,31    | 2,03 | 19,8      | 14,4                   | 0,002 | 1-4<br>2-4          |
|      | Grup B | 8  | 3,41 | 2,09   | 0,12    | 9,86    | 3,45 | 23,0      |                        |       |                     |
|      | Grup C | 8  | 0,80 | 0,54   | 0,09    | 2,33    | 0,76 | 17,0      |                        |       |                     |
|      | Grup D | 8  | 0,11 | 0,12   | 0,04    | 0,17    | 0,04 | 6,3       |                        |       |                     |
|      | Total  | 32 | 1,44 | 0,54   | 0,04    | 9,86    | 2,31 |           |                        |       |                     |
| 9 N  | Grup A | 8  | 2,49 | 1,78   | 0,21    | 7,37    | 2,58 | 18,9      | 10,9                   | 0,012 | 1-4<br>2-4          |
|      | Grup B | 8  | 4,85 | 3,73   | 0,20    | 12,95   | 4,61 | 22,1      |                        |       |                     |
|      | Grup C | 8  | 1,12 | 0,79   | 0,09    | 2,61    | 0,97 | 14,5      |                        |       |                     |
|      | Grup D | 7  | 0,29 | 0,23   | 0,06    | 0,97    | 0,31 | 7,4       |                        |       |                     |
|      | Total  | 31 | 2,25 | 0,97   | 0,06    | 12,95   | 3,13 |           |                        |       |                     |
| 12 N | Grup A | 7  | 2,22 | 1,78   | 0,30    | 5,52    | 1,98 | 18,4      | 10,8                   | 0,013 | 2-4                 |
|      | Grup B | 7  | 5,12 | 1,90   | 0,31    | 13,64   | 5,11 | 21,1      |                        |       |                     |
|      | Grup C | 8  | 1,33 | 0,87   | 0,10    | 3,66    | 1,34 | 13,4      |                        |       |                     |
|      | Grup D | 7  | 0,26 | 0,25   | 0,08    | 0,37    | 0,11 | 7,3       |                        |       |                     |
|      | Total  | 29 | 2,20 | 0,90   | 0,08    | 13,64   | 3,19 |           |                        |       |                     |
| 15 N | Grup A | 7  | 3,29 | 3,02   | 0,46    | 6,29    | 2,40 | 17,0      | 12                     | 0,008 | 1-4<br>2-4          |
|      | Grup B | 6  | 5,07 | 4,34   | 1,61    | 9,10    | 3,35 | 20,0      |                        |       |                     |
|      | Grup C | 7  | 1,37 | 0,70   | 0,12    | 3,19    | 1,35 | 10,4      |                        |       |                     |
|      | Grup D | 6  | 0,37 | 0,31   | 0,10    | 0,72    | 0,22 | 6,5       |                        |       |                     |
|      | Total  | 26 | 2,51 | 1,81   | 0,10    | 9,10    | 2,70 |           |                        |       |                     |
| 18 N | Grup A | 7  | 3,62 | 3,36   | 0,68    | 6,81    | 2,50 | 16,3      | 13,1                   | 0,004 | 1-4<br>2-4          |
|      | Grup B | 6  | 6,01 | 6,33   | 1,88    | 9,52    | 3,51 | 19,7      |                        |       |                     |
|      | Grup C | 6  | 1,27 | 0,56   | 0,15    | 3,53    | 1,44 | 9,5       |                        |       |                     |
|      | Grup D | 6  | 0,43 | 0,38   | 0,11    | 0,74    | 0,24 | 6,0       |                        |       |                     |
|      | Total  | 25 | 2,86 | 1,88   | 0,11    | 9,52    | 3,06 |           |                        |       |                     |

5 N değerleri açısından dört grup arasında anlamlı bir farklılık görülmemektedir.( $p>0,05$ )

10 N değerleri D grubunda A ve B grubuna göre anlamlı derecede düşük görülmektedir.( $p<0,05$ )

15 N değerleri D grubunda A ve B grubuna göre anlamlı derecede düşük görülmektedir.( $p<0,05$ )

20 N değerleri D grubunda A ve B grubuna göre anlamlı derecede düşük görülmektedir.( $p<0,05$ )

25 N değerleri D grubunda A ve B grubuna göre anlamlı derecede düşük görülmektedir.( $p<0,05$ )

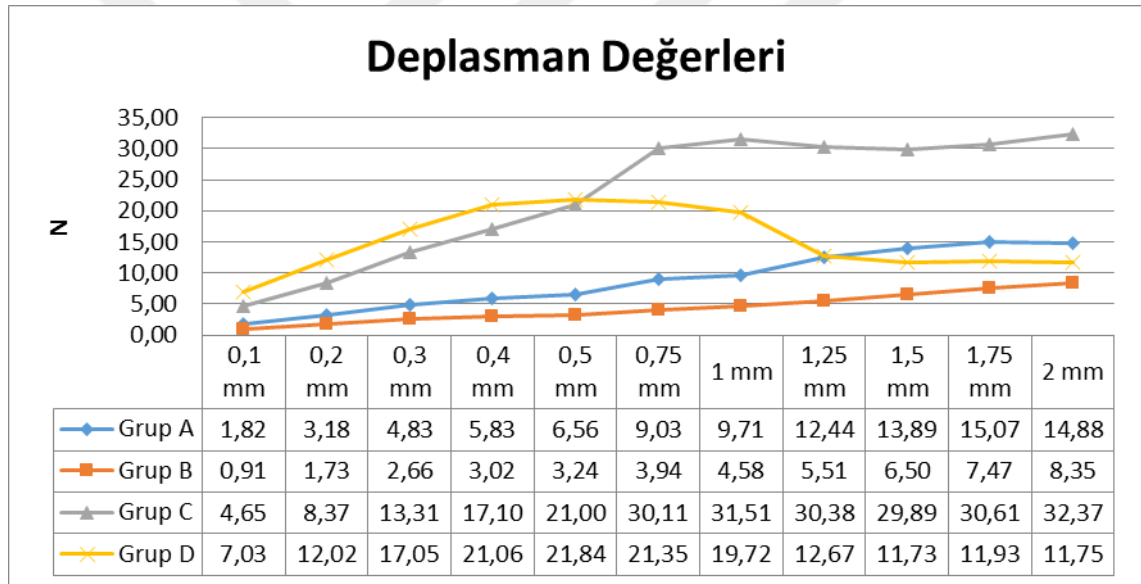
30 N değerleri D grubunda A ve B grubuna göre anlamlı derecede düşük görülmektedir.( $p<0,05$ )

35 N değerleri D grubunda A ve B grubuna göre anlamlı derecede düşük görülmektedir.( $p<0,05$ )

40 N değerleri D grubunda A ve B grubuna göre anlamlı derecede düşük görülmektedir.( $p<0,05$ )

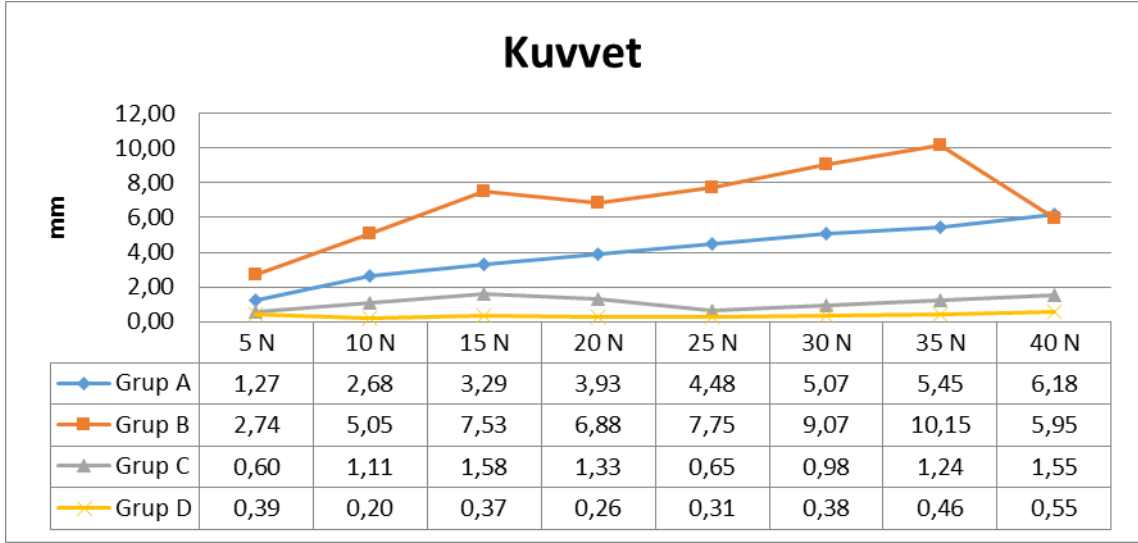
3 N ve 12 N değerleri D grubunda B grubuna göre anlamlı derecede düşük görülmektedir.( $p<0,05$ )

6 N, 9 N, 15 N ve 18 N değerleri D grubunda A ve B grubuna göre anlamlı derecede düşük görülmektedir.( $p<0,05$ ) (Tablo 4.4)

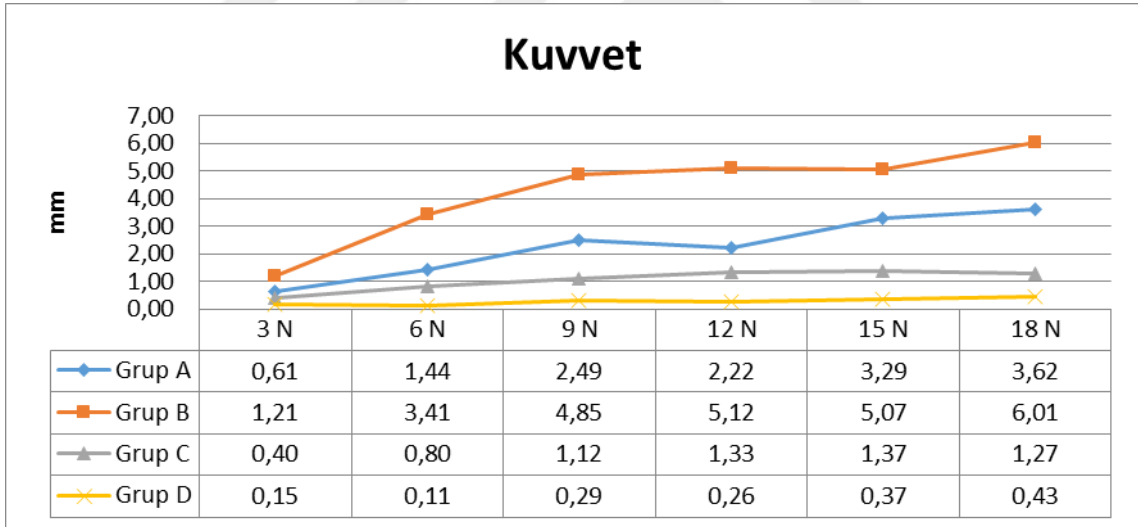


**Şekil 4.1. Belirli deplasman miktarları için oluşan kuvvet değerleri**

0,1 ile 2mm arasında değişen deplasman değerleri için uygulanması gereken kuvvet miktarlarının dağılımı bir grafikte özetlenmiştir. (Şekil 4.1)



**Şekil 4.2. Belirli kuvvet değerleri için oluşan deplasman miktarlarını özetleyen şema**



**Şekil 4.3. Belirli kuvvet değerleri için oluşan deplasman miktarlarını özetleyen şema**

Oluşan kuvvetler karşısında gelişen deplasmanlar grafik şemalarla özetlenmiştir.

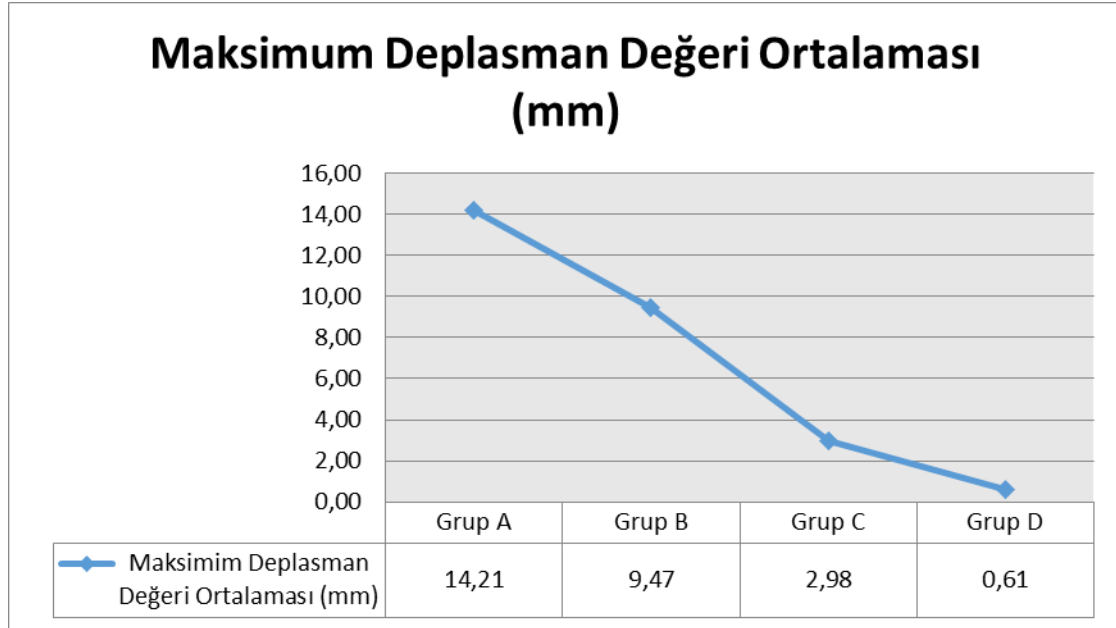
( Şekil 4.2, Şekil 4.3.)

Tablo 4.5. Ölçülen maksimum değerlerin grup içi ortalamaları

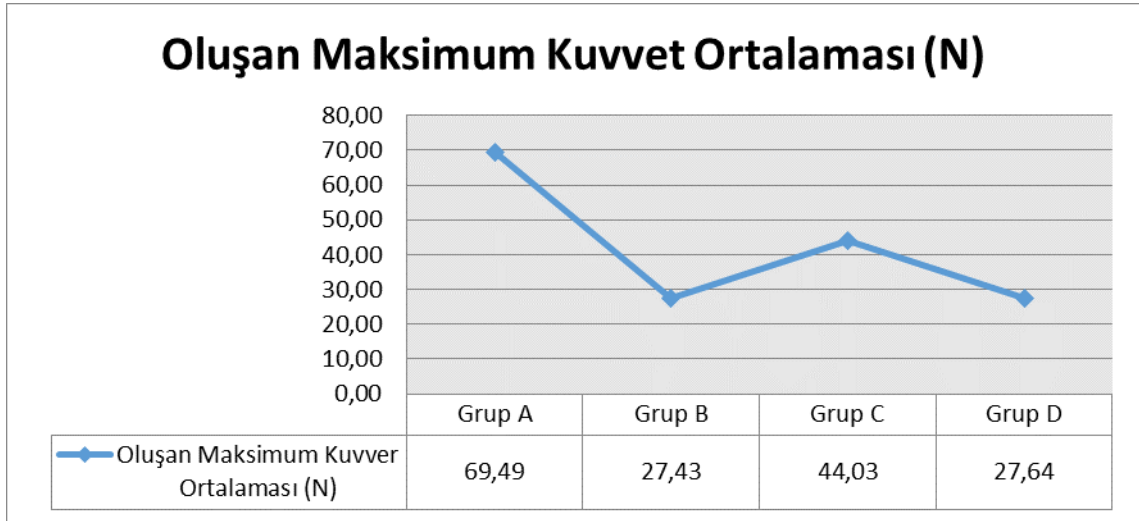
|                                              | Grup    | n  | Mean | Median | Minimum | Maximum | ss   | Sıra Ort. | Kruskal-Wallis H testi |        |     |
|----------------------------------------------|---------|----|------|--------|---------|---------|------|-----------|------------------------|--------|-----|
|                                              |         |    |      |        |         |         |      |           | H                      | p      |     |
| MAKSİMUM DEPLASMAN DEĞERLERİ Ortalaması (mm) | A Grubu | 8  | 14,2 | 10,8   | 1,2     | 33,1    | 10,3 | 24,8      | 22,7                   | 0,0001 | 1-3 |
|                                              | B Grubu | 8  | 9,5  | 9,4    | 4,2     | 14,9    | 3,9  | 23,1      |                        |        | 1-4 |
|                                              | C Grubu | 8  | 3,0  | 3,4    | 0,4     | 5,0     | 1,6  | 12,8      |                        |        | 2-3 |
|                                              | D Grubu | 8  | 0,6  | 0,7    | 0,3     | 1,0     | 0,2  | 5,4       |                        |        | 2-4 |
|                                              | Total   | 32 | 6,8  | 4,3    | 0,3     | 33,1    | 7,6  |           |                        |        | 3-4 |
| OLUŞAN MAKSİMUM KUVVET Ortalaması (N)        | A Grubu | 8  | 69,5 | 71,4   | 11,8    | 125,3   | 40,6 | 23,0      | 5,8                    | 0,121  | -   |
|                                              | B Grubu | 8  | 27,4 | 21,8   | 10,4    | 48,2    | 14,7 | 13,9      |                        |        |     |
|                                              | C Grubu | 8  | 44,0 | 25,1   | 14,9    | 160,5   | 48,3 | 16,5      |                        |        |     |
|                                              | D Grubu | 8  | 27,6 | 18,6   | 7,6     | 56,4    | 18,0 | 12,6      |                        |        |     |
|                                              | Total   | 32 | 42,1 | 29,3   | 7,6     | 160,5   | 36,4 |           |                        |        |     |

Maksimum deplasman değerleri açısından gruplar arasında anlamlı farklılık görülmektedir. ( $p < 0,05$ ) C ve D grubunun değerleri A ve B grubunda anlamlı derecede düşük görülürken, D grubunun değerleri aynı zamanda C grubundan da düşük görülmektedir. (Tablo 4.5)

Oluşan Maksimum kuvvet açısından gruplar arasında anlamlı bir farklılık görülmemektedir. ( $p > 0,05$ ) İstatistiksel olarak anlamlı olmamakla birlikte A ve C grubunda değerler daha yüksek görülmektedir. (Tablo 4.5) elde edilen değerler grafiklerle özetlenmiştir.



Şekil 4.4. Maksimum deplasman değerleri ortalama grafiği



**Şekil 4.5. Oluşan maksimum kuvvet değerlerinin ortalama grafiği**

## 5. TARTIŞMA

Mandibula angulus fraktürleri, tüm mandibula fraktürleri, fraktür yerine göre değerlendirildiğinde en sık görülen kırık tipleri arasındadır (9) (21) (22) (23). Angulus bölgesinin kesitinin, korpus, semfiz ve parasemfize göre daha ince olması ve bu bölgedeki üçüncü molar dişlerin varlığı angulus kırıklarının sık görülmesine sebep olur (29) (186). Angulus kırıklarının tedavisi, diğer bölgelerin kırıklarına göre daha zordur ve yüksek komplikasyon oranlarına sahiptir (22) (54) (61) (80). Mandibula angulus bölgesi kırıklarının pek çok tedavi yöntemi vardır. Ancak ideal tedavi yöntemi henüz belirlenememiştir. Günümüzde kullanılan bütün tekniklerin birbirlerine göre avantaj ve dezavantajları vardır. En ideal tedavi yöntemini belirleyebilmek için araştırmalar devam etmektedir. Bu amaçla klinik çalışmalar (22) (49) (51) (235) (236) (155) yapıldığı gibi biyomekanik çalışmalar da (69) (77) (78) (226) yapılmaktadır. Biyomekanik çalışmalar için çok çeşitli deney modelleri kullanılmaktadır.

Fiksasyon sistemlerinin biyomekanik karakteristiği, plak, vida veya yapıştırıcı ile kemik arasındaki etkileşime bağlıdır. İdeal invitro test modeli, fizyolojik ve anatomik şartları mümkün olduğunca taklit ederek fiksasyon sistemlerini incelemeye yardımcı olmalıdır (228). Bu amaçla bazı biyomekanik çalışmalarda 2-nokta deney düzenekleri (cantilever beam model) kullanılmıştır (47) (224) (231) (232). Ancak bu düzenekler, oldukça kompleks olan mandibuladaki çiğneme ve ısırma mekanizmasını, tek bir noktadan kuvvet uygulayarak oldukça basit bir şekilde taklit etmektedirler. Dolayısıyla, bu deney düzeneği ile yapılan çalışmalarda mandibuladaki kas kuvvetlerinin taklit edilip edilemediği şüphelidir. (1) (47) (225). 3 nokta deney düzenekleri ise ilk defa Armstrong ve ark. (228) tarafından tarif edilmiş ve daha sonraları başka çalışmalarca da (78) (223) kullanılmıştır. Bu deney düzeneğinin, mandibuladaki çiğneme kuvvetlerini en iyi taklit edecek şekilde dizayn edildiği düşünülmektedir. (228) Bu model ile kondil üzerine etki eden kuvvetler bir noktada, kesici bölgesinde oluşan direnç bir noktada ve çiğneme sırasında gıda bolusunun ve üst dislerin, alt çene üzerinde oluşturdukları yük bir noktada olacak şekilde modele yansıtılmıştır. Çalışmamızda bu sebeple 3 noktadan yükleme yapılabilen deney düzeneği kullanılmıştır. Kırık fragmanlarından ramus parçası, iki adet mil ile fiksatöre tutturulurken ön parça alttan ikinci dayanak noktasını oluşturacak şekilde desteklenmiş

ancak, ağız içindeki hareket kabiliyetini taklit edebilmek için serbest bırakılmıştır. Her iki fragmanın da vidalarla fiksatöre sabitlendiği durumda deney örneğinin hiper statik olacağı ve fiksasyon metodunun yanında bu vidaların da kuvvet karşısında yer değiştirmeye karşı çıkacağı ve ölçümün yanıltıcı olacağı düşünülmüştür. Bizim hazırladığımız fiksatörde ise parçalar serbest hareket kabiliyetine sahiptir ve hareket karşısında oluşan direncin tamamını fiksasyon metodu taşımaktadır.

İn vitro deneylerde, biyomekanik test modeli oluşturmak için kullanılabilecek en ideal materyal insan kadavra mandibulasıdır (221). İnsan kadavrasından elde edilen mandibulalar şekilleri ve yapısal özellikleriyle biyomekanik çalışmaların tüm ihtiyaçlarını karşılarlar ancak tedarik edilmeleri zor ve zahmetlidir. Bununla birlikte, yasal prosedürler bu tarz çalışmaları sınırlandırıcı özelliktedirler. Yine de İnsan kadavra mandibulasının kullanıldığı biyomekanik çalışmalar literatürde mevcuttur (69) (222) (223). Her ne kadar biyomekanik çalışmalar için en uygun örnek çeşidi olsalar da bir takım ön işlemlerden geçirilme ve tahnit edilme zorunluluğu yüzünden strüktürel yapıları bozulmakta, böylece de deneyde kullanılacak mandibulaların sertlik, elastiklik, yoğunluk gibi bir takım fiziksel özelliklerini değiştirebileceğinden biyomekanik test sonuçlarının güvenilirliğini de azaltmaktadır. (237)

Mandibula fraktürlerini konu alan bazı biyomekanik çalışmalarda ise, mandibulanın korteks ve spongiyöz tabakalarını taklit eden poliüretan mandibula replikaları kullanılmıştır (224) (77) (225) (219). Ancak, insan mandibulasının anatomisi komplekstir yapısı homojen değildir ve kortikal kemiğin kalınlığı her yerde aynı değildir. Bu da fiksasyon yöntemlerinin başarısında büyük rol oynar. Bu nedenle poliüretan materyallere nazaran şekil ve yapısal bakımdan insan mandibulasına en çok benzeyen hayvan kaynaklı mandibulaların kullanımı biyolojik insan mandibulasını taklit etmede daha iyi sonuçlar verir.

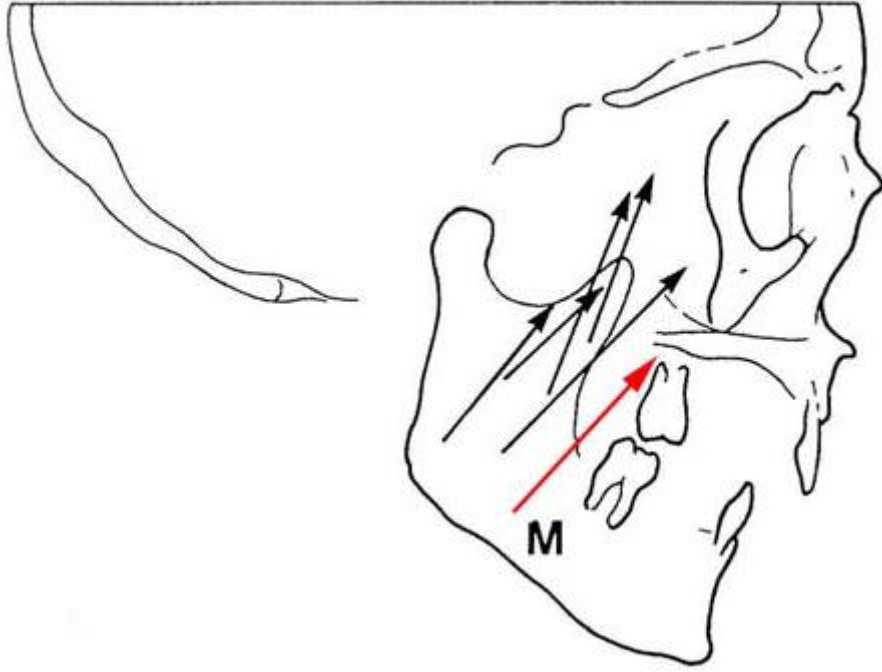
Çalışmalarda en sık kullanılan hayvan kaynaklı mandibula modeli koyun mandibulasıdır (47) (78) (226) (238) (239)(240). Bunun sebebi, koyun mandibulaları çok sayıda elde edilebilir oldukları için örnek çeşitliliğine ve sayısına imkan vermeleridir. Ayrıca fikse edilmeyip taze bir şekilde kullanıldıkları için kemiğin yapısal özellikleri korunabilmektedir (47) (78) (226) (233) (238). Bizim çalışmamızda da özellikle yapıştırıcı ile yapılan fiksasyonun sağlıklı değerlendirilebilmesi amacıyla kemiğin nemli taze yapısının bozulmaması oldukça önemli olduğu ve kolay elde edilebildiği için koyun mandibulası kullanılmıştır.

Kırık parçaların fiksasyonunun gerektiği her vakada internal fiksasyon teknikleri aynı etkinlikte kullanılamaz. Mandibula angulus kırığı tedavilerinde fiksasyon teknikleri de çeşitlilik gösterir. Plak ve vida fiksasyonu, bu tekniklerden bir tanesidir. Fiksasyon teknikleri arasında yapılan karşılaştırma çalışmalarında titanyum plak ve vida fiksasyonunun stabilitesinin yeterli olduğu gösterilmiştir (241) (242).

Mandibula kırığı fiksasyonunda plak lokalizasyonu için bir çok teknik tanımlanmıştır (54) (59) (77) (224). Mandibular angulus kırıklarında da en uygun plak lokalizasyonun mandibulanın üst sınırı (Champy prensibi) olduğunu birçok biyomekanik ve klinik çalışma göstermiştir (7) (8) (40) (59) (188) (224) (241) (235). Champy tekniği için baska çalışmalarda da (1) (236) (243) düşük komplikasyon oranları rapor edilmesine rağmen bu tekniğin, inferior mandibula alt kenarında lateral deplasmana ve aralanmaya, kırık tarafında posterior açık kapanısa sebep olabileceği ve bu deplasmanların, ayrıca enfeksiyona da sebep olabileceği belirtilmiştir (237).

Tüm bunlar dikkate alınarak, çalışmamızda yapıştırıcılarla karşılaştırılmak üzere; yine yapıştırıcılarda amaçlanan, minimal invazivlik prensibi göz önüne alınarak mandibula üst sınırına monokortikal plak ve vida yerleştirilmiştir. Yapıştırıcıların plakla uygulamasında da yine aynı bölgeye plak uygulaması tercih edilmiştir.

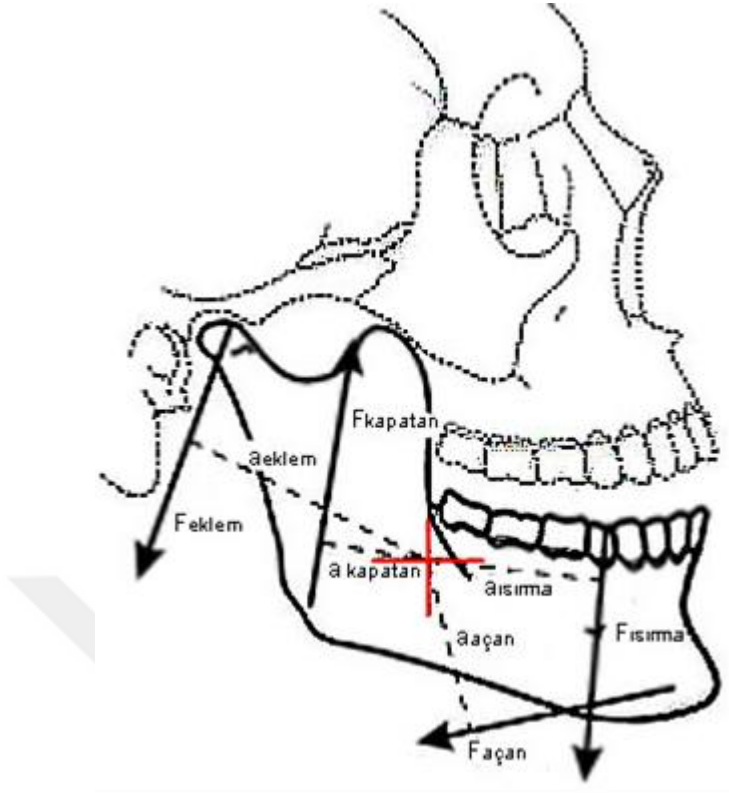
Koolstra ve arkadaşları (244) tüm çiğneme kaslarının ve bu kasların komponentlerinin anatomik pozisyonlarına göre oluşan maksimum ısırma vektörlerinin birleşkelerini, yaptıkları kuvvet analizinde göstermişlerdir (Şekil 5.1).



**Şekil 5.1. Maksimum ısırma kuvveti vektörleri**

Koolstra ve arkadaşlarının yaptıkları kuvvet analizlerinde fonksiyon sırasında mandibulada oluşan maksimum ısırma kuvvetinin vektörü yukarıdaki şekilde (M) çizgisi olarak gösterilmiştir.

Ayrıca Koolstra, insan çiğneme sisteminin dinamiklerini incelediği araştırmasında, sagittal planda alt çenede oluşan kuvvetleri ve bu kuvvetlerin moment kollarının oluşturduğu ağırlık merkezini Şekil 5.2 'deki gibi göstermiştir (245).



**Şekil 5.2. Alt çenede sagittal plandaki kuvvetler**

Alt çenede sagittal plandaki kuvvetler

F kapatanlar: çeneyi kapatan kasların kuvvet yönü vektörlerinin bileşkesi.

F açanlar: çeneyi açan kasların kuvvet yönü vektörlerinin bileşkesi.

F eklem: eklem kuvveti

F ısırma: ısırma kuvveti

a: kuvvetlerin moment kolları

+: ağırlık merkezi

Ellis (24), angulus kırıklarının tedavisinde, biyomekanik testlerdeki kadar büyük stabilizasyon değerlerine ihtiyaç olmadığını vurgulamıştır. Mandibula angulus kırıklarının tedavisinden ve ortognatik cerrahiden sonra hastaların erken postoperatif dönemdeki ısırma kuvvetlerinin preoperatif ve geç postoperatif dönemden daha az olduğu çalışmalarla ortaya konmuştur (239) (240). Pistner ve Kukiz (246), mandibuler osteotomi yapılan hastalarda osteotomi aralığında oluşan gerilimi, çiğneme kuvvetlerini

ölçerek belirlemeye çalışmışlar ve postoperatif 6. haftada bu kuvvetin 65 Nt olduğunu belirtmişlerdir .

Gerlach ve arkadaşları (42) Champy prensibi ile tedavi edilmiş mandibula angulus kırığı hastalarında post-operative çiğneme kuvvetinin molar bölgede 1. haftada 90 N, 6. haftada 148 N olduğunu göstermiştir.

Tate ve ark (240) 35 angulus fraktürlü ve 29 sağlıklı (kontrol grubu) birey üzerinde yaptıkları araştırmada, cerrahi sonrası ilk haftalarda fraktürlü hastalarda kontrol grubuna göre ve kendi karşıt arklarına göre molar bölgedeki ısırma kuvvetinin daha az olduğunu bildirmişlerdir. Bu çalışmada kırık bölgesinde, maksimum ısırma kuvveti birinci hafta sonunda 130 N, altı hafta sonunda ise 251 N olarak ölçülmüştür. Gerlach ve Schwarz 'ın (42) Champy yöntemine göre tedavi edilmiş angulus mandibula fraktürlü 22 hastada yaptıkları araştırmada ise fraktür tarafında molar bölgede oluşan ısırma kuvvetinin ilk haftada ortalama 90 N olduğunu, altı hafta sonunda ise 148 N' a ulaşıldığını bildirmişlerdir. Bu araştırmada da sağlam tarafa göre molar ve kanin bölgesinde oluşan ısırma kuvvetinin oldukça azaldığına dikkat çekilmiştir. Ayrıca 4 ve 6. haftalar arasında kırığın olduğu tarafta molarlar bölgesinde ısırma kuvvetinde anlaşılmayacak derecede azalma olduğu saptamışlardır, bunun sebebi olarak ise bu dönemde inferior alveolar sinirin rejenerasyonu, ağrı duyarlılığının tekrar artması ve periostun onarımının olabileceği bildirilmiştir. Eichner (247) ise mandibula fraktürlerinin tedavisinden sonra oluşan maksimum ısırma kuvvetlerinin daha düşük olduğunu savunmaktadır. Örnek olarak da bir insanın kraker yerken uyguladığı ısırma kuvvetinin 16.5 N, ekmek yerken 22.2 N, sert sosis yerken 16.7 N domuz pastırması yerken ise 34 N olduğunu bildirmiştir. 0Bu şekilde, Eichner biyomekanik testlerde uygulanan vertikal kuvvetlerin, normalden çok daha fazla olduğuna da dikkat çekmiştir.

Angulus mandibula kırıkları ile ilgili yapılan biyomekanik çalışmalara bakıldığında, uygulanan maksimum oklüzal kuvveti Kron ve ark (248) 30 N, Choi ve ark (237)60 N, Shetty ve ark (188) 220 N, Haug ve ark (224) 150 N, Schierle ve ark (1) 90 N, Wittenberg ve ark (249) 350N, Alkan ve ark (78) 90-180 N ile sınırlandırmışlardır. Bu bilgiler ışığında biz, çalışmamızı tasarlarken 6 haftalık iyileşme periyodundaki fiksasyon dayanıklılığını test etmeyi amaçladığımız için düşük kuvvetler uygulamayı tercih ettik. Ancak kullandığımız test cihazının çalışma prensibi, belirli kuvvetler uygulamak değil, deplasman oluşturmaktır. Bu sebeple kuvvet uygulayıp

deplasman ölçmek yerine, belirli bir deplasman değerine ulaşmak için uygulanması gereken kuvvet miktarını kaydettiğimizi söylemek, metod açısından daha uygundur. Pek çok örnekte 40 N'nun üzerinde kuvvet elde edilemediği, pek çok örnekte ise yüksek kuvvet değerleri oluşsa bile iyileşmenin gerçekleşemeyeceği kadar yüksek deplasman değerleri olduğu için değerlendirilmeye alınamamışlardır. Bu sebeple istatistiksel değerlendirmenin tutarlılığı amacıyla 40 N' a kadar olan kuvvetler değerlendirilmiştir. Deplasman için ise testin 30 mm deplasmana kadar sürdürülmesi hedeflense de bazı örneklerde ayrılma daha erken gerçekleşmiş ve test sonlandırılmıştır. 0,5mm'ye kadar primer iyileşme açısından değerlendirilmiş, 2mm'ye kadar olan deplasmanlar ise sekonder iyileşme açısından değerlendirilmiştir.

Çalışmamızda kullanılan servohidrolik test cihazının çalışma prensibi, test cihazının deplasman oluşturmak üzere ilerlemeye çalışırken belirlenen noktaya kuvvet uygulamaya çalışması üzerinedir. Bizim çalışmamızda oluşan kuvvet fiksasyon mekanizmasının direnci kadardır. Bu sebeple belirli miktar deplasman oluşabilmesi için gerekli kuvvet miktarlarının da incelenmesi çalışmanın metodolojisine daha uygun görülmüş ve bu değerler de incelenmiştir. 0.1mm, 0.2mm, 0.3mm, 0.4mm, 0.5mm değerleri ideal iyileşmenin oluşacağı değerler olarak düşünülüp belirlenmiş ve 0.75mm, 1mm, 1.25mm, 1.5mm, 1.75mm, 2mm değerleri ise rijit bir fiksasyon olmasa da sekonder iyileşmenin mümkün değerler olarak düşünülüp seçilmiştir. Deplasman miktarları ile iyileşme durumu arasında bağlantıyı açıklayabilecek, seçimimize rehber olabilecek bir kanıt literatürde rastlanmamıştır.

Bugüne değin titanyum ve rezorbe olabilen sistemlerin biyoyumluğu birçok klinik ve invivo deneysel çalışmalarda rapor edilmiştir (59) (96) (107) (250) (251). Kullandığımız yapıştırıcı tipinin biyo uyumluluğu da literatürde ispatlanmıştır. Ancak bu iki fiksasyon materyalinin biyomekanik karşılaştırması ile ilgili sınırlı literatür bulunmaktadır. Siyano akrilatlar literatürde en çok araştırılmış yapıştırıcı tipleridir. (4) Özellikle pediatrik vakalarda fiksasyon bölgesinde bulunan diş germelerinin hasarlanma ihtimali, kalıcı bir fiksasyonun büyüme ve gelişimi etkileme ihtimali ve uygulama bölgesinde mini plak uygulaması için yetersiz kortikal kemik bulunması sebebiyle çalışmamızda yapıştırıcıların da fiksasyon amacıyla kullanımı araştırılmak istenmiştir. Bunun yanında kullandığımız yapıştırıcı tipi ilk defa kemik üzerinde kullanılmıştır.

Tams ve ark. (220) üç boyutlu model kullanarak, mandibulanın beş farklı bölgesindeki kırıklar üzerinde, farklı altı bölgeden uygulanan kuvvetlere göre oluşan yükleri gösteren bir çalışma yapmışlardır. 100N kuvvet uygulandığında oluşan bükülme, burkulma momentlerinin ve makaslama kuvvetlerinin kırık fragmanlarının hareket emesine sebep olduğunu göstermişlerdir. Bu araştırmada angulus kırıklarında molar dişlerden uygulanan kuvvetler karşısında negatif bükülme momentinin oluştuğu gösterilmiş ve bunun sonucunda kırık hattı alt kenarında deplasman oluşacağı bildirilmiştir. Bizim çalışmamızda da buna uyumlu şekilde molar bölgeden uygulanan kuvvetler karşısında, kırık hattının alt kenarında açıklık oluştuğunu gördük. Çalışmamızda fraktür hattını tek miniplakla fikse ettiğimiz deney gruplarındaki mandibulalarda, fraktürün inferior kenarında aralanmaların olduğunu gözlemledik. Bu tür aralanmaların Champy yöntemi ile tedavi edilen bazı hastalarda inferior kenar boyunca radyografilerde izlenebildiği ancak postoperatif 6. haftadan sonra alınan radyografilerde bu radyolüsent alanın kaybolduğu ve herhangi bir komplikasyona sebep olmadığı literatürde rapor edilmiştir. (236)

Tams ve ark. (220) yazdıkları raporda, eğer kırık yüzeyleri tırtıklıysa ve deplasman meydana gelmeden repoze ediliyorlarsa fragmanların kendi arasında burkulma momenti ve makaslama kuvvetlerini karşılayabildiklerini ancak düz kenarlı ve komünite kırıklarda fragmanlar arası stabilite oluşmasının mümkün olmadığını bildirmişlerdir. Bu sebeple deplasman oluşmuş olan veya düz kenarlı kırıklarda oluşan kuvvetlerinin daha büyük bir kısmının fiksasyon aracı tarafından karşılanması gerektiğini de bildirmişlerdir. Bu sebeple araştırmacılar angulus bölgesindeki kırıklarda deplasman oluşmamışsa tek mini plağın yeterli olabileceğini ancak deplasman gelişen vakalarda alt kenara bir mini plak daha eklenmesi gerektiğini bildirmişlerdir. Biz de çalışmamızda yükün tamamının mini plak ve vidalar tarafından karşılandığını ve bu sebeple oluşan negatif bükülme momenti karşısında kırık fragmanlarının rotasyona uğradığını gözlemledik.

Gerlach ve ark.'ları (42) yaptıkları literatür analizinde Champy'nin tekniğine göre yapılan mini plak osteosentezi raporlarında, biyomekanik çalışmalarda yüksek oranda arlt kenarda açıklık tespit edilirken, klinik çalışmalarda majör komplikasyon oranlarının düşük olduğunu bildirmişlerdir. Araştırmacılar bunun sebebinin hastaların normalde biyomekanik çalışmaların aksine çok daha düşük çiğneme kuvvetlerine

mağruz kalması olabileceğini düşünmüşlerdir. Bunun yanında Tams ve ark'ları (220) yaptıkları çalışmada biyo mekanik modelde angulus bölgesindeki kırık hattına yakın molar ısırma kuvvetlerinin negatif bükülmeyle alt kenarda açılmaya sebep olduğunu, ancak ön bölgedeki ısırma kuvvetlerinin ise bunun dört katı pozitif bükülme momenti uyguladığını göstermiştir. Bu sebeple doğal çiğneme oluşun kompleks momentlerin alt kenarda açılmayı önleyebileceğini düşündük ve çalışmamızda düşük kuvvetler karşısında oluşun yüksek deplasman değerlerinin klinik çalışmalarla uyumsuzluğunun bu şekilde açıklanabileceğini düşündük.

Maksillofasiyal kırıkların fiksasyonu için kullanılan metalik sistemlerin bazı dezavantajları vardır. (61) (97) (252) Metalik sistemlerin ikinci bir operasyonla çıkarılması gerekliliği, kırık fiksasyonunu sağlayacak, rezorbe olabilen fiksasyon materyallerinin geliştirilmesine yol açmıştır. Bu materyallerin güvenilirliğini ve etkinliğini inceleyen birçok çalışma yapılmıştır (93). Köpeklerde yüksek molekül ağırlıklı, PLLA gibi, rezorbe olabilen plak ve vidaların kullanıldığı çalışmalarda, internal fiksasyonun biyouyumlu ve biyodegrede olabilir olduğu olduğu kanıtlanmıştır (253). Yine, yüksek molekül ağırlıklı PGA'nın da biyouyumlu olduğu gösterilmiştir (165). bununla birlikte PLLA'nın direncini 25-26. haftaya kadar koruduğunu, ancak tamamen rezorbe olmasının 2 yılı bulduğu gösterilmiştir (254). Saf PGA'nın ise, çabuk çözündüğü ve 1 ay içinde neredeyse tüm direncini kaybettiği gösterilmiştir .Bu sebeple saf PGA ile fikse edilmiş bazı vakalarda komplikasyon gelişebilmektedir (255). Saf PLLA ve saf PGA vidalara karşı oluşun intraosseöz sellüler cevaplar karşılaştırıldığında ise PGA ile fikse edilmiş örneklerde daha yüksek seviyede fagositik hücreler (mononükleer makrofajlar ve yabancı madde dev hücreleri) bulunmuştur (255). Bu nedenlerle L polylaktik asit, D,L polylaktik asit ve poliglikolik asidin (PGA) kopolimerinin kullanılması öne sürülmüştür. Bu polimerlerin kullanımı 1970'li yıllara kadar uzanır. O yıllardan günümüze gelene kadar materyalin biyouyumluluğunu kanıtlayan pek çok çalışma yayınlanmıştır. Bu plak ve Vidalar,yerleştirildikten sonraki 6-9. haftada başlangıçtaki gücünün % 70'ini hala korurlar.Sonraki altı ay, hidrolizle kütle kaybı olur. 2-4 yıl arasında plak ve vidalar tamamen yok olur (87). Sunulan çalışmamızda, (PDLA) plaklar (Resorb-x® plates & meshes KLS Martin, Umkrich Almanya) vidalar(SonicPins ResorbX® KLS Martin, Umkrich Almanya) kullanılmıştır.

Bir çok çalışmada rezorbe olabilen plak ve/veya vidaların fiksasyon etkinliği ve stabilizasyon güvenilirliği gösterilmiş olsa da mandibula angulus kırıklarında rezorbe olabilen (LPLA/DLPLA/PGA) plak ve vida kullanımının fonksiyonel kuvvetler karşısında titanyum plak ve vidalara karşı gösterdiği stabilitenin biyomekanik yeterliliği ile ilgili literatürde sınırlı çalışma bulunmaktadır.

Rezorbe olabilen materyallerin bir avantajı da fonksiyonel kuvvetleri kemiğe daha az iletmeleridir (256). Claes, rezorbe olan internal fiksasyon vidalarının mekanik özelliklerini çelik implantlarla karşılaştırmış ve rezorbe olan materyallerin eşit hatta biraz daha fazla fleksiyon direncine sahip olduklarını gözlemlemiştir. Ayrıca, rezorbe olan implantların kimyasal özellikleri dolayısıyla stres altında uğradıkları fleksiyonun titanyum implantlardan 10 kat daha fazla olabildiğini vurgulamışlardır. Claes, bu implantların elastik visküz gibi davrandıklarını belirtmiştir (257). Bizim çalışmamızda elde edilen grafikler değerlendirildiğinde resorbe olabilen mini plak ve vidaların da titanum mini plak ve vida sistemi gibi esneyerek fiksasyonun rijiditesini etkilediği gözlemlenmiştir.

Yapılan birçok klinik ve deneysel araştırmada rezorbe olabilen polimerik plaklar ve vidaların, internal fiksasyonda metalik plak ve vidalara karşı bir alternatif oluşturabilecekleri gösterilmiştir (80) (90) (253) (252) (249). Bizim çalışmamızdaysa, titanyum mini plak ve vida ile yapılan ile resorbe olabilen mini plak ve vida ile yapılan osteosentez açısından istatistiksel açıdan anlamlı bir fark bulunamamıştır. Bu sonuçta sagittal split osteotomisi ile angulus kırığının yüzey alanının farklı olmasının etkili olduğu düşünülmüştür.

Bayram ve ark, (226) yaptıkları çalışmada kullandıkları 44 adet resorbe olabilen plak ve vidadan 13'ünün kırıldığını bildirmiştir. Bizim çalışmamızda ise rezorbe olabilen sistemin grubunda maksimum kuvvetlerde 32 vidanın 14'ünde vida başlarında kırılma görülmüştür. Çalışmamızda kullanılan, SonicWeld Rx (Gebrüder Martin GmbH & Co, Tuttlingen, Germany) sisteminde, geleneksel resorbe olabilen sistemlere nazaran pinler yerleştirilmeden önce derin deliklerin açılması gerekli değildir. Resorbe olabilen pinler ultrasonla aktive olabilen bir sonik elektroda yerleştirilir ve açılan yuvaya yerleştirilir, bu elektroda sonotrod denir. Ultrason enerjisiyle termoplastik resorbe olabilen materyal erir ve kortikal-kansellöz kemik kavitesi içine akarak yayılır. Yerleştirme sırasında açığa çıkan ısıya karşı bir reaksiyon oluşmaz. Bu aşamada plak ve

pinbaşı kaynaşırlar. Teorik olarak bu şekilde kaynaşmanın sistemin geleneksel sistemlere göre mekanik özelliklerini iyileştirdiği düşünülmektedir. (108) ancak çalışmamızda kırılma oranının daha yüksek olmasının sebebinin vidaların ısıyla mühürlenirken deforme olmasının olabileceği düşünülmektedir. Bununla beraber koyun mandibulası belirgin şekilde incedir ve özellikle genç koyunlardaki diş germelerinden dolayı incelen kortikal kemikte yapılan vidalama işlemi çok efektif değildir. Bu sebeple,vidalama yapılan ilk iki grupta daha düşük kuvvet değerlerine ulaşılmıştır. İki grupta da kuvvet karşısında, literatürdeki insan çalışmalarına göre, daha düşük kuvvet değerlerine ulaşıldığı düşünülmektedir. Bunun yanısıra koyun hemimandibulaları üzerinde yapılan diğer çalışmalarda da bizim çalışmamıza göre daha yüksek kuvvet değerlerine ulaşılmıştır. Bunun sebebi olarak ise fiksator mekanizmalarının inermaksiller fiksasyonu taklit eder şekilde mandibula parçalarının hareketine izin vermemesi olduğu düşünülmüştür.

Plak ve vidaların fiksasyon gücünü karşılaştıran ilk invitro çalışma 2005 senesinde Ricalde ve arkadaşları (258) tarafından meşe ağacında yapılmıştır. Mandibula üzerinde oluşturulan osteotomilerde, titanyum plak vidalar ve rezorbe olabilen plak vidalar kullanılmıştır. 4 delikli 2.0 mm titanyum plak sistemlerin kullanıldığı grupta  $207.9 \text{ N} \pm 44.1 \text{ N}$  maksimum kuvvette 7.8 mm yerdeğişimi, 4 delikli 2.2 mm rezorbe olabilen plak sistemin bulunduğu grupta ise  $154 \text{ N} \pm 10.7 \text{ N}$  maksimum kuvvette 7.1 mm yerdeğişimini bildirmişlerdir. Titanyum sistemlerin vertikal kuvvetler karşısında deformasyona rezorbe olan sistemlere göre daha çok direnç gösterdiğini rapor etmişlerdir.

Çalışmamızda titanyum mini plak ve rezorbe olabilen miniplak vida grubunda istatistiksel olarak herhangi bir fark görülmemiştir. Bunun sebebinin titanyum malzemenin mandibulanın ön parçasının kuvvet karşısında saat yönünün tersine yaptığı rotasyona direnç gösteremeyip şekil değiştirmesi olduğu düşünülmektedir. Dolanmaz ve ark'ları (234) koyun mandibulasında sagittal split ramus osteotomisinde titanyum ve rezorbe olan (82/12, PLLA/PGA) plak ve vidaların fiksasyonunu karşılaştırmışlar ve sonuç olarak 10 ile 50 Nt'luk kuvvet aralığında yer değiştirme miktarının iki materyalin istatistiksel olarak farklılık gösterdiğini ve rezorbe olan plak ve vidaların fiksasyonunda erken post-operatif dönemde inermaksiller fiksasyonun gerekli olabileceğini rapor etmişlerdir. Ancak 50 ve 140 Nt kuvvet aralığında ise bir fark olmadığını

bildirmişlerdir. Bizim çalışmamızda ise bu iki grup arasında 40N'a kadar her hangibir istatistiksel fark görülmemiştir.

Chacon ve ark.ları (259) ise formalde fikse edilmiş bir adet kadavra mandibulasında angulus kırığı oluşturarak Champy prensibine göre 4 delikli 2.0 mm titanyum ve 4 delikli 2.1 rezorbe olabilen plak yerleştirilerek fikse edilen invitro çalışmada, 30lb (133.4 N) vertikal kuvvet karşısında plaklardaki gerilmeyi çığnemeyi taklit eden 3 dakikalık süreçte ardışık 10 yükleme yaparak kaydetmiştir. İki sistem arasındaki biyomekanik farklılıkları göstermişlerdir. Fakat bu bulguların doğrulanması için daha çok sayıda örneğin bulunduğu çalışmaların yapılması gerektiğini bildirmiştir. Bu yöntemin deney şartları tekrarlanabilir olmadığı için biz çalışmamızda örneklerle sabit kuvvet uyguladık.

Rezorbe olabilen materyallerin travma sonrası fiksasyonlarda kullanıldığı birçok klinik çalışma rapor edilmiştir. Kim ve ark.'ları (260) 49 hastada yaptıkları çalışmada mandibula kırıklarını Champy prensibine göre rezorbe olabilen plak ve vidalarla fikse etmişler ve hastaların 6 tanesinde enfeksiyon, premature okluzal temas, temporomandibular eklem rahatsızlıkları ve 1 hasta da fiksasyondan 4 hafta sonra osteomiyelit bulgusu rapor etmişlerdir. Yorit ve ark.'ları (107) yaş ortalaması 26.3 olan 22 hastada self reinforced poly laktik asit kopolimerlerinden (SR P(L/DL)LA) oluşan rezorbe olabilen plak ve vidalar kullanılarak mandibular kırık fiksasyonları fikse etmiştir. Bilgisayarlı tomografi ve panoramik görüntüleri ameliyattan hemen sonraki 4, 8, 12, ve 24. haftalarda alınmıştır. Araştırmacılar self reinforced (SR) rezorbe olabilen osteosentez materyallerinin güvenli ve alternatif olduğunu bildirmişlerdir. Laughlin ve ark.'ları (87) simfiz , angulus ve korpus kırığını içeren mandibula kırıklı 50 hastayı kapsayan çalışmada Inion sistemini kullanmış ve 8 haftalık takip süresi içerisinde %6 oranında enfeksiyon bildirmişlerdir. Bu sistemi literatürdeki 2 mm'lik titanyum sistem değerleri ile karşılaştırarak, her iki sistemin aynı performansı gösterdiği sonucunu rapor etmişlerdir. Bu çalışmalarda titanyumun sistemlerin, rezorbe olan sistemlere göre kuvvetler karşısında daha dirençli olduğu sonucu bizim çalışmamızla da uyumludur. Bununla birlikte resorbe olabilen materyaller hakkında dezavantajlar da bildirilmiştir. Bunlardan biri, vidalama yapılmadan önce deliklerin hazırlanmasıdır. Bu işlem de komşu anatomik yapılar için risk oluşturur.

Doku yapıştırıcıları; biyolojik bir organizmadan ya da sentetik olarak elde edilen ve canlı dokularda kullanılan adeziv materyallerdir. Yapıştırma çivileme ve vidalamaya göre kolay ve hızlı bir teknik olduğu için, birbirinden ayrılmış parçaları birleştirmek için oldukça ilgi çekici bir tekniktir. Yapıştırma kullanılmasının bir avantajı bir kırık parçadan diğerine en uygun güç transferinin sağlamasıdır. Pinler kullanıldığında yük tek noktada iletilirken yapıştırıcılarda ise tüm yüzey işe katılmaktadır. (110-112)

Eklem yüzeyleri gibi keskin olmayan hatlarda adeziv materyal bunu tolare edebilir. Rijiditesi yüksek metalik implantlar yerine elastik yapıştırıcıların kullanılması tamir edilen bölgenin gerilimden korunmasını sağlar. Yapıştırıcıların yararlı bir özelliği de metal osteosentezinin periosta zarar vermesiyle kırık bölgesinde gelişen dolaşım bozukluğunun bu materyallerde görülmeyecek olmasıdır. (110)

Bu avantajları değerlendirerek çalışmamızda mandibular angulus kırıklarında yapıştırıcı kullanımı deneyerek bu yapıştırıcıların kemik fiksasyonu amacıyla kullanılabilirliklerini ve yük taşıyan bölgelerdeki davranışlarını incelemek istedik. Bu amaçla 2-oktil siyano akrilat (2-OSA) ve butyl laktoil siyanoakrilat (BLSA) isimli iki monomerden oluşan ve 2013 yılında doku toksisitesi ve karsinojenitesi olmadığı gösterilmiş ve FDA onayını almış olan bir siyanoakrilat çeşidi(Jhonson&Jhonson, Eticon, omnex Surgical Adhesive, ABD) kullanılmıştır. Bu materyal polimerize olup dokuya ya da sentetik malzemeye yapışan esnek bir örtü oluşturur. Materyal aslen vasküler rekonstrüksiyonlarda hemostazisin sağlanması amacıyla üretilmiştir. Oluşturduğu esnek örtü kan basıncına rağmen hemorajiyi önler. Malzeme biyolojik iyileşme tamamlanana kadar uygulandığı bölgede dayanıklılığını yitirmeden kalması, görevini tamamladıktan sonra ise zamanla abzorbe edilebilir küçük parçalara ayrışması için tasarlanmıştır. (133) Hemodiyaliz şanti uygulanan 10 hasta üzerinde yapılmış randomize olmayan bir çalışmada iki uygulama sahasının birinde yapıştırıcı diğerinde geleneksel yöntem kullanılmıştır. Post operatif 4. ve 12. haftalarda yapılan kontrollerde yapıştırıcıya bağlı herhangi bir komplikasyon gelişmemiştir (133)

Siyanoakrilatlar ne kadar araştırılsa da ortopedik alanda kullanımı yaygın herhangi bir piyasa ürünü henüz yoktur. Yük taşıyacak bölgelerde kullanımları çalışılmış değildir.

Kilpikar ve ark.'ları (261) alkil-2-siyanoakrilatlar ve kemiğin birbirine yapışma kuvvetlerini ve kuvvetlerin uygulama ve saklanma koşullarına göre değişimini

değerlendirmiştir. Kırık yüzeylere yapılan asit uygulamasının poroziteyi arttırdığını elektron mikroskopunda göstermiş olsa da bağlanma kuvvetini arttırmadığını göstermişlerdir. Biz de bu sebeple çalışmamızda kırık hatlarına yapıştırma öncesi herhangi bir işlem uygulamadık. Aynı araştırmacılar bunun yanında siyano akrilatların 9,6-11,2 N/mm<sup>2</sup> dayanıklılıklarının olduğunu göstermişlerdir. (261) Biz ise çalışmamızda yapıştırıcımızın ortalama, sadece yapıştırıcı kullanılan grupta; 27,6 N yapıştırıcının resorbe olabilen plak ile birlikte uygulandığı grupta ise 44 N ısırma kuvvetine dayanıklılığını olduğunu göstersek de kırılma anında kırık yüzeyinde oluşan gerinim hesaplanamadığı için literatürdeki bu değerlerle karşılaştırma olanağımız olmamıştır.

Biz çalışmamızda yapıştırıcıları iki grupta kullandık. İlk grupta (C grubu) yapıştırıcı Champy'nin osteosentez tekniklerine uygun şekilde eksternal oblik kenara yerleştirilen plak vidalama yapılmadan üzerine yapıştırıcı uyguladık. İkinci grupta (D grubu) kırık fragmanlar el ile bir araya getirildikten sonra kırık hattı boyunca mandibulanın vestibül yüzüne yapıştırıcı uyguladık.

Sadece yapıştırıcı kullanılan grupta 40N'a kadar deplasman değerleri anlamlı derecede düşük ve oluşan kuvvet miktarları da anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. Sadece yapıştırıcı kullanılan grup ile yapıştırıcı ve plak kullanılan grup arasında ise istatistiksel açıdan anlamlı bir fark görülememiştir.

Pediyatrik popülasyonda yüz kırıklarının görülme oranı tüm maksillofasiyal bölge kırıkları arasında %1,4 ile %15 arasında değişmektedir. Yüz kırıklarının ise %41'i mandibulayı içerir. Demianczuk ve ark.'ları (161) yaptıkları çalışmada yaşları 2-15 arasında değişen 88 çocuk da görülen mandibula kırığını tedavi etmiş ve 13 yıl süreyle takip etmişlerdir. 4 yaşından küçük ve 12 yaşından büyük çocuklarda görülen kırıkların sonucunda nadiren ortognatik cerrahiye ihtiyaç duymuşlardır. Ancak 4 ila 7 yaş arasında ki çocuklarda %22; 8 ila 11 yaşındaki çocuklarda ise %17 oranında yüz gelişimindeki geriliğin düzeltilmesi amacıyla ortognatik cerrahi uygulanmıştır. Bu sebeple çocuklarda mandibula bölgesi kırıklarının tedavisi oldukça önemlidir. Büyüme ve gelişimin etkilenmemesi için invaziv teknikler kullanılmalıdır. Bu amaçla resorbe olabilen tekniklerin kullanımının ya da yapıştırıcı kullanımının gündeme gelmesi gerektiğini düşünmekteyiz. Palinkas ve ark.'ları (262) yaş ve cinsiyete göre ortalama ısırma kuvvetlerini araştırdıkları çalışmada 7 ila 60 yaş arasındaki insanların ısırma kuvvetlerini kaydetmişlerdir. Bu çalışmada en düşük ısırma kuvvetinin 177 N ile 7-12

yaş arasındaki denek grubunda ölçüldüğünü bildirmişlerdir. Bizim çalışmamızda 40 N' a kadar resorbe olabilen ile titanyum plak ve vidalar arasında herhangi bir istatistiksel fark bulunamamıştır. Yapıştırıcı kullanılan grupta ise istatistiksel olarak hem N cinsinden daha yüksek değerler elde edilmiş hem de daha düşük deplasman değerleri oluşmuştur. Palinkas ve ark.'larının yaptığı çalışma ile yukarıda bahsedilmiş olan diğer ısıрма kuvveti çalışmaları da değerlendirilince çalışmamızın sonuçlarının özellikle çocuklarda uygulanacak olan invaziv teknikler için umut vaat edici olduğu düşünülmektedir.

Titanium mini plak ve vida ya da resorbe olabilen mini plak ve vida kullanılan vakalarda Champy'nin tek mini plaklı yönteminin dayanıklılığı, çiğneme kuvvetlerinin altında kalmaktadır. Titanyum mini plak ve vida sistemlerinde plakta ya da vidalarda kırık görülme de iyileşmenin gerçekleşmeyeceği kadar yüksek deplasman değerlerinin ortaya çıktığı görülmüştür. Bu sebeple mandibular angulus kırıklarında tek mini plak uygulanabilmesi için iyileşme süresince ilk haftalarda İMF uygulamasının faydalı olacağı ya da bu bölgede mandibulanın ön parçasının rotasyonunu engellemek için alt kenara da bir mini plak uygulamasının daha uygun olduğu düşünmekteyiz. Bu prensipler uygulandığında resorbe olabilen plak kullanımının dezavantajının olmayacağı fikrindeyiz. Tek mini plak tekniği, operasyon kolaylığı ve minimal invazivliği gözetildiğinde oldukça avantajlıdır ancak güvenli kullanımı için plak geometrisi üzerine yapılacak çalışmalar arttırılmalıdır.

Yapıştırıcı kullanımı hakkında literatürdeki araştırma sayısı oldukça azdır. Biz çalışmamızda kullandığımız yapıştırıcının kemik yapışmasında etkili olduğunu göstermiş de olsak klinik kullanımdan önce araştırma çeşit ve sayısının arttırılması gerekmektedir. Materyalin kemik doku içindeki davranışı, canlı deney düzeneklerinde de test edildikten sonra, materyalin yük taşımayan yüz kemikleri kırıklarının fiksasyonu amacıyla ya da parçalı kırıkların büyük fragmanlarının vida ve plak osteosentezi kullanılarak fiksasyonu şartıyla, küçük parçalarının stabilizasyonu için kullanılabileceği kanaatindeyiz.

Yine pediatrik mandibula kırıklarında, çiğneme kuvvetleri yetişkinlere göre oldukça düşük olduğu için bu tip yapıştırıcıların kırık fiksasyonunda kullanılabileceği düşünülmektedir. Biz de bu vakalarda yapıştırıcı kullanımı, vida ile osteosentezin yaratacağı büyüme ve gelişme hasarı ile diş germelerine gelecek travma riskini de

ortadan kaldıracağından bu tip yapıştırıcıların kırık fiksasyonunda kullanılmasının yararlı olabileceği görüşündeyiz.

### **Sonuçlar**

Elde ettiğimiz sonuçlar değerlendirildiğinde,

Açık redüksiyonla fiksasyon için Champy tekniğinde tarif edilen tek miniplak yeterli değildir, bu amaçla tek miniplak kullanılabilmesi için plak geometrisinde değişiklikler yapılması gereklidir.

Rezorbe olabilen plak ve vidalar ile titanyum plak ve vidaların biyomekanik davranışları açısından birbirlerine herhangi bir üstünlükleri yoktur.

Çalışmamızda kullandığımız yapıştırıcı kemik dokusunu yapıştırabilir ancak yük taşıyan bölgelerde kullanımları için yapıştırıcıların adezyon kuvvetinin artırılması gereklidir.

Yüz kemikleri ve pediatrik mandibulalar gibi redüksiyonu komplike ancak yük taşımayan bölgelerin redüksiyonunda yapıştırıcıların kullanılması uygundur.

Yapıştırıcıların klinik kullanıma kazandırılmasından önce çok sayıda invivo çalışma ile materyallerin canlı doku içindeki davranışının değerlendirilmesi gerektiği görüşündeyiz.

## 6. KAYNAKLAR

1. Schierle, H. P., Schmelzeisen, R., Rahn, B., & Pytlik, C., «One-or two-plate fixation of mandibular angle fractures?,» *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, cilt 3, no. 25, pp. 162-168, 1997.
2. Pape, H. D., Herzog, M., & Gerlach, K. L.Dtsch «Der Wandel der Unterkieferfrakturversorgung von 1950-1980 am Beispiel der Kölner Klinik. Dtsch zahnärztl,» 1983, pp. 301-303.
3. Aizenbud D., Hazan-Molina H., Emodi O., Rachmiel A «the management of mandibular body fractures in young children.,» *J Dental Traumatology*, cilt 6, no. 25, pp. 565-570, 2009.
4. Farrar, D. F «Bone adhesives for trauma surgery: A review of challenges and developments,» *International Journal of Adhesion and Adhesives*, no. 33, pp. 89-97, 2012.
5. Mukerji R., Mukerji G., Mcgurk M «Mandibular fractures:Historical perspective.,» *Br J Oral Maxillofac Surg*, no. 44, pp. 222-228, 2006.
6. Rowe N «The history of the treatment of maxillo-facial trauma,» *AnnR Coll Surg Engl*, no. 49, p. 329–349, 1971.
7. Champy M., Lodde J. P.«Mandibular synthesis. Placement of the synthesis as a function of mandibular stress,» *Rev Stomatol Chir Maxillofac*, no. 77, p. 971–976, 1976.
8. Michelet F. X, Dessus B., Benoit J. P., Moll A. Michelet F. X, «Mandibular osteosynthesis without blocking by screwed miniature stellite plates.,» *Rev Stomatol Chir Maxillofac*, no. 74, p. 239–245, 1973.
9. Paza AO, Abuabara A, Passeri LA., «Analysis of 115 mandibular angle fractures,» *J Oral Maxillofac Surg*, cilt 66, no. 1, pp. 73-76, 2008.
10. Sakr K, Farag IA, Zeitoun IM.«Review of 509 mandibular fractures treated at the University Hospital, Alexandria, Egypt.,» *Br J Oral Maxillofac Surg*, cilt 44, no. 2, pp. 107-111, 2006.
11. Patrocinio LG, Patrocinio JA, Borba BH,, «Mandibular fracture: analysis of 293

- patients treated in the Hospital of Clinics, Federal University of Uberlandia.,» *Braz J Otorhinolaryngol*, cilt 5, no. 71, pp. 560-565, 2005.
12. Adeyemo WL, Iwegbu IO, Bello SA, et al, «Management of mandibular fractures in a developing country: a review of 314 cases from two urban centers in nigeria,» *World J Surg*, cilt 32, no. 12, pp. 2631-2635, 2008.
  13. Czerwinski M, Parker WL, Chehade A, Williams HB.«Identification of mandibular fracture epidemiology in Canada: Enhancing injury prevention and patient evaluation,» *Can J Plast Surg*, cilt 1, no. 16, pp. 36-40, 2008.
  14. Busuito MJ, Smith DJ, Jr., Robson MC. «Mandibular fractures in an urban trauma center,» *J Trauma*, cilt 9, no. 26, pp. 826-829, 1986.
  15. Bormann KH, Wild S, Gellrich NC, et al. «Five-year retrospective study of mandibular fractures in Freiburg, Germany: incidence, etiology, treatment, and complications,» *J Oral Maxillofac Surg*, cilt 6, no. 67, pp. 1251-1255, 2009.
  16. Brasileiro BF, Passeri LA.«Epidemiological analysis of maxillofacial fractures in Brazil: a 5-year prospective study,» *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, cilt 102, no. 1, pp. 28-34, 2006.
  17. Atilgan S, Erol B, Yaman F, Yilmaz N, Ucan MC. «Mandibular fractures: a comparative analysis between young and adult patients in the southeast region of Turkey,» *J Appl Oral Sci*, cilt 18, no. 1, pp. 17-22, 2010.
  18. Borah B, Gross GJ, Dufresne TE, et al. «Three-dimensional microimaging (MRmicroI and microCT), finite element modeling, and rapid prototyping provide unique insights into bone architecture in osteoporosis,» *Anat Rec*, cilt 2, no. 265, pp. 101-110, 2001.
  19. de Matos FP, Arnez MF, Sverzut CE, Trivellato AE.«A retrospective study of mandibular fracture in a 40-month period,» *Int J Oral Maxillofac Surg*, cilt 39, no. 1, pp. 10-5, 2010.
  20. Stacey DH, Doyle JF, Mount DL, Snyder MC, Gutowski KA. «Management of mandible fractures,» *Plast Reconstr Surg*, cilt 3, no. 117, pp. 48e-60e, 2006.
  21. Cabrini Gabrielli MA, Real Gabrielli MF, Marcantonio E, Hochuli-Vieira E «Fixation of mandibular fractures with 2.0-mm miniplates: review of 191 cases,» *J Oral Maxillofac Surg*, cilt 4, no. 61, pp. 430-436, 2003.

22. Lamphier J, Ziccardi V, Ruvo A, Janel «Complications of mandibular fractures in an urban teaching center.,» *J Oral Maxillofac Surg*, cilt 7, no. 61, pp. 745-9, 2003.
23. Mathog RH, Toma V, Clayman L, Wolf S «Nonunion of the mandible: an analysis of contributing factors.,» *J Oral Maxillofac Surg*, cilt 7, no. 58, pp. 746-52, 2000.
24. Ellis E, 3rd, Moos KF, el-Attar A. «Ten years of mandibular fractures: an analysis of 2,137 cases.,» *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, cilt 2, no. 59, pp. 120-129, 1985.
25. Simsek S, Simsek B, Abubaker AO, Laskin DM. «A comparative study of mandibular fractures in the United States and Turkey.,» *Int J Oral Maxillofac Surg*, cilt 5, no. 36, pp. 395-7, 2007.
26. Sojot AJ, Meisami T, Sandor GK, Clokie CM «The epidemiology of mandibular fractures treated at the Toronto general hospital: A review of 246 cases.,» *J Can Dent Assoc*, cilt 11, no. 67, pp. 640-4, 2001.
27. Azevedo AB, Trent RB, Ellis A. «Population-based analysis of 10,766 hospitalizations for mandibular fractures in California, 1991 to 1993.,» *J Trauma*, cilt 6, no. 45, pp. 1084-7, 1998.
28. Wagner KW, Otten JE, Schoen R, Schmelzeisen R. «Pathological mandibular fractures following third molar removal.,» *Int J Oral Maxillofac Surg*, cilt 7, no. 34, pp. 722-6, 2005.
29. Duan DH, Zhang Y. «Does the presence of mandibular third molars increase the risk of angle fracture and simultaneously decrease the risk of condylar fracture?.,» *Int J Oral Maxillofac Surg*, cilt 1, no. 37, pp. 25-8, 2008.
30. Halmos DR, Ellis E, 3rd, Dodson TB. «Mandibular third molars and angle fractures.,» *J Oral Maxillofac Surg*, cilt 9, no. 62, pp. 1076-81, 2004.
31. Iida S, Nomura K, Okura M, Kogo M. «Influence of the incompletely erupted lower third molar on mandibular angle and condylar fractures.,» *J Trauma*, cilt 3, no. 57, pp. 613-7, 2004.
32. Ma'aita J, Alwrikat A. «Is the mandibular third molar a risk factor for mandibular angle fracture?.,» *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, cilt 2, no. 89, pp. 143-6., 2008.

33. Thangavelu A, Yoganandha R, Vaidhyanathan A. «Impact of impacted mandibular third molars in mandibular angle and condylar fractures,» *Int J Oral Maxillofac Surg*, cilt 2, no. 39, pp. 136-9, 2010.
34. Zhu SJ, Choi BH, Kim HJ, ve ark.«Relationship between the presence of unerupted mandibular third molars and fractures of the mandibular condyle,» *Int J Oral Maxillofac Surg*, cilt 4, no. 34, pp. 382-5, 2005.
35. Amaratunga NA, «A comparative study of the clinical aspects of edentulous dentulous mandibular fractures,» *J Oral Maxillofac Surg*, cilt 1, no. 46, pp. 3-5, 1988.
36. Reitzik M, Lownie JF, Cleaton-jones P, Austin J.«Experimental fractures of monkey mandibles,» *Int J Oral Surg*, cilt 7, no. 2, pp. 100-3, 1978.
37. Fuselier JC, Ellis EE, 3rd, Dodson TB. «Do mandibular third molars alter the risk of angle fracture?,» *J Oral Maxillofac Surg*, cilt 5, no. 60, pp. 514-8, 2002.
38. Takada H, Abe S, Tamatsu Y, et al. «Three-dimensional bone microstructures of the mandibular angle using micro-CT and finite element analysis: relationship between partially impacted mandibular third molars and angle fractures,» *Dent Traumatol*, cilt 1, no. 22, pp. 18-24, 2006.
39. Inaoka SD, Carneiro SC, Vasconcelos BC, Leal J, Porto GG. «Relationship between mandibular fracture and impacted lower third molar,» *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*, cilt 7, no. 14, pp. 349-54, 2009.
40. Ellis E, 3rd. 28, 1999,«Treatment methods for fractures of the mandibular angle,» *Int J Oral Maxillofac Surg*, cilt 4, no. 28, pp. 243-52, 1999.
41. Ellis E, 3rd. «Management of fractures through the angle of the mandible,» *Oral Maxillofac Surg Clin North Am*, cilt 2, no. 21, pp. 163-74, 2009.
42. Gerlach KL, Schwarz A. «Bite forces in patients after treatment of mandibular angle fractures with miniplate osteosynthesis according to champy,» *Int J Oral Maxillofac Surg*, cilt 4, no. 31, pp. 345-8, 2002.
43. Dolan RW. Facial Plastic, Reconstructive and Trauma Surgery., New York, Basel: Marcel Decker Inc, 2004.
44. Champy M, Lodde JP, Schmitt R, Jaeger JH, Muster D. «Mandibular osteosynthesis by miniature screwed plates via a buccal approach,» *J Maxillofac*

- Surg*, cilt 1, no. 6, pp. 14-21, 1978.
45. Rudderan RH, Mullen RL, Phillips JH. «The biophysics of mandibular fractures: an evolution toward understanding,» *Plast Reconstr Surg*, cilt 2, no. 121, pp. 596-607, 2008.
  46. M., Miloro. *Peterson's Principles Of Oral And Maxillofacial Surgery*, Hamilton, London: BC Decker Inc, 2004.
  47. A. Esen. «Mandibula angulus farktürlerinde titanyum ve rezorbe olabilen plak ve vida fiksasyonlarının stabilitelerinin karşılaştırılması [PhD].,» Selçuk Üniversitesi, Konya, 2008.
  48. . Alpert B, Tiwana PS, Kushner GM. «Management of comminuted fractures of the mandible,» *Oral Maxillofac Surg Clin North Am*, cilt 2, no. 21, pp. 185-92, 2009.
  49. Li Z, Li ZB «Clinical characteristics and treatment of multiple site comminuted mandible fractures.,» 2010.
  50. WH, Kazanjian «Immobilization of wartime, compound, comminuted fractures of the mandible,» *Am J Orthod Oral Surg*, no. 28, pp. 551-60, 1942.
  51. Abreu ME, Viegas VN, Ibrahim D, et al. «Treatment of comminuted mandibular fractures: a critical review.,» *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*, cilt 14, no. 5, pp. 247-51, 2009.
  52. Al-Assaf DA, Maki MH. «Multiple and comminuted mandibular fractures treatment outlines in adverse medical conditions in Iraq,» *J Craniofac Surg*, cilt 18, no. 3, pp. :606-12., 2007.
  53. Baurmash. HD., «Closed reduction, an effective alternative for comminuted mandible fractures,» *J Oral Maxillofac Surg*, cilt 62, no. 1, pp. 115-6, 2004.
  54. Ellis E, 3rd, Muniz O, Anand K. «Treatment considerations for comminuted mandibular fractures,» *J Oral Maxillofac Surg*, cilt 68, no. 1, pp. 861-70, 2003.
  55. Kellman RM, «Compression plating of mandible fractures.,» *Operative Techniques in Otolaryngology- Head and Neck Surgery*, cilt 6, no. 2, pp. 80-5, 1995.
  56. Niederdellmann H, Akuamo-Boateng E, Uhlig G. «Lag-screw osteosynthesis: a new procedure for treating fractures of the mandibular angle,» *J Oral Surg*, cilt

- 12, no. 39, pp. 938-40, 1981.
57. Niederdellmann H, Schilli W, Duker J, Akuamo-Boateng E. «Osteosynthesis of mandibular fractures using lag screws,» *Int J Oral Surg*, cilt 5, no. 3, pp. 117-21, 1976.
  58. Niederdellmann H, Shetty V. «Solitary lag screw osteosynthesis in the treatment of fractures of the angle of the mandible: a retrospective study,» *Plast Reconstr Surg*, cilt 1, no. 80, pp. :68-74, 1987.
  59. Gear AJ, Apasova E, Schmitz JP, Schubert W. «Treatment modalities for mandibular angle fractures,» *J Oral Maxillofac Surg*, cilt 63, no. 5, pp. 655-63, 2005.
  60. Kallela I, Ilzuka T, Laine P, Lindqvist C. «Lag-screw fixation of mandibular parasymphiseal and angle fractures,» *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, cilt 5, no. 82, pp. 510-6, 1996.
  61. Ilzuka T, Lindqvist C, Hallikainen D, Paukku P. «Infection after rigid internal fixation of mandibular fractures: a clinical and radiologic study,» *J Oral Maxillofac Surg*, cilt 6, no. 49, pp. 585-93, 1991.
  62. Chritah A, Lazow SK, Berger JR. «Transoral 2.0-mm locking miniplate fixation of mandibular fractures plus 1 week of maxillomandibular fixation: a prospective study,» *J Oral Maxillofac Surg*, cilt 63, no. 12, pp. 1737-41, 2005.
  63. Sauerbier S, Schon R, Otten JE, Schmelzeisen R, Gutwald. «The development of plate osteosynthesis for the treatment of fractures of the mandibular body - aliterature review,» *J Craniomaxillofac Surg*, cilt 5, no. 36, pp. 251-9, 2008.
  64. Barry CP, Kearns GJ. «Superior border plating technique in the management of isolated mandibular angle fractures: a retrospective study of 50 consecutive patients,» *J Oral Maxillofac Surg*, cilt 8, no. 65, pp. 544-9., 2007.
  65. . Feller KU, Schneider M, Hlawitschka M, et al. «Analysis of complications in fractures of the mandibular angle--a study with finite element computation a evaluation of data of 277 patients,» *J Craniomaxillofac Surg*, cilt 5, no. 31, pp. 290-5., 2003.
  66. Fox AJ, Kellman RM. «Mandibular angle fractures: two-miniplate fixation and complications,» *Arch Facial Plast Surg*, cilt 5, no. 6, pp. 464-9, 2003.

67. Valentino J, Levy FE, Marentette LJ. «Intraoral monocortical miniplating of mandible fractures,» *Arch Otolaryngol Head Neck Surg*, cilt 6, no. 120, pp. 605-12, 1994.
68. Levy FE, Smith RW, Odland RM, Marentette LJ. «Monocortical miniplate fixation of mandibular angle fractures,» *Arch Otolaryngol Head Neck Surg*, cilt 2, no. 117, pp. 149-54, 1991.
69. Choi BH, Yoo JH, Kim KN, Kang HS. «Stability testing of a two miniplate fixation technique for mandibular angle fracturesAn in vitro study,» *J Craniomaxillofac Surg*, cilt 2, no. 23, pp. 123-5, 1995.
70. Kroon FH, Mathisson M, Cordey JR, Rahn B. «The use of miniplates in mandibular fractures. An in vitro study,» *J Craniomaxillofac Surg*, cilt 19, no. 5, pp. 199-204, 1991.
71. Siddiqui A, Markose G, Moos KF, McMahon J, Ayoub AF. «One miniplate versus two in the management of mandibular angle fractures: a prospective randomised study.,» *Br J Oral Maxillofac Surg*, cilt 45, no. 3, pp. 223-5., 2007.
72. Schierle HP, Schmelzeisen R, Rahn B, Pytlik C.«One- or two-plate fixation of mandibular angle fractures?,» *J Craniomaxillofac Surg*, cilt 25, no. 3, pp. 162-8, 1997.
73. Hayter JP, Cawood JJ. «The functional case for miniplates in maxillofacial surgery,» *Int J Oral Maxillofac Surg*, cilt 22, no. 2, pp. 91-6, 1993.
74. Regev E, Shiff J, Kiss A, Fialkov J. «Internal Fixation of Mandibular AngleFractures: A Meta-Analysis,» *Plast Reconstr Surg*, cilt 127, no. 1, p. 480, 2011.
75. Valentino J, Marentette LJ.«Supplemental maxillomandibular fixation with miniplate osteosynthesis.,» *Otolaryngol Head Neck Surg*, cilt 2, no. 112, pp. 215-20, 1995.
76. Bell RB, Wilson DM. «Is the use of arch bars or interdental wire fixation necessary for successful outcomes in the open reduction and internal fixation o mandibular angle fractures?,» *J Oral Maxillofac Surg*, cilt 10, no. 66, pp. 2116-22, 2008.
77. Fedok FG, Van Kooten DW, DeJoseph LM, et al. «Plating techniques and plate

- orientation in repair of mandibular angle fractures: an in vitro study.,» *Laryngoscope*, cilt 8, no. 108, pp. 1218-24, 1998.
78. Alkan A, Metin M, Muglali M, Ozden B, Celebi N. «Biomechanical comparison of plating techniques for fractures of the mandibular condyle,» *Br J Oral Maxillofac Surg* , cilt 2, no. 45, pp. 145-9, 2007.
  79. Murr. AH., «Mandibular angle fractures and noncompression plating techniques,» *Arch Otolaryngol Head Neck Surg*, cilt 2, no. 131, pp. 166-8, 2005.
  80. Edwards TJ, David DJ.«A comparative study of miniplates used in the treatment of mandibular fractures.,» *Plast Reconstr Surg*, cilt 6, no. 97, pp. 1150-7, 1996.
  81. Gutwald R, Alpert B, Schmelzeisen R. «Principle and stability of locking plates,» *Keio J Med*, cilt 1, no. 52, pp. :21-4, 2003.
  82. Alpert B, Gutwald R, Schmelzeisen R. «New innovations in craniomaxillofacialfixation: the 2.0 lock system.,» *Keio J Med* , cilt 2, no. 52, pp. 120-7, 2003.
  83. Herford AS, Ellis E, 3rd. «Use of a locking reconstruction bone plate/screwsystem for mandibular surgery.,» *J Oral Maxillofac Surg* , cilt 11, no. 56, pp. 1261-5, 1998.
  84. Raveh J, Sutter F, Hellem S. « Surgical procedures for reconstruction of the lower jaw using the titanium-coated hollow-screw reconstruction plate system: bridging of defects.,» *Otolaryngol Clin North Am* , cilt 3, no. 20, pp. 535-58, 1987..
  85. Turvey TA, Bell RB, Tejera TJ, Proffit WR. «The use of self-reinforcedbiodegradable bone plates and screws in orthognathic surgery.,» *J Oral MaxillofacSurg* , cilt 1, no. 60, pp. 59-65., 2002.
  86. Landes CA, Ballon A. « Indications and limitations in resorbable P(L70/30DL)LAosteosyntheses of displaced mandibular fractures in 4.5-year follow-up. Plast,» *PlastReconstr Surg* , cilt 2, no. 117, pp. 88-9., 2006.
  87. Laughlin RM, Block MS, Wilk R, Malloy RB, Kent JN.« Resorbable plates for the fixation of mandibular fractures: a prospective study.,» *J Oral Maxillofac Surg*, cilt 1, no. 65, pp. :89-96, 2007..
  88. Iizuka T, Mikkonen P, Paukku P, Lindqvist C., «Reconstruction of orbital floorwith polydioxanone plate,» . *Int J Oral Maxillofac Surg* ., cilt 2, no. 20, pp.

83-7, 1991;.

89. Roed-Petersen B. « Absorbable synthetic suture material for internal fixation offractures of the mandible.,» *Int J Oral Surg* , cilt 3, no. 3, pp. 133-6., 1974;.
90. . Bos RR, Boering G, Rozema FR, Leenslag JW. «Resorbable poly(L-lactide)plates and screws for the fixation of zygomatic fractures,» *J Oral Maxillofac Surg*, cilt 5, no. 49, pp. :751-3., 1987.
91. Bregagnolo LA, Bertelli PF, Ribeiro MC, Sverzut CE, Trivellato AE. « Evaluation of in vitro resistance of titanium and resorbable (poly-l-dl-lactic acid) fixationsystems on the mandibular angle fracture.,» *Int J Oral Maxillofac Surg* , cilt 3, no. 40, pp. 316-21., 2011.
92. Suuronen R, Laine P, Pohjonen T, Lindqvist C. «Sagittal ramus osteotomies fixed with biodegradable screws: a preliminary report,» . *J Oral Maxillofac Surg*, cilt 7, no. 52, pp. 715-20, 1994.
93. Kulkarni RK, Pani KC, Neuman C, Leonard F. «Polylactic acid for surgicalimplants.,» *Arch Surg* , cilt 5, no. 93, pp. 839-43., 1966.
94. Vert M, Christel P, Chabot J «Bioresorbable plastic materials for bone surgery.,» %1 içinde *Macromolecular Biomaterials*, Boca Raton, FL:., CRC Press, 1984, pp. 119-42..
95. Haers PE, Suuronen R, Lindqvist C, Sailer H «Biodegradable polylactide plates and screws in orthognathic surgery: technical note.,» cilt 2, no. 80, pp. 87-91., 1998.
96. Kallela I, Tulamo RM, Hietanen J, et al. «Fixation of mandibular bodyosteotomies using biodegradable amorphous self-reinforced (70L:30DL)osteotomies using biodegradable amorphous self-reinforced (70L:30DL)polylactide or metal lag screws: an experimental study in sheep.,» *Craniomaxillofac Surg* , cilt 2, no. 27, pp. 124-33., 1999.
97. Bostman O. «Economic considerations on avoiding implant removals after fracture fixation by using absorbable devices,» *Scand J Soc Med*, p. 41, 1991.
98. Juutilainen T, Patiala H, Ruuskanen M, et al «Comparison of costs in ankle fractures treated with absorbable or metallic fixation devices.,» *Arch Orthop Trauma Surg*, p. 116, 1997.

99. Rokkanen PU, Bostman O, Hirvensalo E. «Bioabsorbable fixation in orthopaedic surgery and traumatology,» *Biomaterials*, p. 2607, 2000.
100. Peltoniemi HH, Ahovuo J, Tulamo RM. «Biodegradable and titanium plating in experimental craniotomies: A radiographic follow-up study,» *J Craniofac Surg*, p. 446, 1997.
101. Rozema FR, Levendag PC, Bos RR, et al., «Influence of resorbable poly(L-lactide) bone plates and screws on the dose distributions of radiotherapy beams,» *Int J Oral Maxillofac Surg*, p. 374, 1990.
102. Goldstein JA, «The use of bioresorbable material in craniofacial surgery,» *Clin Plast Surg*, no. 28, pp. :653,, 2001 .
103. Penman HG, Ring PA «Osteosarcoma in association with total hip replacement,» *J Bone Joint Surg Br*, no. 66:, pp. 632, , 1984.
104. Yaremchuk MJ, Posnick JC.«Resolving controversies related to plate and screw fixation in the growing craniofacial skeleton,» *J Craniofac Surg*, no. 6, pp. :525, , 1995.
105. Uthoff HK, Boisvert D, Finnegan M. «Cortical porosis under plates. Reaction to unloading or to necrosis?,» *J Bone Joint Surg Am*., cilt 10, no. 76, pp. 1507-12, 1994.
106. Viljanen J, Kinnunen J, Bondestam S, et al. «Bone changes after experimental osteotomies fixed with absorbable self-reinforced poly-L-lactide screws or metallic screws studied by plain radiographs, quantitative computed tomography and magnetic resonance imaging,» *Biomaterials*, cilt 16, no. 17, pp. 1353-8, 1995.
107. Yerit KC, Hainich S, Turhani D, et al.«Stability of biodegradable implants in treatment of mandibular fractures,» *Plast Reconstr Surg*, p. 1863, 2005.
108. Ghali GE, Sinn DP, Tantipawasin S «Management of nonsyndromic craniosynostosis,» *Atlas Oral Maxillofac Surg Clin North Am*, no. 1, p. 10, Am 10:1, 2002.
109. Landes CA, Ballon A., «Indications and limitations in resorbable P(L70/30DL)LA osteosyntheses of displaced mandibular fractures in 4.5-year follow-up,» *Plast Reconstr Surg*., cilt 2, no. 117, pp. 577-87, 2006.

110. . Donkerwolcke M., Burny F.,Muster D. «Tissues and bone adhesives- historical aspects.,» *Biomaterials* , no. 19, pp. 1461-6, 1998.
111. Heiss C, Schnettler R,. «Bioabsorbable bone adhesives. Historical perspective and current status.,» *Unfallchirurg*, cilt 5, no. 108, pp. 348-55, 2005.
112. Weber SC, Chapman MW «Adhesives in orthopedic surgery. A review of the literature and invitro bonding stenghts of bone-bonding agents.,» *clin Orthop*, no. 191, pp. 249-61, 1984.
113. Bloch B «Bonding of fractures by plastic adhesives,» *J Bone Joint Surg*, cilt A, no. 40, pp. 04-12, 1958.
114. J.Kort. Klebstoff in der chirurgie, stuttgart: F.K. Schaattauer, 1971.
115. Meyer G, Muster D, Schmitt D, et. al «Bone Bonding Trough bioadhesives: present status,» *Biomater Med Devices Artif Organs*, no. 7, pp. 55-71, 1979.
116. KD, Kühn Knochenzemente für die endoprothetik, Berlşn Heidelberg Newyork: Springer, 2001.
117. KA, Rietz. «Polymer Osteosynthesis,» *Acta Chir Scand* , no. 128, pp. 387-401, 1964.
118. Giebel G, Rimpler M.«Klebungen am skelettsystem: klebstoffe, 50 jahre hilfsstoffe für den chirurgen,» *Biomed technik*, no. 26, pp. 35-40, 1981.
119. DC, Smith «lutes glues cements and adhesives in medicine and dentistry,» *Biomed Eng*, cilt 8, no. 5, pp. 8-10, 1973.
120. H, Buchner, «Erfahrurgen mit polyuretanshcaum bei der behandlung von knochenbrürchen,» *Klin Med Wien* , no. 16, pp. 264-88, 1961.
121. Leimann RA, Heidinger CA, Jenny M. «Tierexperimentelle und histologishce ergebnisse bei der frankurtleimurg mit dem polyuretanpolymer"ostamer",» *shweiz Med Shrz* , no. 31, pp. 908-14, 1961.
122. L, Hullinger «Untersuchungen über die Wirkung von Kunstharzen in Gewebekulturen,» *Arch Orthop Unfallchir*, no. 54, pp. 504-12, 1962.
123. Coover HW, Joyner FB, Shearar NH, et al.«Chemistry and performanvce of cyanoacrylate adhesives,» *Soc Plastics Engrs J*, no. 15, pp. 413-7, 1959.
124. JV, Quinn Tissue adhesives in clinical medicine. 2nd edition, Ontario, Canada:

BC Decker, 2005.

125. Bresnahan KA, Hoell JM, Wizorek J. «Comparision of tensile strenght of cynoacrylate tissue adhesive closure of lacerations versus suture closure,» *Ann Emerg Med*, no. 26, pp. 375-8, 1995.
126. Petersen B, Barkun A, Carpenter S et. al., «Tissue adhesives and fibrin glues,» *Gastrointest Endosc*, no. 60, pp. 327-33, 2004.
127. Brauer GM, Kumpula JW, Termini JD.«Durability of the bone between bone and various 2-cyanoacrylates in a aqueous enviroment,» *J Biomed Mater Res*, no. 13, pp. 593-606, 1979.
128. Schnabelrauch M, Vogt S «Werkstoffe für die medizintehcnik,» %1 içinde *Werkstoffwoche 98*, Wein-heim, 1999.
129. Reece TB, Maxey TS, Kron IL. «A prospectus on tissue adhesives,» *Am J Surg*, no. 182, pp. 405-45, 2001.
130. Klic A, Özdengil E «Skin graft fixation by applying cyanoacrylate without any complication,» *Plast Recontrr urg*, no. 110, pp. 370-1, 2002.
131. Quinn J, Maw J, Ramotar k, Wenckebach G, Wells G, «Octylcyanoacrylate tissue adhesive versus suture wound repar in a contaminated wound model,» *Surgery* , no. 122, pp. 69-72, 1997.
132. Duarte AP, Coelho JF, Bordado JC, Cidade MT, Gil MH. «Surgical adhesives: Systematc review of the main types and developmment forecast,» *J prog Polym Sci* , no. 37, pp. 1031-1050, 2012.
133. Gorin MA, Garcia-Roig M, Castellan M.«Omnex surgical sealent in the extracorporeal repair of renal artery aneurysms,» *Ann Vasc Surg*, cilt 25, no. 8, pp. 1141 5-8 , 2011.
134. Cahnley J, «The Healing of human fractures in contact with self-curing acrylic cement,» *Clin Orthop*, no. 47, pp. 157-63, 1966.
135. Heiss C, Kraus R, Schluckebier D, Stiller c, Weinisch S, Reinhard S. «Bone adhesives in trauma anf orthopedic surgery,» *Euro J Trauma*, no. 32, pp. 141-8, 2006.
136. Wenz R. «First results with a bioresorbable bone glue,» %1 içinde *Walenkamp GHIM ,ed. Biomaterials in surgery*, Stuttgart NewYork, 1998.

137. Heiss C, Hahn N, Pokinsky P, et al. «Properties and deradation of a new bioresobable bone glue,» *Biomed Technik*, no. 49, pp. 163-9, 2004.
138. Arbes H, Bosh p, Lintner F. «First clinical experience with heterolous cancellous bone grafting combined with the fibrin adhesive system,» *Arch Orthop Trauma Surg* , no. 98, pp. 183-8, 1981.
139. Bosch P.«Die Fibrin spongiosaplastik experimentellle Untersuchungen und klinische erfahrung,» *Wien Klin Wochenschr*, no. 124, pp. 1-26, 1981.
140. Ennker J, Gewebestoffe in der Thorax und kardiovaskularchirurgie, Darmstadt: Steinkopff Verlag, 1994.
141. Kitamura M, Kawakami k, NakamuraN. «Expression of model peptide of marine mussel adhesive protein in escherichia coli and characterisation of its structurel and functional properties,» *J Polym SCi A: Polym Chem* , no. 98, pp. 729-36, 1999.
142. Bradley. JC, «Age Changes in the vascular supply of te mandible,» *Br Dent J* , cilt 4, no. 132, pp. 142-144, 1972.
143. Bruce RA, Ellis E «The second Chalmers J Lyons Academy study of ractures of the edentulous mandible,» *J Oral Maxiloofac Surg* , cilt 8, no. 51, pp. 904-911, 1993.
144. Amaratunga NA., « Mandibular fractures in children – a study ofclinical aspects, treatment needs, and complications.,» *J Oral Maxillofac Surg* , no. 46, p. 637–40, 1988.
145. Schweinfurth JM, Koltai PJ. «Pediatric mandibular fractures,» *Facial Plast Surg* , no. 14, p. 31–44, 1998.
146. Kaban LB., « Diagnosis and treatment of fractures of the facialbones in children,» *J Oral Maxillofac Surg*, no. 51, p. 722–9, 1993.
147. Kocabay C, Atac MS, Oner B, Gungor N. «The conservative treatment of pediatric mandibular fracture with prefabricatedsurgical splint: a case report.,» *Dent Traumatol* , no. 23, p. 247–50, 2007.
148. Rowe NL., «Fractures of the jaws in children.,» *J Oral Surg*, no. 27, p. 497–507., 1969.
149. Gawelin PJ, Thor AL. «Conservative treatment of paediatric mandibular fracture

- by the use of orthodontic appliance and rubber elastics: report of a case.,» *Dent Traumatol* , no. 21, p. :57–9., 2005.
150. Zimmermann CE, Troulis MJ, Kaban LB, «Pediatric facial agement.,» *Int J Oral Maxillofac Surg* , no. 35, p. 2–13, 2006.
  151. Carroll MJ, Mason DA, Hill CM. «‘Facial fractures in children’,» *Br Dent J* , no. 163, p. 23–6, 1987.
  152. Oji. C., «Fractures of the facial skeleton in children: a survey of patients under the age of 11 years.,» *J Craniomaxillofac Surg*, no. 26, p. 322–5, 1998.
  153. Ramba. J., «Fractures of facial bones in children.,» *Int J Oral Surg*, no. 14, p. 472–8., 1985.
  154. Laster Z, Muska EA, Nagler R., «Pediatric mandibular fractures: introduction of a novel therapeutic modality.,» *J Trauma*, no. 64, p. 225–9, 2008..
  155. Ellis E III, Moos KF, el-Attar A. «Ten years of mandibular fractures: an analysis of 2137 cases.,» *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* , no. 59, p. 120–9., 1985.
  156. Posnick JC, Wells M, Pron GE. «Pediatric facial fractures: evolving patterns of treatment.,» *J Oral Maxillofac Surg*, no. 51, p. 836–44, 1993.
  157. McGraw BL, Cole RR «Pediatric maxillofacial trauma. Age related variations in injury.,» *Arch Otolaryngol Head Neck Surg*, no. 116, p. 41–5., 1990.
  158. Crean ST, Sivarajasingam V, Fardy MJ «Conservative approach in the management of mandibular fractures in the early dentition phase. A case report and review of the literature.,» *Int J Paediatr Dent* , no. 10, p. 229–33, 2000.
  159. Remi M, Christine MC, Gael P, Soizick P, Joseph-Andre J. «Mandibular fractures in children: long term results.,» *Int J Pediatr Otorhinolaryngol* , no. 67, p. 25–30, 2003.
  160. Smartt JM Jr, Low DW, Bartlett SP. « The pediatric mandible: II. Management of traumatic injury or fracture.,» *Plast Reconstr Surg* , no. 116, pp. 21-48, 2005.
  161. Demianczuk AN, Vechere C, Philips JH. «The Effect on facial growth of pediatric mandibular fractures.,» *J Craniofac Surg*, no. 10, pp. 3323-328, 1999.
  162. Strobl H, Emshoff R, Röthler G. «Conservative treatment of unilateral condylar fractures in children: a long term clinical and radiologic follow up of 55 patients.,» *Int J Oral Maxillofac Surg* , no. 28, pp. 95-98, 1999.

163. Smartt JM, Low DW, Bartlett SP. «The Pediatric mandible: II management of traumatic injury or fracture,» *Plast Reconstr Surg* , no. 116, pp. 28-41, 2005.
164. Lustmann, I. Milhem. «Mandibular fractures in infants: review of the literature and report of seven cases,» *J. Oral Maxillofac. Surg*, no. 52, p. 240–245, 1994.
165. Ashammakhi N, Rokkanen P. «Absorbable polyglycolide devices in trauma and bone surgery,» *Biomaterials* , cilt 18, no. 1, pp. 3-9, 1997.
166. Kılıçoğlu. SS., «Mikroskobi düzeyinde kırık iyileşmesi,» *Ankara Üniversitesi Tıp Fakültesi Mecmuası*, no. 55, pp. 143-150, 2002.
167. Gartner LP, Hiatt JL. Color textbook of histology:, Saunders/ Elsevier., 2007..
168. Khan SN, Bostrom MP, Lane JM « Bone growth factors,» *Orthop Clin North Am*, cilt 3, no. 31, pp. 375-88., 2000.
169. Ham, AW, Cormack DH. Histophysiology of Cartilage Bone and Joints. J. B., Philadelphia and Toronto: Lippincott Company, 1979.
170. Frost HM. « The biology of the fracture healing and overview for clinicians part,» *Clin. Orthop Rel Res.*, no. 248, pp. 283-293, 1979.
171. McKinley TO, Bay BK. «Trabecular bone strain changes associated with subchondral stiffening of the proximal tibia.,» *J Biomech*, cilt 2, no. 36, pp. 155-63., 2003.
172. Miller PD. «Skeletal health and bone strength: DXA and beyond growth for the Journal of Clinical Densitometry,» *J Clin Densitom*, cilt 1, no. 11, pp. 1-5, 2008..
173. Wraight PJ, Howard PW. «Femoral impaction bone allografting with an Exeter cemented collarless, polished, tapered stem in revision hip replacement: a mean follow-up of 10.5 years.,» *J Bone Joint Surg Br.*, cilt 8, no. 90, pp. 1000-4., 2008.
174. Sandy C Marks JR, Popoff SN., « Bone cell biology: the regulation of development, structure and function in the skelton.,» *Am J Anat*, no. 183, pp. 1-44, 1998.
175. Robert B, Bentli D, Bentli G. Mercer's Orthopaedic Surgery.8th ed, London: Hodder Arnold Publication, 1983.
176. Parfitt. AM. «Problems in the application of in vitro systems to the study of human bone,» *Calcif. Tissue Int.*, 1995.

177. Eriksen EF. «Normal and pathological remodeling of human trabecular bone: three dimensional reconstruction of the remodeling sequence in normals and in metabolic bone disease.,» *Endocr Rev*, cilt 4, no. 7, pp. 379-408, 1986.
178. Henriksen K, Neutsky-Wulff AV, Bonewald LF, Karsdal MA.« Local communication on and within bone controls bone remodeling,» *Bone. Jun*, cilt 6, no. 44, pp. 1026-33, 2009.
179. Alpert B «Management of the complication of mandibular fracture treatment.,» *Operative Techniques in Plastic and Reconstructive Surgery*, cilt 5, no. 4, pp. 325-33, 1998.
180. Punjabi AP, Thaller SR. « Late complications of mandibular fractures.,» *Operative Techniques in Plastic and Reconstructive Surgery*, cilt 5, no. 3, pp. 266-74., 1998.
181. Seemann R, Lauer G, Poeschl PW, et al. «CROOMA, complication rates of operatively treated mandibular fractures, paramedian and body.,» *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* , 2010.
182. Seemann R, Schicho K, Wutzi A, et al. «Complication rates in the operative treatment of mandibular angle fractures: a 10-year retrospective.,» *J Oral Maxillofac Surg*, cilt 3, no. 68, pp. 647-50., 2010.
183. Joos U, Meyer U, Tktotz T, Weingart D. « Use of a mandibular fracture score to predict the development of complications,» *J Oral Maxillofac Surg*, cilt 1, no. 57, pp. 2-5, 1999.
184. Malanchuk VO, Kopchak AV « Risk factors for development of infection in patients with mandibular fractures located in the tooth-bearing area.,» *J Craniomaxillofac Surg* , cilt 1, no. 35, pp. 57-62, 2007..
185. Ramakrishnan J, Shingleton A, Reeves D, Key JM, Vural E. « The effects of molar tooth involvement in mandibular angle fractures treated with rigid fixation.,» *Otolaryngol Head Neck Surg* , cilt 6, no. 140, pp. 845-8., 2009.
186. Ellis E, 3rd. , «Outcomes of patients with teeth in the line of mandibular angle fractures treated with stable internal fixation.,» *J Oral Maxillofac Surg*, cilt 8, no. 60, pp. 863-5, 2002.
187. Gerbino G, Tarello F, Fasolis M, De Giovanni PP. «Rigid fixation with teeth in the

- line of mandibular fractures.,» *Int J Oral Maxillofac Surg* , cilt 3, no. 26, pp. 182-6, 1997.
188. Shetty V, Freymiller E. «Teeth in the line of fracture: a review,» *J Oral Maxillofac Surg*, cilt 12, no. 47, pp. 1303-6., 1989.
  189. Lovato C, Wagner JD.«Infection rates following perioperative prophylactic antibiotics versus postoperative extended regimen prophylactic antibiotics in surgical management of mandibular fractures.,» *J Oral Maxillofac Surg*, cilt 4, no. 67, pp. 827-32, 2009.
  190. Abubaker AO, Rollert MK. «Postoperative antibiotic prophylaxis in mandibular fractures: A preliminary randomized, double-blind, and placebo-controlled clinical study,» *J Oral Maxillofac Surg* , cilt 12, no. 59, pp. 1415-9, 2001.
  191. Miles BA, Potter JK, Ellis E, 3rd. «The efficacy of postoperative antibiotic regimens in the open treatment of mandibular fractures: a prospective randomized trial.,» *J Oral Maxillofac Surg*, cilt 4, no. 64, pp. 576-82., 2006.
  192. Anderson T, Alpert B. «Experience with rigid fixation of mandibular fracture and immediate function.,» *J Oral Maxillofac Surg* , cilt 6, no. 50, pp. 555-60, 1992.
  193. Passeri LA, Ellis E, 3rd, Sinn DP.«Relationship of substance abuse to complications with mandibular fractures.,» *J Oral Maxillofac Surg* , cilt 1, no. 51, pp. 22-5, 1993.
  194. Eyrich GK, Gratz KW, Sailer HF. «Surgical treatment of fractures of the edentulous mandible.,» *J Oral Maxillofac Surg* , cilt 10, no. 55, pp. 1081-7, 1997.
  195. Luhr HG, Reidick T, Merten HA. «Results of treatment of fractures of the atrophic edentulous mandible by compression plating: a retrospective evaluation of 84 consecutive cases.,» *J Oral Maxillofac Surg*, cilt 3, no. 54, pp. 250-4, 1996.
  196. Li Z, Zhang W, Li ZB, Li JR., «Abnormal union of mandibular fractures: a review of 84 cases.,» *J Oral Maxillofac Surg*, cilt 8, no. 64, pp. 1225-31., 2006.
  197. Nakamura S, Takenoshita Y, Oka M. «Complications of miniplate osteosynthesis for mandibular fractures.,» *J Oral Maxillofac Surg*, cilt 3, no. 52, pp. 233-8, 1994.
  198. Alpert B., «Complications in mandibular fracture treatment.,» *Probl Plast Reconstr Surg* , no. 1, p. 253, 1991.
  199. Dingman RO, Grabb WC «Surgical anatomy of the mandibular ramus of the

- facial nerve based on the dissection of 100 facial halves.,» *Plast Reconstr Surg Transplant Bull*, no. 29, pp. 266-72., 1962.
200. Al-Hayani A.«Anatomical localisation of the marginal mandibular branch of the facial nerve.,» *Folia Morphol (Warsz)* , cilt 4, no. 66, pp. 307-13, 2007.
  201. Lenstrup. K., «On injury by fractures of the jaws to teeth in course of formation.,» *Acta Odont Scand* , no. 13, p. 181–202, 1955.
  202. Ranta R, Ylipaavalniemi P. « The effect of jaw fractures in children on the development of permanent teeth and the occlusion.,» *Proc Finn Dent Soc* , no. 69, p. 99–104, 1973.
  203. Larsen OD, Nielsen A. « Mandibular fractures. II. A follow-up study of 229 patients.,» *Scand J Plastic Surg* , no. 10, p. 219–26, 1976.
  204. Koenig WR, Olsson AB, Pensler JM. « The fate of developing teeth in facial trauma: Tooth buds in the line of mandibular fractures in children.,» *Ann Plast Surg*, no. 32, p. 503–5, 1994.
  205. Suei Y, Mallick PC, Nagasaki T, Taguchi A, Fujita M, Tanimoto K.«Radiographic evaluation of the fate of developing tooth buds on the fracture line of mandibular fractures.,» *J Oral Maxillofac Surg* , no. 64, p. 94–9, 2006.
  206. Hitchin AD., « Traumatic odontome.,» *Br Dent J* , no. 126, p. 260–5., 1969.
  207. Higuchi Y, Inui M, Matsumura Y, Sanada K, Tagawa T. « Cystlike lesion of a developing tooth induced by a mandibular fracture.,» *Endod Dent Traumatol* , no. 13, p. 297–9, 1997.
  208. Nixon F, Lowey MN « Failed eruption of the permanent canine following open reduction of a mandibular fracture in a child.,» *Br Dent J* , no. 168, p. 204–5, 1990.
  209. Calderon S, Kaplan I, Gal G. «Development arrest of tooth after correction of mandibular fracture.,» *Endod Dent Traumatol* , no. 11, p. 105–7, 1995.
  210. Yremchuk MJ, Fiala TG, Barker F, Ragland R.«the effects of rigid fixation on craniofacial growth of rhesus monkeys.,» *Plast Reconstr Surg*, no. 122, pp. 195-208, 2008.
  211. Baumeister S, Peek A, Friedman A, Levin LS, Marcus JR. «Managment of postneurosurgical bone flap loss caused by infection.,» *Plast Reconstr Surg*, no.

- 122, pp. 195-208, 2008.
212. Bos. RRM, «Treatment of pediatric facial fractures: the case for metallic fixation,» *J Oral Maxillofac Surg* , no. 63, pp. 382-384, 2005.
  213. Wheeler J, Phillips J., «Pediatric Facial Fractures and Potential Long-Term Growth Disturbances,» *Craniofac Trauma Recon*, cilt 4, no. 1, pp. 43-52, 2011.
  214. Eppley BL, «Use of resorbable plates and screws in pediatric facial fractures,» *J Oral Maxillofac Surg*, no. 63, pp. 385-391, 2005.
  215. Ulm C., Solar P., Blahaut R «Reduction of the compact and cancellous bone substances of the edentulous mandible acused by resorbtion,» *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, no. 74, pp. 131-136, 1992.
  216. Baran N M., Finite Element Analysis on Microcomputers,, McGraw: Hill, Ins. , 1988.
  217. Kavasoglu A. E., «Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile kanin distalizasyonunda kullanılan farklı yöntemlerin karşılaştırılması,» *Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara.*, 1986.
  218. Meyer U., Vollmer D., Runte C., Bourauel C., Joos U «Bone loading pattern around implants in average and atrophic edentulous maxillae: a finite-element analysis,» *J Cranio maxillofac Surg* , no. 29, pp. 100-105, 2001.
  219. Ribeiro-Junior PD, Magro-Filho O, Shastri KA, Papageorge MB., « In vitro evaluation of conventional and locking miniplate/screw systems for the treatment of mandibular angle fractures,» *Int J Oral Maxillofac Surg*, cilt 11, no. 39, pp. 1109-14, 2010.
  220. Tams, J., Van Loon, J. P., Rozema, F. R., Otten, E., & Bos, P. R. M.«A three-dimensional study of loads across the fracture for different fracture sites of the mandible,» *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, cilt 34, no. 5, pp. 400-405, 1996.
  221. Choi BH, Kim KN, Kang HS. « Clinical and in vitro evaluation of mandibular angle fracture fixation with the two-miniplate system,» *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* , cilt 6, no. 79, pp. 692-5, 1995.
  222. Schwimmer A, Greenberg AM, Kummer F, Kaynar A. «The effect of screw size

- and insertion technique on the stability of the mandibular sagittal split osteotomy.,» *J Oral Maxillofac Surg* , cilt 1, no. 52, pp. 45-8, 1994.
223. Throckmorton GS, Ellis E, 3rd, Winkler AJ, Dechow PC «Bone strain following application of a rigid bone plate: an in vitro study in human mandibles.,» *J Oral Maxillofac Surg* , cilt 10, no. 50, pp. 1066-73, 1992.
  224. Haug RH, Barber JE, Reifeis R. A. « comparison of mandibular angle fracture plating techniques.,» *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, cilt 3, no. 82, pp. 257-63, 1996.
  225. Haug RH., « The effects of screw number and length on two methods of tension band plating.,» *J Oral Maxillofac Surg* , cilt 2, no. 51, pp. 159-62, 1993.
  226. Bayram B, Araz K, Uckan S, Balcik C.«Comparison of fixation stability of resorbable versus titanium plate and screws in mandibular angle fractures.,» *J Oral Maxillofac Surg* , cilt 8, no. 67, pp. 1644-8, 2009.
  227. Uckan S, Schwimmer A, Kummer F, Greenberg AM. .«Effect of the angle of the screw on the stability of the mandibular sagittal split ramus osteotomy: a study in sheep mandibles.,» *Br J Oral Maxillofac Surg* , cilt 4, no. 39, pp. 266-8, 2001.
  228. Armstrong JE, Lapointe HJ, Hogg NJ, Kwok AD. «Preliminary investigation of the biomechanics of internal fixation of sagittal split osteotomies with miniplates using a newly designed in vitro testing model.,» *J Oral Maxillofac Surg*, cilt 2, no. 59, pp. 191-5, 2001.
  229. Coletti DP, Caccamese JF, Jr., Norby C, Edwards S, von Fraunhofer JA «Comparative analysis of the threaded and tapered locking reconstruction plates.,» *J Oral Maxillofac Surg*, cilt 12, no. 65, pp. 2587-93, 2007.
  230. Akers M, Denbow M. , *Anatomy and Physiology of Domestic Animals*, Jon Wiley & sons, 2013.
  231. Ikemura K, Kouno Y, Shibata H, Yamasaki K. « Biomechanical study on monocortical osteosynthesis for the fracture of the mandible.,» *Int J Oral Surg* , cilt 4, no. 13, pp. 307-12, 1984.
  232. Murphy MT, Haug RH, Barber JE «An in vitro comparison of the mechanical characteristics of three sagittal ramus osteotomy fixation techniques.,» *J Oral Maxillofac Surg* , cilt 5, no. 55, pp. 489-94, 1997.

233. Cilasun U, Uckan S, Dolanmaz D, Saglam H.«Immediate mechanical stability of sagittal split ramus osteotomy fixed with resorbable compared with titaniumbicortical screws in mandibles of sheep,» *Br J Oral Maxillofac Surg*, cilt 6, no. 44, pp. 534-7, 2006.
234. Dolanmaz D, Uckan S, Isik K, Saglam H. « Comparison of stability of absorbable and titanium plate and screw fixation for sagittal split ramus osteotomy.,» *Br J Oral Maxillofac Surg*, cilt 2, no. 42, pp. 2127-32, 2004.
235. Ellis E, 3rd, Walker L. «Treatment of mandibular angle fractures using two noncompression miniplates.,» *J Oral Maxillofac Surg* , cilt 10, no. 52, pp. 1032-6, 1994.
236. Ellis E, 3rd, Walker LR. « Treatment of mandibular angle fractures using on noncompression miniplate.,» *J Oral Maxillofac Surg* , cilt 7, no. 54, pp. 864-71, 1996.
237. Choi BH, Suh CH.«Technique for applying 2 miniplates for treatment of mandibular angle fractures.,» *J Oral Maxillofac Surg*, cilt 3, no. 59, pp. 353-4, 2001.
238. Oguz Y, Saglam H, Dolanmaz D, Uckan S. « Comparison of stability of 2.0mm standard and 2.0mm locking miniplate/screws for the fixation of sagittal split ramus osteotomy on sheep mandibles.,» *Br J Oral Maxillofac Surg*, cilt 2, no. 49, pp. 135-7, 2011.
239. Ellis E, 3rd, Throckmorton GS.« Bite forces after open or closed treatment of mandibular condylar process fractures.,» *J Oral Maxillofac Surg* , cilt 4, no. 59, p. 389, 2001.
240. Tate GS, Ellis E, 3rd, Throckmorton G. « Bite forces in patients treated for mandibular angle fractures: implications for fixation recommendations.,» *J Oral Maxillofac Surg* , cilt 2, no. 57, pp. 734-6., 1994.
241. Renton TF, Wiesenfeld D.«Mandibular fracture osteosynthesis: a comparison of three techniques.,» *Br J Oral Maxillofac Surg* , no. 34, pp. 166-73, 1996..
242. Uglesic V, Virag M, Aljinovic N, Macan D.« Evaluation of mandibular fracture treatment.,» *J Craniomaxillofac Surg*, no. 21, pp. 251-7, 1993.
243. Potter J, Ellis E, 3rd. « Treatment of mandibular angle fractures with a malleable

- noncompression miniplate.,» *J Oral Maxillofac Surg*, cilt 3, no. 57, pp. 288-92, 1999.
244. Koolstra JH, Van Eijden TM, Weijs WA, Naeije M. « A three dimensional mathematical model of the human masticatory system predicting maximum possible bite forces.,» *J Biomech* , no. 21, pp. 563-576, 1988.
  245. Koolstra JH., « Dynamics of the human masticatory system,» *Crit Rev Oral Biol Med*, no. 13, pp. 366-376, 2002.
  246. Pistner H, Kukiz P «Kieferschließkräfte nach kieferorthopädischer Vorbehandlung,Umstellungsosteotomien und Unterkieferfrakturen.,» *Dtsch Zahnärztl Z*, no. 53:, pp. 528-532, 1998.
  247. Eichner K.« Aufschlusse über den Kauvorgang durch elektronische Kaukraftmessungen,» *Dtsch zahnärztl*, no. 5, p. 415–426, 1964.
  248. Kroon FH, Mathisson M, Cordey JR, Rahn BA.«The use of miniplates in mandibular fractures. An in vitro study,» *J Craniomaxillofac Surg*, cilt 5, no. 19, pp. 199-204, 1991.
  249. Wittenberg JM, Mukherjee DP, Smith BR, Kruse RN. «Biomechanical evaluation of new fixation devices for mandibular angle fractures.,» *Int J Oral Maxillofac Surg*., cilt 1, no. 26(, pp. 68-73, 1997.
  250. Suuronen R, Laine P, Pohjonen T, et al «Sagittal ramus osteotomies fixed with biodegradable screws: a preliminary report,» *J Oral Maxillofac Surg* , p. 715, 1994.
  251. Suuronen R, Wessman L, Mero M, Tormala P, Vasenius J, Partio E, Vihtonen K «VainionpaaComparison of shear strenght of osteotomies fixed with absorbable selfreinforced poly-L-lactide and metallic screws.,» *J Mater Sci Mater in Medicine* , no. 3, pp. 288-292, 1992.
  252. Eppley BL, Platis JM, Sadove AM , « Experimental effects of bone plating in infancy oncraniomaxillofacial skeletal growth.,» *Cleft Palate Craniofac J* , no. 30, pp. 164-9, 1993.
  253. Bos RR, Rozema FR, Boering G, Nijenhuis AJ, Pennings AJ, Verwey AB. « Bio-absorbable plates and screws for internal fixation of fractures. A study in six dogs.,» *Int J Oral Maxillofac Surg* , no. 18, pp. 365-369, 1989.

254. Matsusue Y, Yamamuro T, Yoshii S, Oka M, Ikada Y, Hyon S, Shikinami Y. «Biodegradable screw fixation of rabbit tibia proximal osteotomies,» *J Appl Biomater*, no. 2, pp. 1-12, 1991.
255. . Paivarinta U, Bostman O, Majola A, Toivonen T, Tormala P, Rokkanen P. , «Intraosseous cellular response to biodegradable fracture fixation screws made of polyglycolide or polylactide.,» *Arch Orthop Trauma Surg*, no. 112, pp. 71-74 , 1993.
256. . Bergsma EJ, Rozema FR, Bos RRM, Bruijn WC «Foreign body reactions to resorbable poly(l-lactide) bone plates and screws used for the fixation of unstable zygomatic fractures.,» *J Oral Maxillofac Surg*, no. 51, pp. 666-670, 1993.
257. Claes L., «Mechanical characterization of biodegradable implant.,» *Clin Mater* , no. 10, pp. 41-46, 1992.
258. Ricalde P, Engroff SL, Von Fraunhofer JA, Posnick JC. , «Strength analysis of titanium and resorbable internal fixation in a mandibulotomy model.,» *J Oral Maxillofac Surg*, cilt 63, pp. 1180-3, 2005.
259. Chacon GE, Dillard FM, Clelland N, Rashid R. «Comparison of strains produced by titanium and poly D, L-lactide Acid plating systems to in vitro forces,» *J Oral Maxillofac Surg*, cilt 63, pp. 968-72, 2005.
260. Kim YK, Kim SG.«Treatment of mandible fractures using bioabsorbable plates.,» *Plast Reconstr Surg* , no. 110, pp. 25-31, 2002.
261. Kilpikari J., Lapinsuo M., Törmälä P., Patiala H. ve Rakkanen P.«Bonding strength of alkyl-2-cyanoacrylates to bone in vitro,» *J Biomed. Mater. Res*, cilt 20, no. 8, pp. 1095-1102 , 1986.
262. Palinkas M, Nassar PSM, Cecilio FA, Siessere S, ve ark «Age and gender influence on maximal bite force and masticatory muscle thickness,» *Arch Oral Bio*, no. 55, pp. 797-802, 2010.
263. Goldstein JA, «The use of bioresorbable material in craniofacial surgery,» *Clin Plast Surg*, p. 653, 2001.
264. Buijs GJ, van der Houwen EB, Stegenga B, et al. «Mechanical strength and stiffness of biodegradable and titanium osteofixation systems,» *J Oral Maxillofac Surg*, p. 2148, 2007.

265. Pilling E, Mai R, Theissig F, et al , « An experimental in vivo analysis of the resorption to ultrasound activated pins (Sonicweld) and standard biodegradable screws (ResorbX) in sheep,» *Br J Oral Maxillofac Surg*, p. 447, 2007.
266. Eichner K, «Aufschlusse uber den Kauvorgang durch elektronische Kaukraftmessungen,» *Dtsch zahnarztl*, no. 5, p. 415–426, 1964.
267. Hazelrigg, C.O. Jones J.E. «Conservative management of a fractured mandible in a ten month old child,» *J. Oral Med*, no. 40, pp. 112-114, 1985.
268. Crean, S.T.. Sivarajasingam V, Fardy M.J.. «Conservative approach in the management of mandibular fractures in the early dentition phase. A case report and review of the literature,» *Int. J. Paediatr. Dent.*, no. 10, p. 229–233, 2000.
269. Giebel MG., «Adhesives in surgery,» *Wien Med Akad*, pp. 65-6, 1968.
270. Madsen MJ, Haug RH, Christensen BS, Aldridge E. « Management of atrophic mandible fractures,» *Oral Maxillofac Surg Clin North Am* , cilt 2, no. 21, pp. 175-83, 2009.
271. Ranta R, Ylipaavalniemi P. «The effect of jaw fractures in children on the development of permanent teeth and the occlusion.,» *Proc Finn Dent Soc* , no. 69, p. 99–104., 1973.

## ÖZGEÇMİŞ

### Kişisel Bilgiler

|                 |                                                                |                  |             |
|-----------------|----------------------------------------------------------------|------------------|-------------|
| <b>Adı</b>      | Ülkem                                                          | <b>Soyadı</b>    | Rural       |
| <b>Doğ.Yeri</b> | Çanakkale                                                      | <b>Doğ.Tar.</b>  | 4.5.1987    |
| <b>Uyruğu</b>   | T.C.                                                           | <b>TC Kim No</b> | 12188904452 |
| <b>Email</b>    | <a href="mailto:ulkemcural@gmail.com">ulkemcural@gmail.com</a> | <b>Tel</b>       | 02122122050 |

### Eğitim Düzeyi

|                 | Mezun Olduğu Kurumun Adı                                                              | Mez. Yılı |
|-----------------|---------------------------------------------------------------------------------------|-----------|
| <b>Doktora</b>  | İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız Diş Çene Hastalıkları ve Cerrahisi | 2015      |
| <b>Yük.Lis.</b> |                                                                                       |           |
| <b>Lisans</b>   | Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi                                           | 2010      |
| <b>Lise</b>     | Ankara Atatürk Anadolu Lisesi                                                         | 2005      |

| Yabancı Dilleri  | Okuduğunu Anlama* | Konuşma* | Yazma* | KPDS/ÜD S Puanı | (Diğer) Puanı |
|------------------|-------------------|----------|--------|-----------------|---------------|
| <b>İngilizce</b> | Çok iyi           | Çok iyi  | İyi    | 80              |               |

\*Çok iyi, iyi, orta, zayıf olarak değerlendirin

|                  | Sayısal | Eşit Ağırlık | Sözel |
|------------------|---------|--------------|-------|
| <b>LES Puanı</b> | 91      |              |       |