



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

AĞIZ, DİŞ VE ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI

**E-POLİKAPROLAKTON İÇERİKLİ
MEMBRANIN YÖNLENDİRİLMİŞ KEMİK
REJENERASYONUNDAKİ ETKİNLİĞİNİN
3 BOYUTLU KONİK IŞINLI BİLGİSAYAR
TOMOĞRAFI İLE DEĞERLENDİRİLMESİ:
RETROSPEKTİF KLİNİK BİR ÇALIŞMA**

Cavad BAHTİYARLI

UZMANLIK TEZİ

Prof. Dr. Cem ÜNGÖR

TRABZON-2024



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

AĞIZ, DİŞ VE ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI

**E-POLİKAPROLAKTON İÇERİKLİ
MEMBRANIN YÖNLENDİRİLMİŞ KEMİK
REJENERASYONUNDAKİ ETKİNLİĞİNİN
3 BOYUTLU KONİK IŞINLI BİLGİSAYAR
TOMOĞRAFI İLE DEĞERLENDİRİLMESİ:
RETROSPEKTİF KLİNİK BİR ÇALIŞMA**

Cavad BAHTİYARLI
ORCID: 0000-0001-6915-1366

UZMANLIK TEZİ

Prof. Dr. Cem ÜNGÖR
ORCID: 0000-0002-2899-2836

TRABZON-2024

BEYAN

Bu tez çalışmasının Karadeniz Teknik Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Hazırlama ve Yazım Kılavuzu standartlarına uygun olarak yapıldığını ve yazıldığını, tezin akademik ve etik kurallara bağlı kalınarak gerçekleştirilmiş özgün bir bilimsel araştırma eserim olduğunu, tezde yer alan ve bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen tüm bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve kullanılan kaynakların kaynaklar listesinde yer aldığını, tezin çalışılması ve yazımı aşamalarda patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

16.01.2024

Cavad BAHTİYARLI

(İmza)

ithaf

Bu uzmanlık tezimi, benim bugünlere gelmemde hiçbir fedakârlıktan kaçınmayan ve her zaman yanımda olan başta babaannem olmak üzere sevgili aileme ve her daim manevi desteğini benden esirgemeyen, mutluluk veren annem Esmira Bahtiyarova'ya ithaf ediyorum.



TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim ve tez çalışmam süresince hiçbir fedakarlıktan kaçınmayan, bilgi ve birikimlerini bana aktarmasından mutluluk duyduğum sevgili hocam ve tez danışmanım sayın Prof. Dr. Cem ÜNGÖR'e,

Uzmanlık eğitimim boyunca üzerimde emeği geçen, mesleki bilgi ve tecrübeleriyle bana yardımcı olan değerli hocalarım Prof. Dr. Yavuz Tolga KORKMAZ'a, Doç. Dr. Onur YILMAZ'a, Doç. Dr. Efe Can SİVRİKAYA'ya,

Bilgi ve tecrübesiyle bana sabırla destek olan ve aynı zamanda tezimin radyografik çalışmasında bana yardımcı olan çok değerli hocam Prof. Dr. Saadettin KAYIPMAZ'a,

Bilgi ve tecrübesiyle bana sabırla destek olan ve aynı zamanda tezimin istatistiksel çalışmasında bana yardımcı olan çok değerli hocam Prof. Dr. Tamer TÜZÜNER'e,

Uzmanlık eğitimime başladığım günden bugüne üzerimde çok emeği olan, desteğini ve iyi niyetini asla esirgemeyen değerli kıdemlilerim Javid İHTİYAROV'a, Sezai ÇİFTÇİ'ye, Yüksel ÇAKMAK'a, Sercan YILMAZ'a, Hüseyin YALÇINKAYA'ya, Nejdet KOÇAK'a, Sefa Merve ARIKAN'a, Bayram SÜLEYMANLI'ya, Gültekin ONAT'a, Can ERDAYANDI'ya, Gökçe Elif ERDAYANDI'ya ve değerli abim Onur YILMAZ'a,

Uzmanlık eğitimim boyunca birlikte çalışmaktan büyük mutluluk duyduğum eş kıdemlilerim Fatih GİRGİN'e, Ayşe Nur SAKAL'a, Hale ATEŞ'e, değerli asistan arkadaşlarım Emil MAHAMMADLI'ya, Emre ULUBAY'a, Helin Merve ÖZALP'e, Ayşe BAYRAKTAR'a, Nazlı Gizem AK'a, Ahmet YAY'a ve diğer asistan arkadaşlarıma,

Hayatım boyunca aldığım kararlarda yanımda olan, beni her zaman destekleyen, bugünlere gelmemi sağlayan, benim için hiçbir fedakarlıktan kaçınmayan annem Esmira BAHTİYAROVA'ya, rahmetli babam Xudayar BAHTİYARLI'ya, babaannem Teliş BAHTİYAROVA'ya, dedem Arif BAHTİYAROV'a, amcam Mehti BAHTİYAROV'a ve eşi Sebine BAHTİYAROVA'ya, ablam Aytekin ABDULLAYEVA'ya,

Sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Arş. Gör. Cavad BAHTİYARLI

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
İÇ KAPAK SAYFASI	
ONAY	
BEYAN	
İthaf	
TEŞEKKÜR	
İÇİNDEKİLER	vi
TABLOLAR DİZİNİ	viii
RESİMLER DİZİNİ	ix
KISALTMALAR DİZİNİ	x
ÖZET	xi
ABSTRACT	xiii
1. GİRİŞ ve AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER	5
2.1. Kemik	5
2.1.1. Kemik Hücreleri	5
2.1.1.1 Osteoblastlar	5
2.1.1.2 Osteoklastlar	5
2.1.1.3 Osteositler	6
2.1.1.4 Osteoprogenitör hücreler	6
2.1.2 Kemik Matriksi	7
2.1.3 Kemik Zarları	7
2.1.4 Kemik Dokusunun Yapısı	8
2.1.5 Kemik Oluşumu	9
2.1.5.1 İntramembranöz Kemikleşme	9
2.1.5.2 Endokondral Kemikleşme	10
2.1.6 Kemiğin Metabolik Rolü	10
2.1.7 Kemik İyileşmesi ve Remodelingi	11
2.2 Alveoler Kemiğin Oluşumu ve Yapısı	12
2.2.1 Alveoler Kemiğin Yoğunluk ve Rezorpsiyon Sınıflandırması	13
2.2.2 Alveoler Kemiğin Rezorpsiyon Mekanizması	15

2.2.2.1 Diş Çekimi Sonrası Alveoler İyileşme	17
2.2.2.2. Lokal Faktörlere Bağlı Gelişen Alveoler Kemik Rezorpsiyonu	18
2.2.2.3 Sistemik Faktörlere Bağlı Gelişen Alveoler Kemik Rezorpsiyonu	18
2.3 Sert Doku Augmentasyon Teknikleri	20
2.3.1 Alveoler Kret Split Tekniği	21
2.3.2 Segmental Sandviç Osteotomisi	23
2.3.3 Alveoler Distraksiyon Osteogenezi	25
2.3.4 Otojen Blok Kemik Greftleme	28
2.3.4.1 Biyolojik Yapısı ve Özellikleri	28
2.3.4.2 Otojen Kemik Greft Tipleri	29
2.3.4.3 Otojen Kemik Greft Donör Sahaları	30
2.3.4.3.1 Ekstraoral Donör Sahalar	30
2.3.4.3.1.1 Tibia Grefti	30
2.3.4.3.1.2 Anterior İliak Krest Grefti	31
2.3.4.3.1.3 Posterior İliak Krest Grefti	31
2.3.4.3.1.4 Kosta Grefti	32
2.3.4.3.1.5 Kranium Grefti	32
2.3.4.3.2 İntraoral Donör Sahalar	33
2.3.4.3.2.1 Mandibuler Simfiz Grefti	33
2.3.4.3.2.2 Mandibuler Ramus Grefti	33
2.3.5 Yönlendirilmiş Kemik Rejenerasyonu	34
2.3.5.1 YKR Tekniğinde Kullanılan Bariyer Membranlar	34
2.3.5.1.1 Rezorbe Olmayan Bariyer Membranlar	35
2.3.5.1.2 Rezorbe Olan Bariyer Membranlar	36
3. GEREÇ ve YÖNTEM	38
3.1 Cerrahi Teknik, Flep Elevasyonu ve Cerrahi Sahanın Hazırlığı	39
3.2 Radyografik Yöntem	45
3.3 İstatiksel analiz	49
4. BULGULAR	50
5. TARTIŞMA	57
6. SONUÇ	72
7. KAYNAKLAR	73

TABLULAR DİZİNİ

Tablo No		Sayfa
Tablo 2.1.	Distraksiyon protokolü	26
Tablo 3.1.	PCL skafoldu ile augmente edilmiş bölgelerin dağılımı	39
Tablo 4.1.	Çalışmadaki hastaların yaş, cinsiyet, takip süresi, implant numarası, markası implant çapı ve boyuna (mm cinsinden) göre dağılımı	50
Tablo 4.2.	PCL skafoldları ile augmentasyondan sonraki takip döneminde gelişen komplikasyonların dağılımı	51
Tablo 4.3.	Preoperatif, postoperatif ve kazanılan hacimsel kemik değişkenleri	52
Tablo 4.4.	Preoperatif, postoperatif kazanılan hacimsel kemik değerlerinin istatistiksel verileri	53
Tablo 4.5.	Fraktal boyut analiziyle preoperatif ve postoperatif olarak kemiğin mikro-yapısının değerlendirilmesi	54
Tablo 4.6.	Fraktal boyut analizi değerlerinin istatistiksel verileri	54
Tablo 4.7.	Hastaların preoperatif ve postoperatif dönemlerinde kret tepesinden 3, 6, 9 mm derinliklerdeki horizontal kemik değerleri	55
Tablo 4.8.	Preoperatif ve postoperatif dönemlerde kret tepesinden 3, 6, 9 mm derinliklerdeki horizontal kemik değerlerinin istatistiksel verileri	56

RESİMLER DİZİNİ

Resim No		Sayfa
Resim 3.1.	Flep elevasyonundan sonra cerrahi bölgenin görüntüsü	40
Resim 3.2.	Augmentasyon öncesi dekortikasyon işleminin görüntüsü	40
Resim 3.3.	Polikaprolakton içerikli skafold	41
Resim 3.4.	A. PCL skafoldu bistüri ile kesilmiş hali. B. PCL skafoldunun defekt bölgesine uyumlandırılmasının ağız içi görüntüsü	41
Resim 3.5.	PCL skafoldlarının horizontal kemik yetersizliklerinde defekt bölgesine sabitlendirildikten sonraki görüntüsü	42
Resim 3.6.	Horizontal ve vertikal kemik yetersizliğinin PCL skafoldu ile birlikte augmentasyonunun görüntüsü	42
Resim 3.7.	A. Kortikal kemik kazıyıcı. B. Kazıyıcı ile elde edilen otojen greft	43
Resim 3.8.	Greftlemeden sonraki ağız içi görüntüler (A ve B mandibula sağ posterior bölge, C mandibula sağ ve sol birinci premolarlar arası bölge, D mandibula sağ ve sol birinci molarlar arası bölge)	43
Resim 3.9.	L-TZF membranın ağız içi görüntüsü	44
Resim 3.10.	A. Augmentasyonu takiben 6. ay flep kaldırıldıktan sonra kemiğin ağız içi görüntüsü. B. Dental implantların yerleştirilmesi	45
Resim 3.11.	A. Preoperatif KIBT görüntüsü. B ve C. Postoperatif KIBT görüntüleri	46
Resim 3.12.	Preoperatif hacimsel kemik değerlerinin planimetri yöntemi ile ölçülmesi	47
Resim 3.13.	Postoperatif hacimsel kemik değerlerinin planimetri yöntemi ile ölçülmesi	48
Resim 3.14.	Horizontal kemik değerlerinin kret tepesinden 3, 6 ve 9 mm derinliklerdeki radyografik ölçümleri	48

KISALTMALAR DİZİNİ

AKST	Alveoler kret split tekniği (AKST)
BMP	Kemik morfojenik proteini
DFDBA	Demineralize dondurulmuş-kurutulmuş kemik allogrefti
DH	Distraksiyon hızı
DMP-1	Dentin Matris Proteini
DO	Distraksiyon Osteogenezi
d-PTFE	Yüksek yoğunluklu politetrafloroetilen
e-PTFE	Genişletilmiş politetrafloroetilen
FB	Fraktal Boyut
FGF	Fibroblast büyüme faktörü
IGF	İnsülin benzeri büyüme faktörü
KIBT	Konik ışınlı bilgisayarlı tomografi (KIBT)
KTÜ	Karadeniz Teknik Üniversitesi
L-TZF	Lökosit-trombosit zengin fibrin (L-TZF)
PCL	Polikaprolakton
PDGF	Trombosit kaynaklı büyüme faktörü
PGA	Poliglikolik asit
PHBV	Poly-3-hydroxybutyrate-co-3-hydroxyvalerate
PLA	Polilaktik asit
PLCL	Polilaktid-ko-kaprolakton
PTH	Paratiroid hormonu
OİSO	Ortalama implant sağkalım oranı
OKO	Ortalama komplikasyon oranı
OPG	Osteoprotegerin
SSO	Segmental Sandviç Osteotomisidir
TRAP	Tartarat dirençli asit fosfataz
VEGF	Vasküler endotelial büyüme faktörü
YDR	Yönlendirilmiş doku rejenerasyonu
YKR	Yönlendirilmiş kemik rejenerasyonu

ÖZET

E-POLİKAPROLAKTON İÇERİKLİ MEMBRANIN YÖNLENDİRİLMİŞ KEMİK REJENERASYONUNDAKİ ETKİNLİĞİNİN 3 BOYUTLU KONİK IŞINLI BİLGİSAYAR TOMOGRAFİ İLE DEĞERLENDİRİLMESİ: RETROSPEKTİF KLİNİK BİR ÇALIŞMA

Giriş: Dental implant destekli protetik tedaviler oldukça yaygın ve kabul edilen bir seçenektir. Sabit protetik restorasyon planlanan hastalarda protezin ideal konumda ve fonksiyon sağlayabilecek şekilde uygulanabilmesi için dental implant uygulaması öncesi augmentasyon gerekebilmektedir. Alveolar kemik augmentasyonu daha uzun ve geniş çaplı dental implantların kullanılmasına olanak tanır.

Atrofik kret augmentasyonunda kabul edilen tedavi yöntemlerinden biri de yönlendirilmiş kemik rejenerasyonudur. Biyomateryal teknolojisi ve cerrahi prosedürlerdeki gelişmeler sayesinde, partikül greft kullanılarak yapılan yönlendirilmiş kemik rejenerasyonu, otojen blok greft tekniğine bir alternatif oluşturmaktadır. Greft ve membran yardımı ile yapılan yönlendirilmiş kemik rejenerasyonunda, otojen blok greft cerrahisinin verici bölge komplikasyonları tamamen elimine edilmiş olmaktadır.

Amaç: Bu çalışmanın amacı, maksillofasiyal cerrahide kret augmentasyonunda kullanılan sentetik Polikaprolakton (PCL) biyoskafold membranların uygulama sonrası yeni oluşan kemik miktarı üzerindeki etkinliğini 3 boyutlu olarak değerlendirmesidir. Literatürde E-polikaprolakton içeren membranın yönlendirilmiş kemik rejenerasyonunda kemik kazanımını değerlendiren çalışma sayısı oldukça sınırlıdır. Bu nedenden dolayı çalışmamızın sonuçlarının yönlendirilmiş kemik rejenerasyonunda PCL içeren skafoldların alternatif bir malzeme olarak kullanılmasına katkı sağlayacağını düşünüyoruz.

Gereç ve Yöntem: Bu retrospektif çalışmaya Karadeniz Teknik Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız Diş Çene Cerrahisi Anabilim Dalı'nda 03.05.2021- 01.08.2023 tarihleri arasında tedavi gören hastalar dahil edildi. Araştırma, klinik ve radyolojik olarak kemik yetersizliği tespit edilmiş ve sonrasında PCL skafoldları ile augmente edilmiş hastaların kayıtlı dosyaları retrospektif olarak incelenerek yapıldı. Çalışmaya, PCL skafoldları ile augmente edilmiş ve 6 ay sonrasında implantla rehabilite edilmiş hastalar dahil edildi. Her hastadan preoperatif ve postoperatif 6. ayda konik ışınli bilgisayarlı tomografi (KIBT) görüntüleri elde edilerek kemik yapısı değerlendirildi. Kemik yapısının değerlendirilmesi kalitatif ve kantitatif yöntemler ile yapıldı. Kemik augmentasyonunun kalitatif değerlendirilmesinde postoperatif trabeküler yapının mikrostrüktürü hakkında bilgi veren fraktal boyut (FB) analizi kullanıldı. Toplam kemik miktarının belirlenmesinde de Cavalieri prensibi ile hacimsel hesaplama yapıldı. Zamana bağlı değişikliklerin karşılaştırılması sırasında Wilcoxon testi kullanıldı. Analizlerde $p < 0.05$ düzeyi istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

Bulgular: Yaşları 23 ile 65 arasında değişen, 5 erkek (%41,7) 7 kadın (%58,3) toplam 12 hastada PCL skafoldları ile augmentasyon cerrahisi gerçekleştirilmiştir. Kazanılan hacimsel kemik değerinin minimum değeri $0,19 \text{ cm}^3$, maksimum değeri $2,27 \text{ cm}^3$,

ortalaması ise $0,80 \pm 0,60 \text{ cm}^3$ ölçülmüştür. Alveoler kretin 3, 6, 9 mm derinliklerinde elde edilen ortalama kemik kazanımı sırasıyla 3,56 mm, 3,63 mm ve 2,38 mm olarak hesaplanmıştır. Fraktal boyut analizinin istatistiksel sonuçları $p=0,239$ olup, preoperatif ve postoperatif FB değerleri arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır. Uygulanan 27 dental implant, en az 6 ve ortalama 10 aylık takibinde, klinik ve radyografik muayeneler sonucunda hiçbir implantta kayıp gözlemlenmemiştir. İmplant sağkalım oranı %100 olarak değerlendirilmiştir.

Sonuçlar: PCL skafoldları ile gerçekleştirilen augmentasyon cerrahisinin başarılı sonuçlar verdiğini ve kemik hacminde anlamlı bir artış sağladığını göstermektedir. Augmentasyon sonrası ölçülen hacimsel kemik miktarında istatistiksel olarak anlamlı bir artış tespit edilmiştir, bu da PCL skafoldlarının kemik oluşumunu desteklediğini gösterir. PCL skafoldları, ağız içinde kullanılabilir olup, başarılı bir augmentasyon cerrahisi için uygun bir seçenek olarak değerlendirilebilir.

Anahtar Kelimeler: augmentasyon, biyoskafold, dental implant, yönlendirilmiş kemik rejenerasyonu, polikaprolakton

ABSTRACT

EVALUATION OF THE EFFECTIVENESS OF E-POLYCAPROLACTON- CONTAINED MEMBRANE IN GUIDED BONE REGENERATION USING 3D CONE BEAM COMPUTER TOMOGRAPHY:

A RETROSPECTIVE CLINICAL STUDY

Introduction: Dental implant supported prosthetic treatments are a commonly accepted option. In cases where a fixed prosthetic restoration is planned, augmentation may be necessary before dental implant placement to ensure optimal positioning and functionality. Alveolar bone augmentation allows for the use of longer and larger diameter dental implants. Guided bone regeneration (GBR) is one of the accepted treatment methods for atrophic ridge augmentation. With advancements in biomaterial technology and surgical techniques, GBR using particle grafting represents an alternative to autogenous block grafting. GBR, performed with the assistance of graft and membrane, eliminates donor site complications associated with autogenous block graft surgery.

Purpose: This study aims to evaluate the 3D effectiveness of synthetic Polycaprolactone (PCL) bioscaffold membranes used in ridge augmentation in maxillofacial surgery regarding the amount of newly formed bone after application. There is limited literature evaluating bone gain in GBR using membranes containing E-polycaprolactone. Therefore, we believe that the results of our study will contribute to the use of PCL-containing scaffolds as an alternative material in GBR.

Materials and Methods: This retrospective study included patients treated at Karadeniz Technical University Faculty of Dentistry, Department of Oral and Maxillofacial Surgery between 03.05.2021 and 01.08.2023. Patient data were retrospectively examined for those diagnosed with clinically and radiologically insufficient bone and subsequently augmented with PCL scaffolds. Patients augmented with PCL scaffolds and rehabilitated with an implant after 6 months were included. Bone structure was evaluated preoperatively and at the 6th postoperative month using cone beam computed tomography (CBCT) images. Evaluation of bone structure was performed using qualitative and quantitative methods. Fractal dimension (FB) analysis, providing information about the microstructure of postoperative trabecular structure, was used for qualitative evaluation. Volumetric calculations were made using the Cavalieri principle to determine the total amount of bone.

Wilcoxon test was used for comparing changes over time, with statistical significance set at $p < 0.05$.

Results: Augmentation surgery with PCL scaffolds was performed on 12 patients, comprising 5 males (41.7%) and 7 females (58.3%), aged between 23 and 65 years. The minimum, maximum, and mean volumetric bone gain values were 0.19 cm³, 2.27 cm³, and 0.80±0.60 cm³, respectively. The mean bone gain at 3, 6, and 9 mm depths of the alveolar crest was calculated as 3.56 mm, 3.63 mm, and 2.38 mm, respectively. Fractal dimension analysis yielded a statistical result of $p = 0.239$, indicating no significant difference between preoperative and postoperative FB values. During the follow-up of 27 dental implants, averaging 10 months, no implant loss was observed as a result of clinical and radiographic examinations, resulting in a 100% implant survival rate.

Conclusion: Augmentation surgery performed with PCL scaffolds demonstrates successful outcomes and significant increase in bone volume. A statistically significant increase in volumetric bone amount measured after augmentation suggests that PCL scaffolds support bone formation. PCL scaffolds can be used intraorally and are considered a suitable option for successful augmentation surgery.

Keywords: augmentation, bioscaffold, dental implants, guided bone regeneration; polycaprolactone

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Dental implant destekli protetik tedaviler oldukça yaygın ve kabul edilen bir seçenektir. Sabit protetik restorasyon planlanan hastalarda protezin ideal konumda ve fonksiyon sağlayabilecek şekilde uygulanabilmesi için dental implant uygulaması öncesi augmentasyon gerekebilmektedir (1,2).

Fonksiyon ve protetik restorasyon açısından dental implant uygulanması için vertikal olarak 5 ile 8 mm'lik kemik yüksekliği bulunan (3) ve horizontal olarak 5 mm'den az olan kemik genişliği vakalarında augmentasyon cerrahisi gereklidir. Alveolar kemiğin augmentasyonu ile daha uzun ve geniş çaplı dental implantların kullanılmasına olanak tanınır (4).

Sert doku augmentasyonunda cerrahın deneyimi, doğru teşhis ve planlama önem taşıdığı gibi doğru tekniğin seçimi de oldukça önemlidir (5).

Atrofik kret augmentasyonunda kabul edilen tedavi yöntemlerinden biri de yönlendirilmiş kemik rejenerasyonudur.

Yönlendirilmiş kemik rejenerasyonu (YKR) konsepti 1970'li yılların sonunda önerilmiş bir konsepttir. YKR'nda bölgeye istenmeyen bağ dokusu hücrelerin göçünü önlemek amacıyla bariyer membran yerleştirilmesi ve bölgede kemikleşmeye fırsat oluşturulması amaçlanır.

Biyomateryal teknolojisi ve cerrahi prosedürlerdeki gelişmeler sayesinde, partikül greft kullanılarak yapılan yönlendirilmiş kemik rejenerasyonu, otojen blok greft tekniğine bir alternatif oluşturmaktadır. Greft ve membran yardımı ile yapılan yönlendirilmiş kemik rejenerasyonunda, otojen blok greft cerrahisinin verici bölge komplikasyonları tamamen elimine edilmiş olmaktadır.

Bariyer membranlar alan koruyucu özelliğe sahiptir. Bu sayede kemik yenilenmesi için yeterli alan sağladığı gibi kemik hacim kaybı azaltılmış olur (6).

YKR'nda rezorbe olabilen veya rezorbe olmayan birçok farklı bariyer membran kullanılmaktadır. Rezorbe olmayan membranlar her ne kadar kemik rejenerasyonu için alan koruyucu özelliğe sahip olsa da bölgeden çıkarılması için ikinci bir cerrahiye ihtiyaç duyması ve komplikasyon riskinin yüksek olması sebebi ile, örneğin membranın ağız ortamına açılması, klinik kullanımı sınırlıdır.

Tamamen polimer bazlı olan rezorbe olabilen bariyer membranlar, biyolojik olarak uyumlu, düşük komplikasyon oranı ve düşük maliyetin yanı sıra ikincil ameliyatların gerekli olmaması gibi avantajlara sahiptir (7).

Rezorbe olabilen bariyer membranlar doğal veya sentetik polimerler olarak ikiye ayrılırlar. Doğal bariyer membranlar tip I veya tip III kolajen yapısında olup enzimatik reaksiyonla çözünürler.

Polilaktik asit (PLA), poliglikolik asit (PGA), poly-3-hydroxybutyrate-co-3-hydroxyvalerate (PHBV), polikaprolakton (PCL) ve bunların kopolimerleri (örn. polilaktik-ko-glikolik asit ve polilaktid-ko-kaprolakton) gibi biyolojik olarak parçalanabilen alifatik polyesterler sentetik bariyer membranları olarak da kullanılır (8–10).

Polikaprolakton PLA ve PGA'ya göre daha fazla hidrofobiklik ve daha düşük parçalanabilirlik gösterir (10) PCL, kemik dokusu mühendisliği uygulamaları için umut verici bir sentetik malzeme olarak kabul edilmiştir. Biyokimyasal özellikleri ve mükemmel uyumluluğu sayesinde PCL lifleri, klinik uygulama sırasında kemik rejenerasyonunu desteklemek için kök hücreler için potansiyel iskele görevi taşıdığı keşfedilmiştir (11).

PCL, kemik ve kırıldak onarımı için potansiyel uygulamaları olan, tamamen biyolojik olarak parçalanabilen, termoplastik bir polyesterdir ve çeşitli biçimlerde iskele malzemesi olarak başarıyla kullanılmıştır (12,13).

PCL, düşük camsı geçiş sıcaklığı (-60 8C), düşük erime sıcaklığı (60 8C) ve yüksek dekompozisyon sıcaklığı (350 8C) gibi elverişli özelliklerinden dolayı erimiş halde termal stabiliteye sahiptir (14). PCL, yüksek hidrofobikliği ve kristalliği (15) nedeniyle PLGA veya PHBV'den çok daha yavaş ayrışır, bu nedenle uzun süreli yük taşıma uygulamalarında kullanıma uygundur (16). Hem doğal hem de sentetik polimerlerle PCL biyokompozitleri ve kopolimerleri kullanılarak bir dizi çalışma yürütülmektedir (15,17). PCL skafoldları farklı sistemlerde birçok tekniklerle üretilebilmektedir. Bu sistemlerde hücrelerin PCL iskelelerine yapışarak büyümeye başladıkları gözlemlenmiş ve üretilen iskelelerin uygulanabilirliği in vitro ve in vivo ortamda gösterilmiştir (16).

Osteokondüktif, biyomekanik stabilite ve biyoyumluluk özellikleri nedeniyle 3 boyutlu baskılanan PCL içerikli membranların Ortopedik Cerrahi 'de travma, enfeksiyon

veya tümör rezeksiyonundan kaynaklanan kritik boyuttaki kemik defektlerinin onarımında başarı ile kullanıldığı gösterilmiştir (18,19).

PCL, zaman içinde ester bağlarının hidrolizi yoluyla çözünür. Bu yavaş bozunma, dokunun uzun süre büyümesini desteklerken, mekanik yükü yavaşça yeniden oluşan dokuya aktarmanıza imkan tanır. Ancak bozunma hızı bazen belirli uygulamalar için çok yavaş olabilir, bu da değişiklikleri veya diğer materyallerle birleştirmeyi gerektirebilir. PCL'nin mekanik özellikleri, moleküler ağırlık ve işleme koşulları gibi faktörler ayarlanarak özelleştirilebilir. Bu esneklik, hedef dokunun mekanik özelliklerine uygun destek yapıları oluşturmayı mümkün kılar ve bu da etkili doku rejenerasyonu için kritiktir.

PCL destek yapıları elektroçirme, çözücü dökme ve 3 boyutlu baskı gibi çeşitli teknikler kullanılarak üretilebilir. Bu yöntemler, hücre tutunması ve besin difüzyonu için tanımlanmış gözenek boyutları ve geometrilerle karmaşık yapıların oluşturulmasına olanak tanır.

PCL, hücrelerin yapışmasını, çoğalmasını ve farklılaşmasını sağlayan bir yüzey sunar. PCL kendisi yüksek derecede hücresel yapışma özelliklerine sahip olmasa da araştırmacılar yüzey kaplama veya biyoaktif moleküllerin immobilizasyonu gibi teknikler kullanarak hücre etkileşimini iyileştirmektedir.

PCL'nin performansını artırmak için genellikle doğal polimerler (kolajen, jelatin, vb.) veya sentetik polimerler (polietilen glikol, polilaktik asit, vb.) gibi diğer materyallerle birleştirilir. Bu birleştirmeler, hücresel tepkileri, bozunma hızlarını ve genel doku entegrasyonunu iyileştirmeyi amaçlar.

PCL, kemik, kırık, cilt, sinir ve damar doku yenilenmesi de dahil olmak üzere çeşitli doku mühendisliği uygulamalarında kullanılmıştır. Ayrıca, kullanımı doku mühendisliğinin sınırlarını aşarak ilaç taşıma sistemleri ve yara iyileşmesi alanlarında da yaygın olarak kullanılmaktadır.

Ayrıca 3 boyutlu baskılanan PCL membranların Beyin Cerrahisi'nde subdural hematomların tedavisi sonrası oluşan Burrhole defekti onarımında estetik ve fonksiyonel olumlu sonuçlar elde edildiği görülmüştür (20).

Literatürde, PCL içerikli biyoskafoldların beyin cerrahisi, ortopedi ve kulak burun boğaz cerrahisi gibi farklı alanlarda defekt onarımlarında kullanıldığı bilinmektedir. Ancak, atrofik çenelerin augmentasyonu amacıyla yönlendirilmiş kemik rejenerasyonunda

PCL içerikli membranların etkinliğini değerlendiren özel bir çalışma literatürde bulunmamaktadır.

Çalışmamızda, PCL içerikli membranların kemik kazanımındaki etkinliğini 3 boyutlu tomografik verilerle retrospektif olarak incelenmiştir. Çalışmamız, maksillofasiyal cerrahide kret augmentasyonunda kullanılan sentetik PCL biyoskafold membranların uygulama sonrası yeni oluşan kemik miktarı üzerindeki etkinliğini 3 boyutlu olarak değerlendirmeyi amaçlamaktadır.

Çalışmamızın başka bir odak noktası, preoperatif dönemde mevcut olan ve postoperatif dönemde elde edilen hacimsel kemik verilerini karşılaştırmak ve yeni oluşan kemik yapısının kalitesini değerlendirmeyi amaçlamaktadır. Ayrıca, bu çalışma, PCL skafoldların augmentasyon cerrahisindeki kullanılabilirliğini belirlemeyi amaçlamaktadır. Bu değerlendirme, PCL skafoldların YKR yöntemindeki pratik etkinliği ve bu materyallerin kemik oluşumu üzerindeki etkileri hakkında kritik bilgiler sunacağını düşünmekteyiz.

2. GENEL BİLGİLER

2.1 Kemik

Kemik dokusu iskelet sisteminin temelini oluşturan canlı, dinamik ve mineralize bir bağ dokusudur. Yapısı, hücreler ve hücreler arası matriksten oluşmakta olup hematopoetik, biyomekanik ve metabolik işlevleri vardır. Bu işlevleri sayesinde iskelet-kas sistemi fonksiyonlarını ve bütünlüğünü sağlar, organları korur ve kan üretimini sağlar.

2.1.1 Kemik Hücreleri

Kemik dokuyu oluşturan 4 çeşit hücresel elemanlar vardır; osteoblastlar, osteoklastlar, osteositler ve osteoprogenitör hücrelerdir.

2.1.1.1 Osteoblastlar

Osteoblastlar, mezenşimal veya farklılaşmamış hücrelerden gelişen, kemik yapımında görevli hücrelerdir. Periosteum, endosteum ve kemik iliğinde bulunan osteoblastlar, aktif kemik oluşumunun olduğu bütün bölgelerde bulunurlar. Kemik matriksini (osteoid) sentezleyen kemik oluşturan hücrelerdir. Alkalın fosfataz, dentin matris proteini (DMP-1) ve kemik sialoproteini salgılayarak kemik mineralizasyonunu düzenlerler. Osteoblastlar tarafından salgılanan, osteokalsin ve osteonektin, hidroksiapatit kristallerinin miktarını belirleyen, mineral birikimini düzenleyen, kalsiyum ve fosfat bağlayıcı proteinlerdir. Osteoblastlar ya hücreleri kaplayan hareketsiz osteoblastlar olarak kalırlar ya da osteositlere dönüşürler. Osteoblastlar, osteoklast ve osteosit oluşumunu düzenler. D vitamini ve paratiroid hormonu (PTH) uyarısı ile osteoblastlar makrofaj CSF (M-CSF) salgırlar ve osteoklast oluşumunu sağlayan RANKL'ı ekspres ederler (21). Ayrıca bu hücrelerde PTH, 1.25-dihidroksikolekalsiferol (vitamin D), kalsitonin, östrojen ve glukokortikoid gibi kemik metabolizmasında etkili moleküllere özel reseptörler vardır (22–24).

2.1.1.2 Osteoklastlar

Kemik rezorpsiyonundan sorumlu olan osteoklastlar mononükleer monosit-makrofaj hücrelerinden köken alan multinükleer hücrelerdir. RANKL ve M-CSF, osteoklast oluşumunu başlatan sitokinlerdir. Bu sitokinler osteoklast prekürsörlerinin çoğalmasını ve olgun osteoklastlara farklılaşmasını sağlarlar. Osteoprotegerin (OPG) ise osteoblastlar tarafından üretilen, RANKL reseptörünün etkisini ortadan kaldırarak osteoklast sentezini inhibe eden proteindir (25). Kemik rezorpsiyonu esnasında hidrojen

iyonları, kemik matrisinin mineral bileşenini çözmek için osteoklastların altındaki emilim bölgesini asitleştirirken, katepsin K ve tartarat dirençli asit fosfataz (TRAP), çoğunlukla tip I kollajenden oluşan proteinli matrisi sindirir. PTH osteoklast aktivitesini arttırırken kalsitonin inhibe eder (26).

Hücrenin büyüklüğü ve çekirdek sayısı rezorbe edilen alanın mineralizasyon miktarı ile doğru orantılıdır. Osteoklastlar, kemiğin rezorbe olmuş “Howship lakünası” adlı boşluklarında bulunurlar. Osteoblastlarla birlikte kemiğin remodellinginde rol oynayan osteoklastlar, salgıladıkları asit fosfataz, kollajenaz gibi proteolitik enzimlerle kemiğin organik ve inorganik kısımlarının yıkımını sağlarlar. Osteoklastlarda spesifik kalsitonin hormonu reseptörleri vardır. Osteoblastların aksine osteoklastlar, paratiroid hormonu reseptörü içermezler. Uyarılmaları, osteoblast reseptörüne bağlanan paratiroid hormonunun aktivasyonu ile salgılanan osteoklast uyarıcı faktör ile sağlanır. Rezorpsiyon tamamlandıca osteoklast hücresi yok olur veya köken aldığı hücreye dönüşür. Bifosfonatlar, kalsitonin ve östrojen hormonları osteoklastların etkilerini azaltırken, paratiroid, tiroksin hormonları ve D vitamini osteoklast etkinliğini arttırır (23,24,27).

2.1.1.3 Osteositler

Osteoblastlardan oluşturulan osteositler, lakuna kanaliküler sistem olarak bilinen kemik ağı içinde bulunurlar. Osteositler birbirleriyle mekanik ve elektriksel olarak bağlantılı hücrelerdir.

Osteositler osteokalsin ve diğer kemik matris proteinlerini salgırlar. Osteositler metabolik ve elektriksel olarak boşluk bağlantılarıyla birbirine bağlanır. Temel işlevleri mekanik uyarıların nöral sinyallere dönüştürülmesidir. Osteositler endokrin hücreler olarak da kabul edilirler ve kemiğin yeniden şekillenmesini düzenlerler. FGF23 salgılayarak serum fosfat konsantrasyonunun ayarlamasında rol oynarlar (28).

2.1.1.4 Osteoprogenitör hücreler

Osteojenik hücreler olarak da bilinen osteoprogenitör hücreler, kemikte bulunan ve kemik onarımı ve büyümesinde önemli bir rol oynayan kök hücrelerdir. Bu hücreler osteositler ve osteoblastların prekürsör hücreleri olup endosteumda, periosteumda ve kemik iliğinde bulunurlar (29,30). Osteoprogenitör hücreler, infant mezenşimal hücrelerinden oluşur ve matüre kemik yüzeyinde iş hücrelerine dönüşür. Kemiklerin gelişme aşamasında daha sık ortaya çıkarlar ve kemiklerin yeniden şekillenmesi için çok

işlevli aşamaları etkinleştirirler. Mineral iyonlarının kemik hücre dışı matrisine giriş ve çıkışını düzenleyebilirler. Osteoprogenitör hücrelerin fonksiyon bozukluğu kemikleşmeyi geciktirebilir, cücelik ve Kashin-Beck gibi çeşitli hastalıklara yol açabilir (29).

2.1.2 Kemik Matriksi

Kemik %60 inorganik bileşen (hidroksiapatit), %10 su ve %30 organik bileşenden (proteinler) oluşan kalsifiye bir dokudur (31).

Kemiğin organik matriksi %90 oranında Tip I kollajen, %10 oranında ise kollajen olmayan proteinler, lipidler ve makroproteinlerden oluşmaktadır (31,32). Tip I kollajen, osteoblastlar tarafından salgılanan, kemikte bulunan en bol bulunan kollajen formudur. Kollajen olmayan organik materyallerin çoğu kemik hücreleri tarafından üretilen endojen proteinlerdir. Kollajen olmayan proteinlerin bir grubu proteoglikanlardır. Buna kondroitin sülfat ve heparan sülfat gibi glikozaminoglikanlar dahildir. Proteoglikanlar kollajene bağlanarak kollajen fibril çaplarının düzenlenmesine yardımcı olabilirler ve mineralizasyonda rol oynayabilirler. Diğer bileşenler arasında mineralizasyon işlemi sırasında kalsiyumun bağlanması rol oynayan osteokalsin (Gla proteini), kollajen ile mineral bileşen arasında bir tür köprü işlevi görebilen osteonektin, sialoproteinler (sialik asit açısından zengin) yer alır (32).

Kemiğin mineralize bölümünü oluşturan inorganik matris, büyük oranda saf olmayan hidroksiapatit ($[Ca_3(PO_4)_2]_3Ca(OH)_2$) yapıda olup içerisinde bulunan karbonat, magnezyum ve flor gibi elementler kollajen liflerin üzerine çökerek kristal yapıyı oluştururlar. Kristal ağlar aralarındaki sıkı bağ, kemiğin gerilme ve sıkışma kuvvetlerine karşı dirençli olmasını sağlar (31,32).

2.1.3 Kemik Zarları

Kemik iç yüzeyden endosteum ve dış yüzeyden periosteum adlı bağ dokusu tabakaları ile örtülmüştür. Periost ve endosteumun temel görevleri; kemik dokunun onarım ve remodeling, beslenme ve büyümesi için gereken yeni osteoblastları sağlamaktır (33)

Endosteum kemik iliği boşluğunun astar membranı olup Havers kanalını ve kemiğin tüm iç boşluklarını örter. Endosteum, yassı bir osteoprogenitör hücre tabakasından ve tip III kollajenöz liflerden (retiküler lifler) oluşur (34,35). Osteojenik ve hemopoetik potansiyele sahiptir (23).

Periost, uzun kemiklerin eklem yüzeyleri ve sesamoid kemikler dışında kemiğin dış yüzeyini örten bir bağ dokusudur (36). Periost iki tabakadan oluşur; dış fibröz membran ve iç hücresel kat (37).

Dış kısım, daha fazla kollajen matriks ve daha az sayıda hücreye sahip, düzensiz, yoğun bir bağ dokusu türüdür (36–38). Ayrıca dış tabaka damardan zengin yüzeysel ve fibroelastik yapıda olan derin katlara bölünür (36–39).

Periostun iç hücresel tabakası bazı yazarlar tarafından kambiyum tabakası olarak da tanımlanmaktadır. Osteoprogenitör hücrelerden oluşur (36). İç hücresel tabakada genç gelişen kemiklerde osteoblastlar bulunur (36,40). Yetişkin kemiklerinde osteoblastlar bulunmamasına rağmen gerektiğinde ortaya çıkarlar (örneğin: kırık iyileşmesi) (41). Osteoprogenitör hücreler çok potansiyelli kök hücrelerdir; mitotik bölünmeye uğrayabilirler ve timidin alarak osteoblastlara farklılaşabilirler (35,40). İç tabaka aynı zamanda birçok mikrodamar içeren zengin bir damar yapısıdır; bu mikrodamarların endotelinden türetilen uyarılmış perisitler, osteoprogenitör hücrelerden osteoblast oluşumunu arttırabilir (42).

Periost yaşamın ilk yıllarında kalındır. Yaş ilerledikçe periostun kalınlığı azalır. Periost kalınlığı kemiğin yerine göre de farklılık gösterir (43). Sesamoid tipteki kemiklerde periost mevcut değildir (44,45).

2.1.4 Kemik Dokusunun Yapısı

Kemik dokusu, kollajen liflerinin doku içindeki dağılımına göre primer kemik dokusu ve sekonder kemik dokusu olarak ikiye ayrılır (23).

Primer kemik dokusu embriyolojik gelişim sürecinde ve kemik onarımında ilk olarak oluşan kemik türüdür. Primer kemik dokusu; osteositlerin organik matriks içine düzensiz dizilim gösterdiği, hücreden zengin ve mekanik olarak zayıf bir kemik dokusudur (46). Vücutta genellikle geçici olarak bulunan primer kemik dokusu, kafa tasının eklem bölgeleri, çenelerde alveol kemiği ve bazı tendonların kemiğe bağlandığı yerler haricinde sekonder kemik ile yer değiştirir.

Primer kemik dokusu, postnatal süreçte vücuttaki kemiklerin tamamına yakınında matriksi lamelli bir düzen gösteren sekonder kemik dokusuna dönüşür. Sekonder kemik makroskopik olarak süngerimsi (spongioz, trabeküler) ve kompakt (kortikal) kemik dokusundan oluşur (46).

Kompakt kemik, yoğun bir kemik olup iskelet sisteminin %80'ini, kemiklerin iç ve dış tabakalarını oluşturur. Mikroskobik yapısında, ağaç gövdelerine benzeyen eş merkezli daireler bulunur. Her bir eş daire grubu osteon olarak adlandırılır (buna havers sistemi de denir). Osteonun her halkası kollajen ve kalsifiye matristen yapılmıştır ve lamel olarak adlandırılır. Kortikal kemiğin yapısında kemiğin uzun eksenine paralel seyreden Haversian kanallar ve bu kanallara dik seyreden Wolkman kanalları adı verilen yan kanallarla birbirine bağlanmıştır. Wolkman kanalları, kemik iliği boşluğu ve periost arasında bağlantıyı sağlar (46).

Süngerimsi kemik, iki kortikal kemik arasında bulunan, kemik iliğinin bulunduğu boşlukları sınırlayan anastomoz yapmış kemik trabekülleri ağından oluşur. Trabeküler endosteum ile kaplıdır. Spongios kemik, kasların daha kolay hareket edebilmesi için kemikleri daha hafif hale getirerek yoğun ve ağır kompakt kemiğe denge sağlar (46). Ayrıca, spongios kemiklerdeki boşluklar, hematopoezin meydana geldiği trabeküler tarafından korunan kırmızı kemik iliği içerir (47). Kortikal kemik, iç-içe geçmiş lameller yapı gösterirken spongios kemikte düzensiz lameller mevcuttur ve havers kanalı gözlenmez (23,46).

2.1.5 Kemik Oluşumu

Embriyonik gelişimin erken aşamalarında embriyonun iskeleti fibröz membranlardan ve hiyalin kıkırdaktan oluşur. Embriyonik yaşamın altıncı veya yedinci haftasında, gerçek kemik gelişimi süreci olan ossifikasyon (osteogenez) başlar. İki osteojenik yol vardır; intramembranöz ossifikasyon ve endokondral ossifikasyon (46).

2.1.5.1 İntramembranöz Kemikleşme

İntramembranöz ossifikasyonda, kompakt ve süngerimsi kemik doğrudan mezenkimal (farklılaşmamış) bağ dokusu tabakalarından gelişir. Yüzün yassı kemikleri, kafatası kemiklerinin çoğu ve köprücük kemikleri (köprücük kemikleri) intramembranöz kemikleşme yoluyla oluşur (46).

Süreç, embriyonik iskeletteki mezenkimal hücrelerin bir araya toplanıp özelleşmiş hücrelere farklılaşmaya başlamasıyla başlar. Bu hücrelerin bir kısmı kılcal damarlara farklılaşacak, diğerleri ise osteojenik hücrelere ve daha sonra osteoblastlara dönüşecek. Erken osteoblastlar kemikleşme merkezi adı verilen bir kümede ortaya çıkarlar (46).

Osteoblastlar, kollajen öncüleri ve diğer organik proteinlerden oluşan osteoidi, kalsifiye olmayan matriksi salgılar. Bu matriksin üzerine biriken mineral tuzlar birkaç gün içinde kalsifiye olur ve osteoblastlar içeride hapsolür. Osteoblastlar bir kez tuzaga düşürüldüklerinde osteositlere dönüşür. Osteoblastlar osteositlere dönüşürken çevredeki bağ dokusundaki osteojenik hücreler, büyüyen kemiğin kenarlarında yeni osteoblastlara farklılaşır. Birkaç osteoid kümesi kılcal damarların etrafında birleşerek trabeküler bir matriks oluştururken, yeni oluşan süngerimsi kemiğin yüzeyindeki osteoblastlar periostun hücresel tabakasını oluşturur. Periost daha sonra süngerimsi kemiğe yüzeysel olan kompakt kemiği salgılar. Süngerimsi kemik, kan damarlarının yakınında yoğunlaşır ve sonunda kırmızı kemik iliğinde yoğunlaşır. Yeni kemik aynı zamanda osteoklastların etkisi altında sürekli olarak yeniden şekillenmektedir (46).

2.1.5.2 Endokondral Kemikleşme

Endokondral ossifikasyon, hiyalin kırıkdağın yavaş yavaş kemikle değiştirildiği kemik oluşumu sürecidir (48). Kırıkdağ kemiğe dönüşmez. Bunun yerine kırıkdağ, tamamen yeni kemiğin yerini alacak bir kalıp görevi görür. Endokondral ossifikasyon intramembranöz ossifikasyondan çok daha uzun sürer. Kafatasının tabanındaki kemikler ve uzun kemikler endokondral kemikleşme yoluyla oluşur (46).

Başlangıçta mezenşimal dokunun yoğunlaşması sonucunda bir kırıkdağ modeli oluşur. Kırıkdağ modelin merkezinde kondrositler büyür ve kırıkdağ modelini rezorbe ederek ileride kalsifiye olacak kırıkdağ matriksi oluşturur. Kırıkdağ matriks yapısı içine vasküler invazyonun gerçekleşmesi ile osteoblastlara farklılaşan osteoprogenitör hücreler, oluşacak kemiğin diyafiz bölgesinde primer kemikleşme odaklarının ortaya çıkmasını sağlar. Uzun kemiklerin uçlarındaki epifiz bölgelerinde ise sekonder kemikleşme odakları oluşur. Kırıkdağın her iki ucu büyümeye devam eder ve iskeletsel gelişimin tamamlanması ile kırıkdağ oluşumu durarak epifiz ile diyafiz bölgeleri birleşir (46,48).

2.1.6 Kemiğin Metabolik Rolü

Kemik dokusu vücuttaki en önemli kalsiyum ve kalsiyumun yaklaşık %99'u burada depolanır. Kalsiyum metabolizmasının temel hedeflerinden biri, kandaki normal kalsiyum seviyesini yaklaşık 10 mg/dL'de tutmaktır. Bu, insan fizyolojisinin temel işlevlerinden biridir. Kalsiyum iyonları, sadece kemik mineralizasyonu için değil, aynı zamanda diş sağlığı, kalp atış hızının ve kasılma kuvvetinin düzenlenmesi, kanın pıhtılaşması, düz ve iskelet kası hücrelerinin kasılması, sinir uyarı iletiminin düzenlenmesi gibi bir dizi önemli

süreç için gereklidir. Kalsiyum metabolizması endokrin, biyomekanik ve hücrel kontrol faktörlerinin karmaşık etkileşimi ile sağlanır. Kanda kalsiyum seviyesi kritik düzeylere düşerse kemiğin mineral yapısından azaltılarak denge sağlanmaya çalışılır (46).

Kalsiyum homeostazı üç mekanizma ile gerçekleştirilir;

- 1) Saniyeler içinde kemikten anlık kalsiyum akışı,
- 2) Osteoklastlar ve osteoblastlar tarafından dakikalardan günlere kadar uzayabilen kısa süreli yanıt,
- 3) Kemik döngüsünün uzun vadeli kontrolü (haftalar ila aylar arasında gerçekleşir).

Serum kalsiyum seviyelerinin normal düzeyini koruması sinir iletkenliği ve kas fonksiyonu için önemlidir. Kanda düşük kalsiyum seviyesi tetaniye ve ölüme neden olabilirken, yüksek düzeyde kalsiyum konsantrasyonu genellikle hipertiroidizmin ve bazı malignitelerin bir belirtisi olarak ortaya çıkar. Kalsiyum homeostazının anlık düzenlenmesi, PTH ve D vitamininin aktif metabolitinin kalsiyum iyonlarının kemik hücrelerinden hücre dışı sıvıya pompalanmasını arttırması ile gerçekleşir.

Böbrekler, kalsiyum kaybını minimumda tutarak vücuttaki kalsiyum miktarını koruma görevini üstlenen önemli organlardan biridir. Sağlıklı bir insan, günlük yaklaşık 300 mg kalsiyum kullanır. Eğer vücut, bu ihtiyacı karşılayacak kadar kalsiyum içermezse, bağırsaktan emilerek geri kazanılması gerekir. Kalsiyumun bağırsaktan emilimi, D vitamini seviyesine bağlıdır. Bağırsaktan günlük 300 mg'dan daha az kalsiyum emilirse, serum kalsiyum seviyesi düşer ve PTH salgılanır. Bu hormon, ihtiyaç duyulan kalsiyumu kemiklerden çıkarır. Kemik metabolizmasının sağlıklı bir şekilde sürdürülebilmesi için, süt ürünleri gibi kalsiyum açısından zengin bir diyet, hormonal denge ve düzenli egzersiz gereklidir (46).

2.1.7 Kemik İyileşmesi ve Remodelingi

Kemiklerin şeklinin oluşmasına modeling (yapım), kemiklerin şeklinin değişmeksizin yapılıp yıkılmasına ise “remodeling” (yeniden şekillenme) denir. Osteoblastlar ve osteoklastların aktivitesi, yaşam boyu süren bir kemik yapım ve yıkım dengesini sağlar. Erişkinlerde remodeling daha fazla iken, çocuklarda kemik yapımı daha fazla oranda gerçekleşir. Yetişkin iskeleti her 10 yılda bir remodelinge uğrayarak yenilenir. Remodeling yaşam boyu devam eder. (49).

Kemik, yeterli kan dolaşımı ve sağlam bir mekanik dayanıklılık sağlanması halinde defektin boyutu ve şekline göre ya orijinal yapısını yeniden kazanarak rejenere olur ya da tamir olacak şekilde iyileşir. Kemikte bir defekt olduğunda, büyüme faktörleri ve diğer bazı mediyatörlerin aracılığıyla bölgesel bir kemik rejenerasyonu başlar (49).

Kemik defekti rejenerasyonu ilk olarak bölgede pıhtı oluşumu ile başlar. Pıhtı içinde vasküler gelişim (anjiyogenesis) ve mezenkimal hücre göçü granülasyon dokusunun oluşmasına neden olur. Bu doku kademeli olarak geçici bir bağ dokusuna dönüşür (fibroplazi). Osteoprogenitör hücreler bağ dokuda bulunan kan damarları çevresinde osteoblastlara dönüşür. Osteoblastlar osteoid üreterek “örgü kemik” (woven bone, immatür kemik) olarak da adlandırılan yapıyı oluşturur. Bu yapı, iyi organize olmamış kollajen matriksi, mineralize matriks içinde gömülü kalmış çok sayıda osteoblast ve mekanik olarak dayanıksız yapısıyla karakterizedir. Örgü kemik oluşumunun tamamlanması ilk birkaç haftada tamamlanır. Örgü kemik zamanla yeniden şekillenerek mekanik olarak daha stabil ve dayanıklı lameller kemiğe dönüşür (46,49).

2.2 Alveoler Kemiğin Oluşumu ve Yapısı

Alveol kemiği, çenedeki dişlerin desteklenmesinde ve sabitlenmesinde önemli bir rol oynadığı için insan ağız anatomisinin kritik bir bileşenidir. Alveoler kemik diş ve periodontal ligament, bağ dokusu, dişeti gibi diş çevreleyen dokuları destekler (50). Alveoler kemik, diş germelerinin çene kemiğinde oluşumu ve dişlerin sürmesiyle birlikte gelişim gösterir (51). Alveoler kemik, diş sürmesi ve ardından gelen fonksiyonel çiğneme kuvvetlerine bağlı olarak sürekli ve hızlı bir şekilde yeniden şekillenmeye maruz kalır (52). Alveoler kemiğin hızlı bir şekilde remodeling yeteneği, dişlerin konumsal adaptasyonu için de önemlidir (52). Diş kayıplarıyla birlikte aşamalı olarak rezorbe olur ve zamanla rezorpsiyon miktarı artar (53).

Alveoler kemiğin konturu, diş kökleriyle uyumludur. Hasta anatomisi ve klinik durumlara bağlı olarak değişiklik gösterebilir. Ek olarak dişin alveoler kemik içindeki konumu bukkal, labial veya lingual kemik yüksekliği ve genişliğini etkiler (50).

Alveoler kemiğin dış yüzeyi kompakt kemik lamellerinin oluşturduğu kortikal kemikten oluşmaktadır. İç yüzeyi daha ince bir kortikal kemik yüzeyine sahiptir. Diş yuvasını kaplayan kompakt kemik tabakasına, alveol kemiğinden periodontal ligamana geçen vasküler (Volkman) kanalların içeriği nedeniyle kribriform plak adı verilmiştir

(54). Bu iki kortikal tabakanın arasında alveoler kemiği destekleyen trabeküler kemik dokusu bulunmaktadır (50).

Kortikal ve spongioz kemik yoğunluğu, mandibula ve maksillada farklılık gösterebildiği gibi maksilla ve mandibulanın farklı bölgelerinde de farklı oranlarda karşımıza çıkabilir (55).

2.2.1 Alveoler Kemiğin Yoğunluk ve Rezorpsiyon Sınıflandırması

İlk olarak Linkow tarafından 1970 yılında yapılan sınıflamada kemik yoğunluğu üç sınıfta ele alınmıştır (56);

Sınıf I: İdeal kemik tipi olarak adlandırılmıştır. Küçük kansellöz boşluklarla birlikte eşit boyutlarda trabekül içeren kemik dokusu tarif edilmektedir.

Sınıf II: Bu kemik tipinde, kemik dokudaki kansellöz boşluklar artmış ve trabeküler düzensizleşmiştir.

Sınıf III: Kemik trabekülleri içinde geniş boşlukların gözlendiği bir kemik yapısı tarif edilmektedir.

1985 yılında Lekholm ve Zarb tarafından yapılan sınıflandırmada kemik yoğunluğu dört sınıfta incelenmiştir (57);

Sınıf I: Homojen kompakt kemik yapısı olarak tarif edilmektedir.

Sınıf II: Bu kemik tipinde kalın bir tabaka kortikal kemiğin çevrelediği yoğun trabeküler kemik tarif edilmektedir.

Sınıf III: Bu kemik tipinde ise yoğun trabeküler kemik dokusunu çevreleyen daha ince bir kortikal kemik yer almaktadır.

Sınıf IV: Oldukça düşük yoğunluğa sahip trabeküler kemik yapısı ve bunu çevreleyen ince bir kortikal kemik dokusu olarak tarif edilmektedir.

1988 yılında Misch tarafından yapılan kemik yoğunluğu sınıflandırmasında da dört sınıf yer almaktadır (58);

D1: Yoğun kortikal kemik dokusu olarak tarif edilmektedir.

D2: Alveolar sırt üzerinde trabeküler yapıyı çevreleyen yoğun, kalın bir kortikal kemik tabakası izlenmektedir.

D3: Trabeküler kemik yapısını çevreleyen daha ince bir kortikal tabaka olarak belirtilmiştir.

D4: Alveolar sırtta neredeyse kortikal kemik dokunun izlenmediği oldukça düşük yoğunlukta bir kemik doku olarak tarif edilmektedir.

1999 yılında Misch ve Kircos kemik yoğunluğunu Hounsfield birimine (HU) göre beş gruba ayırmışlar (59);

D1: > 1250 HU

D2: 850–1250 HU

D3: 350–850 HU

D4: 150–350 HU

D5: < 150 HU.

Cawood ve Howell'a göre dişsiz çenelerin sınıflandırılması (60):

Sınıf I : Dişli kret;

Sınıf II: Ekstraksiyondan hemen sonraki kret;

Sınıf III: Yükseklik ve genişlik açısından yeterli konveks kret;

Sınıf IV: Yüksekliği yeterli, genişliği yetersiz bıçak sırtı kret formu;

Sınıf V: Yüksekliği ve genişliği yetersiz düz kret formu;

Sınıf VI: Bazal kemik kaybı.

Yapılan bu sınıflandırmalara göre tedavi planını oluşturmak hem tedaviyi kolaylaştırmakta hem de başarısını arttırmaktadır. Kemik doku yoğunluğu ve rezorpsiyon oranı, diş tedavileri için önemli faktörlerdir. Bu faktörler, tedavi planlaması ve başarısını etkileyebilir. Bu nedenle, bir diş hekimi veya uzman, hastanın kemik doku yoğunluğunu ve rezorpsiyon oranını dikkate alarak en uygun tedavi planını oluşturmalıdır. Bu değerlendirme, tedavinin başarısı ve uzun vadeli sonuçları için kritik öneme sahiptir.

2.2.2 Alveoler Kemiğin Rezorpsiyon Mekanizması

Horizontal düzlemde, alveoler sırtın eğimini ve yönünü belirlemek implantın uygun konumda ve açıda uygulanmasına ve komşu dişlerle ilişkisinin sağlanmasına yardımcı olur. Bu nedenle, dişsiz çenelerde kemik morfolojisini iyi bilmek uygulanacak tedavinin başarısını arttıracaktır (61).

Dişler periodontal ligamanlar yardımıyla kemik dokuya tutunur ve alveolar kemik tarafından desteklenir. Bu sayede, alveolar kemik yüzeyinde çiğneme fonksiyonunun oluşturduğu mekanik kuvvetler hem kemik doku hem de dişler yüzeyine yayılır ve denge sağlanır. Kuvvetin dağılımıyla dokular üzerine gelen yük azalır ve doku sağlığı korunmuş olur (62).

Alveoler kemik rezorpsiyonu, yapısal, fonksiyonel ve fizyolojik komponentleri olan kompleks bir süreçtir. Diş çekimi esnasında oluşan cerrahi travmanın, fasiyal morfolojinin, yaş, cinsiyet, sistemik durum ve çekim bölgesine gelen fonksiyonel kuvvetlerin alveoler kemik kaybını etkilediği bilinmektedir. Rezorpsiyon süreci ilerleyici bir durum olması nedeniyle bazal kemiği de etkileyebilir ve geri dönüşümü olmadığı için protetik, estetik ve fonksiyonel sorunlara yol açar. Alveoler kemik kaybının nedeni ise tam olarak anlaşılamamıştır. Araujo ve ark. yapmış oldukları hayvan çalışmalarında çekim soketindeki bukkal kemiğin koronal parçasının sadece bundle kemikten oluştuğunu belirtmişlerdir (63). Çalışmalarında bundle kemiğin periodonsiyumun bir parçası olduğu için dişin uzaklaştırılmasından sonra gereksiz hale geldiğini ve doğal iyileşme süreci içinde rezorbe olduğunu savunmuşlardır (63). Diğer taraftan, diş çekimi sırasında meydana gelen cerrahi travmanın periosteumun kemikten ayrılmasına yol açtığı ve buna bağlı oluşan vasküler hasar ve akut inflamasyonun kemik rezorpsiyonuna neden olduğunu savunan araştırmacılar da bulunmaktadır.

Diş kayıpları, periodontal hastalıkların eşlik ettiği enfeksiyon, tedavi edilmemiş dental hastalıklar ve travmaya bağlı gelişen dengesiz çiğneme fonksiyonu alveolar kemik yapısında yıkıma neden olabilir (64).

Diş kayıplarını takiben mandibular ark çoğunlukla oval formda gözlenir. Bunu kare ve düzensiz ark formu takip eder. Bıçak sırtı gibi keskin kemik sırtı daha çok keser dişler bölgesinde gözlenirken, düz kemik sırtı molar dişler bölgesinde izlenmektedir. Mandibular kemikte rezorpsiyon lingual alan boyunca gerçekleşir ve maksilla ile olan oklüzal ilişkisi düşünüldüğünde ark boyunca 'genişleme' gözlenir. Lingual kortikal yüzey, bukkal yüzeye

göre dikey yönde konumlanır ve iki kemik yüzeyi arasında trabeküler kemik dokusu izlenir. Bu oklüzal düzlemdeki, düzensiz trabeküler yüzey, sağ ve sol retromolar bölgeler arasında devam eder (65).

Fonksiyonel etmenler, çene kemiği üzerine gelen yüklerin dağılımı, çiğneme fonksiyonu ve etkisi gibi faktörler üzerine kuruludur. Her hastada farklı oranlar farklı etkiler oluşturabilir. Bir hastada fizyolojik sınırlar içinde olan kuvvet diğer bir hastada kırık, kemik kaybı gibi patolojik sonuçlara neden olabilir. Fonksiyonel etmenler içinde her bireye göre değişen kuvvet süresi, miktarı, yoğunluğu ve yönü yer alır. Bu faktörler, hücrel aktiviteyi etkiler ve kemik dokunun yanıtına göre yapım ve yıkım prosesini başlatırlar. Örneğin diş sıkma, gıcırdatma gibi parafonksiyonel alışkanlığı olan hastalarda kemik üzerine gelen kuvvet yoğunluğu ve sıklığı travmatik bir etki oluşturabilir. Parafonksiyonel kuvvetlere bağlı diş üzerinde meydana gelen aşınmalar interoklüzal mesafeyi azaltacağı için kemik doku üzerine gelen travmatik kuvvetlerin artmasına neden olur (53).

Mekanik ve biyolojik faktörlere bağlı olarak kemik doku farklı oranlarda şekillenir. Mekanik kuvvetlerin azalması veya tamamı ile aradan kaldırılması, kemik kalınlığında ve boyutunda azalmayla sonuçlanabilir. Alveoler kemikte gelişen atrofi geri dönüşü olmayan, kronik, ilerleyen ve kümülatif bir süreçtir (66).

Uygulanan protezin tipi ve kullanım süresi gibi protetik faktörler, kemik doku rezorpsiyonuna etki gösterir (53). Her ne kadar sabit, hareketli veya implant destekli protezlerle tedavi sağlansa da dişlerin alveoler kemiğe ilettiği fizyolojik kuvvetler ile oluşturulan yük dağılımı bu tedavilerle tam anlamıyla gerçekleştirilemez. Ayrıca protezlerin dokuyla uyumsuzluğu da rezorpsiyonun artmasına sebep olur. Protetik olarak tedavi edilmeyen diş boşluklarında rezidüel sırtta azalma gözlenir (64).

Bazen rezorpsiyona bağlı mandibular kanalın görünür hale gelmesi bazı vakalarda karşımıza çıkabilir (67). Şiddetli rezorpsiyona bağlı, alveoler kretin üst sınırı mandibular kanala doğru yaklaşabilir. Böyle vakalarda mandibular kanal yüzeyi açılır ve içerisinden geçen damar ve sinir paketi dişeti mukozasıyla çevrelenebilir.

2.2.2.1 Diş Çekimi Sonrası Alveoler İyileşme

Dişin soketten uzaklaştırılmasının ardından, alveol soket pıhtı ile dolar ve polimorfonükleer lökositler ve fibroblastlar pıhtı içine göç eder (68). Çekimden sonraki 48-72 saat içinde granülasyon (fibrinolisis) dokusunun oluşumu başlar. Dördüncü günde soket çevresi boyunca epitel proliferer olur ve immatür bağ doku gelişir. Yedinci günde granülasyon dokusu soketi tamamen doldurarak pıhtı ile yer değiştirir. Birinci haftanın sonunda vasküler ağ gelişir. İki hafta sonra çekim soketinin marjinal kısmında damardan ve inflamatuvar hücrelerden zengin genç bağ dokusu görülür. Bu aşamada osteoid matriks kalsifiye olmamış kemik spikülleri (iğne) şeklinde soketin tabanında belirginleşir. Sonraki 2-3 haftanın ardından (çekimden 3-4 hafta sonra) osteoid matriks soket tabanından koronale doğru mineralize olmaya başlar. Normal koşullarda bu rejenerasyon olayı çekimden 6 hafta sonra tüm soketi kaplayacak olan reepitelizasyon ile birlikte devam eder. Yaklaşık yüz gün sonra soket maksimum radyografik yoğunlukla birlikte kemik ile dolar (69,70).

Birçok faktör çekim soketlerinin iyileşmesini etkileyebilir. Örneğin geniş soketler dar soketlerle, molar bölgelerdeki diş soketleri tek köklü diş soketleri ile karşılaştırıldığında defektin kemikle kapanması için daha fazla zaman gerekir. Horizontal kemik kaybı olan diş soketleri vertikal defekte göre daha çabuk ve daha iyi onarılır (70).

En önemli değişiklik, diş kaybindan sonraki ilk 3 ay içinde meydana gelir ve zamanla %11 ek hacimsel kemik kaybı ile devam edebilir (71). Yapılan araştırmalar, ilk 2-3 yıl içinde toplam kemik yüksekliği ve genişliğinde ortalama %40 ila %60 arasında bir kayıp yaşandığını göstermektedir (72). Bu kemik rezorpsiyonunun en büyük kısmı horizontal düzlemde gerçekleşir ve bu da alveoler kret genişliğinde önemli bir kayba neden olur (73-75).

Çekim sonrası kemik rezorpsiyonu 3 aylık dönemde %21, altı aylık dönemde %36 ve 1 yıllık takipte %44 olarak değerlendirilmiştir (76). Alveoler kemikte gelişen rezorpsiyon, yaşa, cinsiyete ve çene kemiğine bağlı olarak farklılık gösterir. Çene kemiklerinde atrofi değerlendirildiğinde 20 ile 40 yaş aralığındaki hasta grubunda rezorpsiyon oranı ileri yaş grubuna göre daha az gözlenmektedir. Ek olarak kemik hem mandibula hem de maksilla arka bölgede, ön bölgeye göre daha fazla rezorpsiyona uğrar (77,78). Aynı hasta grubunda, farklı zamanlarda da rezorpsiyon oranı farklılık

gösterebilmektedir. Bu nedenle hastalara tedavi planlaması yaparken anatomik, fonksiyonel, metabolik ve protetik faktörler iyi değerlendirilmelidir. Ek olarak, kemik boyutu, şekli, yoğunluğu, kemiği örten mukozanın kalınlığı, soket derinliği ve sayısı gibi anatomik faktörlere de dikkat edilmelidir (53).

2.2.2.2. Lokal Faktörlere Bağlı Gelişen Alveoler Kemik Rezorpsiyonu

Tedavi edilmemiş çürükler, pulpitisli dişler, periodontal hastalıklara bağlı gelişen periodontal ataşman kaybı, bakteriyel geçişe neden olarak enfeksiyon ile sonuçlanabilir. Sonuç olarak bu süreç diş kayıpları ve enfeksiyon yayılımı ile devam ederek geniş veya yaygın kemik defektlerine neden olabilir (79).

Alveoler kemik rezorpsiyonuna neden olan dentoalveoler travmalar bir diğer faktörlerdendir. İntrüzyon gibi dentoalveoler yaralanmalar pulpa kanalı obliterasyonu, pulpa nekrozu, internal rezorpsiyon, eksternal rezorpsiyon, marjinal kemik kaybı ve geçici apikal yıkım gibi şekillere neden olabilir (80). Dentoalveoler travmalar zamanı bazen hasar sadece diş dokularında gözükebilecek şekilde dişin tedaviye yanıt vermemesi veya dişin enfeksiyona neden olacağı olasılığı düşünülerek çekim endikasyonu konulabilir. Bu da alveoler kemikte yapısal değişikliklere neden olur (81).

Kemik erimesini etkileyen faktörlerden biri de keratinize mukoza tabakasının kalınlığıdır. Diş kaybı ve yaş ilerlemesi ile mukoza inceler, bu da periosteal ve submukozal damarların azalmasına yol açar. Bu durum, bölgenin travmalara daha hassas hale gelmesine ve kemik erimesinin artmasına sebep olur (82). Keratinize mukoza tabakasının kalınlığı 2 mm'den az olduğu zaman, bukkal kemikte rezorpsiyon artar ve yumuşak doku daha apikalde konumlanır. Kalın ve sağlıklı mukozaya sahip kemikte yıkım aşaması dengelenir ve fizyolojik kuvvetlerle yıkım aşaması uyarılır (83).

2.2.2.3 Sistemik Faktörlere Bağlı Gelişen Alveoler Kemik Rezorpsiyonu

Kemik oluşumu ve rezorpsiyon dengesinin bozulması, cinsiyet hormonları, hiperparatiroidizm, hipertiroidizm, kronik böbrek yetmezliği, organ nakli veya glukokortikosteroid ilaç tedavisi gibi sebeplere bağlı olarak ya da osteoporoz gibi metabolik kemik hastalıklarının bir sonucu olarak gelişebilir.

Tiroit hormonları yetişkinlerde normal iskelet gelişimi ve normal kemik metabolizması için gereklidir; ancak tiroit fonksiyon bozukluğu durumlarında kemik yapıları üzerinde zararlı etkileri olabilir. Tedavi edilmeyen şiddetli hipertiroidizm, kemik

kütlesinin derecesini etkiler ve yüksek kemik döngüsü osteoporoz olasılığını artırır. Hipertiroidizmde, osteoklastik rezorpsiyon, osteoblastik remineralizasyonla orantısız bir şekilde uyarılır. Sonuç olarak, kemik rezorpsiyonu, yeniden mineralleşmeyle orantısız hale gelir ve bu durum kemik yoğunluğunu azaltabilir, osteoporoz riskini artırabilir ve kemiklerin zayıflamasına yol açabilir. Tirotoksikoz tedavisi kemik kaybının ve metabolik değişikliklerin tersine çevrilmesine yol açar ve kırık riskini azaltır (84,85).

Paratiroid bezleri, kalsiyum ve fosforun metabolizmasını düzenlemeye yardımcı olan PTH'nu salgılar. PTH, diş gelişiminde ve kemik mineralizasyonunda önemli bir rol oynar ve kemik rezorpsiyonunu artırır. PTH'nun aşırı salgılanması, hiperparatiroidizm olarak adlandırılır (86). Primer hiperparatiroidizmde lamina dura kaybı, buzlu cam görünümü ve mandibular kortikal genişlikte azalma sık görülen bulgulardır ve bunlar yüksek PTH ve alkalın fosfataz ile önemli ölçüde ilişkilidir (87).

Östrojen hem kadınlarda hem de erkeklerde kemik metabolizmasının ana hormonal düzenleyicilerinden biridir. Östrojenler, osteoklastogenezi inhibe eder ve osteoklastların apoptozunu uyarır (88). Östrojen hormon yetersizliği, menopoz dönemiyle birlikte metabolik hastalıklara yol açabilir ve ayrıca overektomi öyküsü olan hastalarda da görülebilir. Overektomi sonrası, kemik mineral yoğunluğunda azalma ve kemik yıkımının arttığı belirtilmiştir (89). Menopoz döneminde östrojen eksikliği, trabeküler ve kortikal kemik kaybına neden olur. Trabeküler kemikte gelişen progresif kemik rezorpsiyonu ve mikro kırıklar nedeniyle kemik yapısında kayba yol açar. Kortikal kemikte ilk yanıt endokortikal rezorpsiyonun artmasıdır. Daha sonra, kortikal kemik içinde porozite artar. Bu, kemik kütlesinin azalmasına, bozulmuş yapıya ve azalmış kemik dayanıklılığına yol açar (90).

Osteoporoz, sessiz ilerleyen, kronik, karmaşık ve genellikle semptomların belirgin olmadığı bir hastalıktır. Bu hastalık, genellikle menopoz sonrası kadınlarda daha sık görülür. 50 yaşın üzerindeki kadınların yaklaşık %33,3'ünde osteoporoz görülürken, erkeklerde bu oran yalnızca %12,5'tir (91).

Osteoporoz, kemik kütlesinde ve mikrostrukturunda sistemik bir bozulma ile karakterize, fragil kırıklara neden olan yaygın bir hastalıktır. Osteoporozda kemik rezorpsiyonu kemik oluşumundan fazladır. Bu nedenle düşük kemik yoğunluğu ve kemik dokusundaki yapısal bozulma ile karakterize edilen bir hastalıktır. Kemik yoğunluğundaki bu azalma ve yapısal değişiklikler, osteoporozun bir sonucu olarak kemiklerde ağrı,

deformite veya kırık oluşumu riskini artırabilir. Bu hastalık, özellikle ileri yaşlardaki postmenopozal dönemdeki kadınlarda, yumurtalık atrofisi ve kan dolaşımındaki östrojen hormonunun azalması sonucu meydana gelebilir (92).

Alveoler kemik rezorpsiyonu üzerinde etkili olan bir dizi lokal ve sistemik faktörler bulunmaktadır. Tedavi yaklaşımını belirlerken, öncelikle rezorpsiyona neden olan faktörlerin tanımlanması ve bu yıkıcı etkilerin azaltılması önemlidir. Bu, uygun ve etkili bir tedavi planı oluşturmanın temel adımlarından biridir.

2.3 Sert Doku Augmentasyon Teknikleri

Augmentasyon tekniklerinin gelişmesi ile implantlar, hastalarda kayıp dentisyonu yerine koymak için giderek daha uygun bir seçenek haline gelmiştir. İmplant yerleştirme ile ilgili zorluklardan biri, atrofiye bağlı horizontal ve / veya dikey boyutlarda yetersiz alveoler kemik hacminin bulunmasıdır. Birçok etken çene kemiklerinde kompleks defekte neden olabilir. Bu etkenler arasında diş kaybı, maksiller sinüs pnömatizasyonu, periodontal hastalık, maksillofasiyal ve dentoalveoler travma, odontojenik ve nonodontojenik kistler, tümörler, oral patolojik lezyonlar ve diğer birçok durum yer alır. Kemik defektinin şekli, yeri ve boyutu önemlidir. İnférieur alveoler sinir, mental sinir ve maksiller sinüs gibi anatomik oluşumların defekte olan yakınlığı, rekonstrüksiyonun karmaşıklığını artırabilir. Kötü iyileşme durumları veya başarısız önceki ameliyatlara gibi faktörler, nispeten basit bir defekti daha zorlu bir defekte dönüştürebilir. Alveoler kret defektlerinin tedavisi için çeşitli augmentasyon teknikleri ve kemik grefti seçenekleri dahil olmak üzere birçok seçenek mevcuttur. Kullanılan teknik ve materyal türü defektin geometrisine ve konumuna bağlıdır (93).

Diş çekimi sonrası, kemiğin remodeling aşamasında osteoklastların aktivitesine bağlı olarak alveoler kemikte önemli değişiklikler oluşur. Bu fizyolojik rezorpsiyonlarla alveoler kemiğin yükseklik ve genişliğinde kaçınılmaz bir kayıp meydana gelir (63,94). Bu durum geri dönüşü olmayan ve ilerleyen bir süreçtir. Sonuç olarak, implantların çene kemiğine ideal bir şekilde yerleştirilmesi zorlaşabilir (95). Bu rezidüel alveoler kemik yükseklik ve genişliğini artırmak için yönlendirilmiş kemik rejenerasyonu, alveoler kret split, distraksiyon osteogenezisi ve blok greftler gibi çeşitli kemik augmentasyon tekniklerinin gelişmesine yol açtı. Böylelikle implantlar restoratif gereksinimleri karşılayacak şekilde çene kemiklerine yerleştirilebilir (96).

Alveoler kemik hacmini hem horizontal hem de vertikal yönde artırmak için bir dizi rekonstrüksiyon tekniği mevcuttur. Bu teknikler, implantın uygun bir şekilde konumlandırılması ve protetik rehabilitasyon için yeterli kemik hacmini elde etmek için kullanılır. Söz konusu teknikler aşağıda verilmiştir (97):

- Alveoler Kret Split Tekniği
- Segmental Sandviç Osteotomisi
- Alveoler Distraksiyon Osteogenezi
- Otojen Blok Kemik Greftleme
- Yönlendirilmiş Kemik Rejenerasyonu

Kemik augmentasyon prosedürleri, bazı durumlarda implant yerleştirilmesiyle aynı anda gerçekleştirilebilirken, bazı klinik durumlarda rekonstrükte edilmiş alveoler kretin iyileşme sürecine ihtiyaç duyar. Bu tür durumlarda implantlar aynı anda uygulanmamalıdır. Tek aşamalı ve iki aşamalı augmentasyon prosedürlerinin uzun vadeli hedefi, implantın uzun dönem başarılı bir şekilde fonksiyon görmesini sağlamak, kemik ve yumuşak doku stabilitesini korumak ve optimum estetiği destekleyen augmente edilmiş kemik hacmini korumaktır. Augmente edilecek bölgenin anatomisi ve olası komplikasyon oranları, bilimsel verilere dayalı beklenen sonuçları dikkate alarak doğru cerrahi tekniği seçmek önemlidir. Uzun vadeli implant sağkalımı ve stabilitesi için hangi augmentasyon yönteminin uygulanması gerektiği literatürde kesin olarak belirlenmemiştir (97).

2.3.1 Alveoler Kret Split Tekniği

1986'da Nentwig, alveoler kretin genişletilmesine ve aynı anda implantın yerleştirilmesine izin veren bir kret split tekniğini bildirdi (98). Daha sonra doksanlı yılların başında Simion ve ark. ince kretlerin augmentasyonu için iki aşamalı bir teknik geliştirdiler. Bu teknikte hem maksilla hem de mandibulada atrofik kret tepelerinde uzunlamasına yeşil ağaç kırığı oluşturarak kortikal parça deplase edilir. Böylelikle implantların yerleştirilmesi için iki kortikal boşluk arasında kemik kazanımı sağlanmış olur (99).

Bu teknikler, tek aşamalı ve iki aşamalı olmaları dışında cerrahi prosedürler açısından birbirine oldukça benzerdir. Osteotomlar, implant cerrahisinde rutin olarak kullanıldığından beri alveoler kret split tekniğinin uygulanmasını kolaylaştırmıştır. Güncel literatüre göre bu tekniğin uygulanması için minimal rezidüel kret kalınlığının genişliği en

az 2 mm olmalıdır (100). Lokal anestezi uygulandıktan sonra bukkal kemik üzerindeki periostu koruyarak yarı kalınlıkta veya tam kalınlıkta bir fleble alveoler kretlere ulaşılır. Scipioni ve ark., periosteal kan teminini korumak ve buna bağlı olarak alveoler kemik kaybını azaltmak amacıyla, tam kalınlık flep yaklaşımı yerine yarım kalınlık flep tekniğini önermişlerdir (101). Daha sonra cerrahi enstrümanlarla (genellikle ultrasonik piezoelektrik cihazları daha çok tercih edilir) alveoler kretin tam ortasından sagittal bir kesi yapılır. Bu kesi hattı osteotomlar kullanılarak bukko-palatinal veya bukko-lingual yönde genişleterek tamamlanır. Bu teknikteki amaç, bukkal kemik duvarının tabanında bir yeşil ağaç kırığı oluşturmaktır. Genişletilmiş kemik duvarının iyi bir primer stabilizasyonu olduğunda implant aynı seansta yerleştirilebilir. Yeterli primer stabilizasyon sağlanamazsa, genişletilmiş boşluk kemik greftleri ile doldurulur ve implantlar 3 ay sonra yerleştirilir (102).

Alveoler kret split tekniği (AKST), alveoler yüksekliğin kabul edilebilir olduğu ancak alveoler kemik genişliğinin yetersiz olduğu durumlarda önerilir. Bu teknik, düşük elastisiteye sahip kemiklerde ve trabeküler kemik hacminin az olduğu durumlarda uygulanamayabilir. Bu durum tekniğin başarısını etkileyebilir (103,104). Basetti ve arkadaşları yaptıkları sistematik bir incelemede AKST için birkaç anatomik gereklilik olduğunu öne sürmüşler. Bu gereklilikler arasında:

- Minimum kret genişliği 2-3 mm,
- Minimum kemik yüksekliği 10 mm,
- Tip III veya IV kemik varlığı,
- Kemik profilinde konkavite olmaması ve
- Parsiyel diş kaybı durumunda komşu dişler arasında 1 mm boşluk yer almaktadır (105).

Mechery ve ark. bu tekniğin kret genişliğinin minimum 3,5 mm olduğunda uygulanmasını öneriyorlar (104).

Kemik morfolojisi, kret split tekniğinin endikasyonunu doğrudan etkileyebilir. Alveol kemiğinde konkavite ve kum saati gibi defektlerin varlığı, kret genişliğinin 3 mm'den daha dar olması tekniğin başarısızlığını etkileyen faktörlerdir (95,100). Bu nedenle tekniği uygulamadan önce böyle anatomik durumların radyografik görüntüler üzerinde dikkatlice değerlendirilmesi gerekir. AKST'deki iyileşme, kemik kırıklarında olduğu gibi revaskülarizasyon ve remodelling yoluyla hızlı bir şekilde gerçekleşir (100,106).

Segment kırığı da dahil olmak üzere önemli komplikasyonlardan kaçınmak için, kret split planlamadan önce dikkatlice değerlendirilmesi gereken birkaç faktör vardır. Kortikal segment kırıkları, kalın kortekse sahip kemik vakalarında daha sıklıkla oluşabilir. Kırık olasılığı durumunda, hareketli fragmanın stabilitesini sağlamak önemlidir. Çünkü bu durum kemik nekrozuna ve ardından perfüzyon ve remodeling, rezorpsiyon sorunları nedeniyle ciddi kret defektlerine yol açabilir (107). Bir diğer endişe ise dental implantın bukkalindeki kemik rezorpsiyonu veya osseointegrasyon riskidir. Bu risk, bukkalde en az 1,5 mm kemik bırakılarak önlenir (108,109).

Prosedür başarısız olursa, kemik kaybının artmasına neden olabilir ve tedaviyi karmaşık hale getirebilir (106,110). Bu, genellikle diğer augmentasyon tekniklerine göre daha düşük bir başarı oranıyla sonuçlanabilir (111). İmplant stabilitesi bazen düşük olabilir, ancak konik bir implant seçimi hem primer stabiliteyi artırabilir hem de kırık oluşma riskini azaltabilir (95,112). Kret split tekniği, eş zamanlı implant yerleştirme olanağı sağladığı için fazladan cerrahi gereksinimini ortadan kaldırır, bu da tedavi süresi ve hasta rahatsızlığını azaltır (105,110,112). Ayrıca, bu teknikte ameliyat sonrası şişlik ve ağrı, diğer augmentasyon tekniklerine kıyasla daha düşüktür (110,113).

Alveoler kret genişliği 3 mm'den az olduğunda ve primer implant stabilitesi düşük olduğunda, iki aşamalı bir yaklaşım kullanılabilir (106). Demetriades ve ark. yaptıkları bir çalışmada tek ve iki aşamalı yaklaşımlar arasında osseointegrasyon açısından bir fark olmadığını, ancak iki aşamalı kret split işlemi uygulanan hastalarda ameliyat sonrası daha az komplikasyon görüldüğünü bildirmişlerdir (114).

2.3.2 Segmental Sandviç Osteotomisi

Dental implantolojide sık karşılaşılan sorunlardan biri implantın yerleştirileceği alveol kemikte vertikal yetersizliğin olmasıdır. Alveoler kemikte vertikal yöndeki aşırı rezorpsiyon implant yerleştirilmesini imkansız kılar ve bu da çenelerin protetik rehabilitasyonla tedavisini zorlu hale getirebilir. Atrofik çenelerin vertikal yönde augmentasyonu için birkaç yaklaşım vardır. Bu yaklaşımlardan biri de Segmental Sandviç Osteotomisi'dir (SSO) (115–117).

Bu tekniği ilk olarak 1966 yılında Barros Saint Pasteur tarafından tanıtılmıştır (118). Daha sonra 1976 yılında Schettler bu tekniği mandibular ön bölgede protez hastalarında retansiyonu arttırmak amacıyla kullanmıştır (119). Bir sistematik derlemeye

göre, tekniğin başarı oranı ve dental implantların sağkalım oranı uzun dönem takipte yüksek çıkmıştır (117). Ayrıca SSO'nun başarısı sadece klinik ve radyografik olarak değil aynı zamanda histolojik olarak da bazı araştırmacılar tarafından doğrulanmıştır (116,117,120–122).

SSO tekniği, alveoler kemiğin anatomik oluşumların 1-2 mm üzerinden osteotomize edilerek interpozisyonel greft malzemeleri ile augmented edilmesini tanımlar. Bu yaklaşımın amacı, lingual ve kretteki mukoperiosteal flep damarlarını koruyarak interpozisyonel olarak yerleştirilen greft materyalinin beslenmesini sağlamak ve rezorpsiyona daha az eğilim gösteren bazal kemiği en iyi şekilde kullanmaktır. İlk dönemlerde, segmentin sabitlenmesi için tel veya sütün yöntemleri kullanılmıştır. Ancak bu yaklaşım, greftin hareketine bağlı olarak damarsal büyümeyi olumsuz etkileyebilir ve greft bölgesindeki osteojenik kapasiteyi yavaşlatabilir (123). Plak ve vidalarla rijit fiksasyon sağlandığında, greft hareketini engelleyerek kemik greft rezorpsiyonunun azaldığı bildirilmiştir (117,124).

SSO tekniğinin uygulanması için minimal kret yüksekliğinin 4 mm olması önerilir (117). İnsizyon, vestibüler mukozanın posterior bölgesinde kret tepesinin 5-10 mm altından başlayarak, mental foramenin ise 5 mm üstünden ve anteriora doğru 2-4 cm genişliğinde yapılır. Hareketlendirilen segmentin vaskülarizasyonun korunması için lingual ve kret tepesindeki mukoperiosteal flebe dokunmamak önemlidir. Bu nedenle, kemiğe vestibüler bölgedeki labiobukkal mukozadan erişim sağlanır. Horizontal osteotomi kretin en az 2 mm altından ve mandibular kanalın yaklaşık 1,5-2 mm üstünden yapılmalıdır. Vertikal mezial osteotomi eğer diş varsa 2 mm distalinden, vertikal distal osteotomi ise implant-greft tedavi planlamasına göre yapılır. Osteotomize edilen segmentin kalınlığı 2 mm'den az olmamalıdır (116).

Osteotomi, vertikal yüksekliği 4 mm'den daha az bir kemikte gerçekleştirilirse iki önemli komplikasyon gelişebilir. İlk olarak, hareketli segment ince ve kırılmaya yatkın olacaktır. Bu komplikasyon segmentin titanyum plak ve vidalarla fiksasyonunda meydana gelebilir. Bu da tekniğin tamamen başarısız olmasına neden olabilir (125,126). İkincisi, inferior alveoler sinirde hasar oluşarak kalıcı paresteziye yol açabilir. Piezocerrahi aletleri kullanılarak gerçekleştirilen osteotominin güvenli olduğu düşünülmektedir (127,128).

Oluşabilecek başka bir komplikasyon yumuşak doku açılmasıdır, ancak bu genellikle augmentasyonun başarısını olumsuz etkilemez. Bu tür komplikasyonlar, lokal

antimikrobiyal ajanlar, antibiyotikler veya yüzeysel bir debridman gibi yöntemlerle kolayca tedavi edilebilir (125,129).

SSO tekniğinde oluşturulan segmentler arasındaki boşluğu doldurulmak için otojen, ksenogreft veya allojenik kemik materyalleri kullanılabilir. Farklı greft materyallerinin birbiriyle karşılaştırıldığı sınırlı sayıda makale bulunmaktadır (120,130).

2.3.3 Alveoler Distraksiyon Osteogenezi

Distraksiyon Osteogenezi (DO), iskeletsel yetersizliklerin düzeltilmesi amacıyla çene kemiklerinde oluşturulan cerrahi kesinin yeni kemik oluşturarak dereceli ve kontrollü iyileştirilmesi yoluyla çene kemiklerini uzatma ve hacim kazandırma yöntemidir (131).

DO, yavaş ve kontrollü bir süreç gerektirir ve tedavi süresi defektin büyüklüğüne bağlı olarak değişebilir. İşlem, kemik yeniden şekillenene ve güçlenene kadar birkaç ay sürebilir. Bu yöntem, yetersiz çene gelişimi, yüz anomalileri veya travma sonucu oluşan kemik eksikliklerini düzeltmek için başarılı bir şekilde kullanılmaktadır (132).

DO ilk kez 1905'te Codivilla tarafından uygulanmıştır. Daha sonra, 1940'lı yıllarda Ilizarov bu tekniği "yavaş kemik uzatma" şeklinde dıştan yerleştirilen sabitleyici vidalarla uzun kemiklerin ve alt çenenin uzatılmasında kullanmıştır. Sonraki yıllarda McCarty (1992) bu tekniği kraniofasial mikrosomi, Treacher-Collins sendromu, Nager sendromu ve mikrognati gibi doğumsal gelişim bozukluklarının tedavisi için kullanmıştır (133).

Distraksiyon osteogenezi tekniği aşağıdaki aşamalardan oluşur (132,133):

1. Osteotomi/Kortikotomi: İlk aşamada, cerrahisi planlanan bölgede kemik osteotomisi yapılır ve distraktör cihazı yerleştirilir. Bu kesinin yerleştirildiği nokta, kemik augmentasyonunun başlangıç noktasıdır. Bu cihaz, iki ayrı parçayı yavaşça birbirine yaklaştırmak veya uzaklaştırmak için kullanılır (132,133).

2. Latent dönem: Bu dönem osteotomi yapıldıktan sonra, yenidoğan ve çocuklarda 2-3 gün, büyüklerde ise 5-7 günlük iyileşmesi için beklenen süreçtir. Bu dönemde osteotomize edilen kemik fragmanları bir arada tutularak fibrovasküler köprülerin oluşması için zaman tanınır. Bu fibrovasküler köprüler, kemik parçalarını birleştirir ve yeni kemik oluşumunu destekler. Böylelikle hareket ettirilen segmentte endosteal revaskülarizasyonun oluşması sağlanır ve distraksiyon sürecinde matriks yapımı desteklenmiş olur (132,133).

3. Aktivasyon dönemi: Günlük olarak, osteotomize edilen kemik uçları belirli bir sıklıkta ve ritimde birbirinden uzaklaştırılır. Bu ayrılma işlemine "distraksiyon" denir. Distraksiyon sırasında, her gün belirli bir miktar kemik ayrılması hedeflenir. Bu, yeni kemik oluşumunu teşvik eder ve uzamanın kontrollü bir şekilde gerçekleşmesini sağlar (133). Distraksiyon işleminin hızı, ne kadar uzaklaştırma yapılacağı ve günlük kaç kez bu işlemin uygulanacağı aşağıdaki tablo gösterilmiştir (132):

Tablo 2.1 Distraksiyon protokolü (132).

DO Anatomik ve Büyüme Dönemi	Uygulanan Bölge Postnatal Dönemi	Latent Dönem	Distraksiyon oranı (toplam mm/gün)	DO Ritmi (Günlük turların sayısı)	Konsolidasyon süresi (veya 2x aktivasyon süresi)
Maksilla veya Mandibula (Yetişkin)		5-7	1,0	2	8 Hafta
Alveoler Kret		5-7	0,5-1,0	2-3	4 Hafta
Segmental Distraksiyon		5-7	1,0	2-3	4 Hafta
Maksilla veya Mandibula (Yenidoğan)		0	1,0-3,0	3-4	2 Hafta
Maksilla veya Mandibula (Çocuk)		2-3	1,0	4	3-4 Hafta
Maksilla veya Mandibula (Yaşlı)		7-10	0,5-1,0	4	10-12 Hafta
Ortayüz (Le Fort II ve III, Monoblok)		5-7	1,0	4	12-16 Hafta
Kafa Tabanı		5-7	1,0-2,0	4	8-12 Hafta

4. Konsolidasyon dönemi (Pekiştirme Süreci): Bu dönem, istenilen kemik ve yumuşak doku hacim artışı sağlandıktan sonra, distraksiyonun durdurulması ve yeni oluşmuş kallusun normal kemikleşmesine izin verilmesi sürecidir (132,133).

İlizarov, uzun kemiklerdeki cerrahi tekniği kortikotomi şeklinde uygulayıp spongioz kemik ve kan damarlarını koruyarak, kemik uçlarını uzaklaştırma hızını 3-4 kez/gün ve ayrılma miktarını 1mm/gün olarak uygulamıştır. Eğe distraksiyon hızı (DH) çok yavaş olursa erken kemikleşme nedeniyle yeterli distraksiyon sağlanamaz; DH aşırı olursa oluşan yeni kemiğin miktarı ve niteliği yeterli olmaz (134).

Al Ruhami ve ark., tavşanların alt çenelerinde uyguladıkları çeşitli distraksiyon hızlarını karşılaştırmışlardır: 1mm/ gün (1 kez) ile 1mm(0.5+0.5mm)/gün (2 kez) arasında osteogenezis bakımından bir fark olmadığını, 2x1mm/gün uygulamasının yetersiz osteogenez, 1x2mm/gün uygulamasının ise fibröz birleşme ile sonuçlandığını göstermiştir (135). Bu biyomekanik prensipler çene-yüz iskeletinin DO uygulamaları için de geçerlidir (136).

Çene yüz bölgesinde İlizarov prensipleri şu modifikasyonlarla ele alınmalıdır (137):

1. Önemli olan mukoperiosteal flebin bütün halinde, zarar görmeden düzgün bir şekilde kaldırılmasıdır. Alt çenede, damar-sinir demetinin korunması önemlidir (137).
2. Ortalama 5 günlük latent süreç yeterlidir. Genç ve çocuk hastalarda, süre 2 güne indirilebilir. Yaşlı hastalarda ise, damarlanma ve kemik kalitesi bozulduğundan, bu süre 7 güne çıkarılabilir. Zayıf bir kallusa erken distraksiyon uygulanması yeni yapının, ortada uçlardan daha ince oluşmasına yol açar. Latent süreç için yeterince beklenmesi yara iyileşmesinin inflamasyon sürecinin geçirilmesi ve tamir sürecine geçilmesine izin verir (132,137).
3. Distraksiyon hızınının 1mm/gün olması genel olarak geçerlidir. Fakat küçük çocuklarda, bu hız 1.5-2mm/gün olabilir. Distraksiyon hızını belirleyici etken kemik değil, komşu yumuşak dokulardır. Distraksiyonun sürekli uygulanması idealdir, fakat pratik olmadığından ritmin 2-3/gün olması daha gerçekçidir. Distraksiyon sırasında ağrı/hassasiyet duyan hastalarda ritim 4-6/gün'e çıkarılabilir (137).

4. Pekiştirme sürecinin sona erip ermediğinin anlaşılması için radyografi veya ultrason belirleyicidir. Pratik olarak konsolidasyon süresi distraksiyon süresinin 6 katı kadar kabul edilir. Konsolidasyondan sonra normal kemik iyileşmesi gelir ve normal kemikleşme 6 haftada gerçekleşir. Bu süre küçük çocuklarda daha kısa, erişkinlerde daha uzundur. Erken nüks, distraktörün erken çıkarılması sonucu gelişir (131).

DO, çene cerrahisi gibi alanlarda kemik augmented etme ve hacim artırma amacıyla kullanılan etkili bir cerrahi yöntemdir. Bu aşamaların titizlikle uygulanması, başarıyı ve komplikasyon riskini belirleyen önemli faktörlerdir (132,136,137).

2.3.4 Otojen Blok Kemik Greftleme

2.3.4.1 Biyolojik Yapısı ve Özellikleri

Otojen kemik greftleri, alıcı sahayla uyumlu mükemmel biyolojik ve mekanik özelliklere sahip greft materyali türüdür. Otojen kemik greftleri, biyolojik özellikler açısından incelendiğinde osteoindüktif ve osteokondüktif özelliklere sahip olmalarının yanı sıra mezenkimal hücreler aracılığıyla osteogenezisi de sağlarlar(138,139).

Osteojenez, greft veya alıcı sahadaki hücreler tarafından yeni kemik sentezini ifade eder. Donör sahadan alınan greft, alıcı sahaya yerleştirildiğinde kemik tamirinin başlangıç fazında yeni kemik oluşumunu başlatır. Osteojenik özellikler, prekürsör hücreler ve osteoblastlar tarafından oluşturulur. Bireylerin yaşı ve genetik özelliklerine bağlı olarak osteojenik potansiyel farklılık gösterebilir (140).

Osteoindüksiyon, osteogenezin indüklendiği süreçtir. Her türlü kemik iyileşme sürecinde düzenli olarak görülen bir olgudur. Osteoindüksiyon, olgunlaşmamış hücrelerin toplanmasını ve bu hücrelerin preosteoblastlara dönüşmesi için uyarılmasını ifade eder. Kırık gibi bir kemik iyileşmesi durumunda, kemik iyileşmesinin çoğu osteoindüksiyona bağlıdır (139).

Osteoindüksiyon, alıcı bölgedeki mezenkimal kök hücrelerin osteoblastlara dönüşmesi sürecidir. Bu süreç, kemik morfojenik proteinleri (BMP-2,4,7), trombosit kaynaklı büyüme faktörü (PDGF), interlökinler, fibroblast büyüme faktörleri (FGF), granülosit makrofaj koloni uyarıcı faktörleri, vasküler endotelial büyüme faktörü (VEGF) ve sitokinler gibi yeni kemik yapımını uyarıcı hücreler aracılığıyla gerçekleşir.

Mezenkimal kök hücrelerden farklılaşmış hücreler, yeni kemik yapımını indükler. Bir greft materyalinin osteoindüktif özelliklere sahip olması, içerdiği büyüme faktörlerine bağlıdır (140).

Osteokondüksiyon, kemiğin bir yüzey üzerinde büyümesi anlamına gelir (139). Bu fenomen, kemik oluşumu için gerekli olan osteoblast hücreleri için iskele görevini yapar. Tüm kemik greftleri ve kemik ikameleri (kemik iliği veya plazma bazlı preparatlar dışında) bu işlevi sağlar; bazı kemik grefti türleri ise yalnızca bu işlevi sağlar. Uygun bir iskele olmaksızın, osteojenik ve/veya indükleyici özelliğe sahip greft materyali mevcut olsa bile kemik oluşumu engellenebilir. Greft materyalinin üç boyutlu yapısına dayanan osteokondüktif özellikler, alıcı saha ile olan osseointegrasyon hızını etkiler (140).

Albrektsson, in vivo olarak osteokondüksiyon ve remodeling üzerinde çalışmış ve tam vaskülarizasyonun kemik oluşumu için gerekli olduğu sonucuna varmıştır. Bu nedenle, birçok büyüme faktörünün ana etkisinin hem mitojenik hem de anjiyojenik olması şaşırtıcı değildir. Kemik dokusunu bir şekilde düzenleyen büyüme faktörleri arasında insülin benzeri büyüme faktörü (IGF I, II), FGF, TGF- β ve PDGF bulunur. IGF ayrıca somatomedinler olarak da adlandırılır. Büyüme faktörleri, hücreler için sinyal ajanları olarak görev yapan küçük proteinlerdir (139).

Osseointegrasyon Albrektsson ve ark. tarafından canlı kemik ile implant arasındaki doğrudan temas (ışık mikroskobu düzeyinde) olarak tanımlanmıştır. Osseointegrasyon ayrıca histolojik olarak Dorland's Illustrated Medical Dictionary'de kemik-implant arayüzünde fibröz doku büyümesi olmadan implantın etrafında kemik dokusu oluşumuyla doğrudan implant ankrajı olarak tanımlanır. Histolojik tanımların bazı eksiklikleri olduğundan, esas olarak sınırlı bir klinik uygulamaya sahip olduklarından, osseointegrasyonun daha biyomekanik yönelimli başka bir tanımı önerilmiştir: "Alloplastik malzemelerin klinik olarak asemptomatik rijit fiksasyonunun elde edildiği ve fonksiyonel yüklenme sırasında kemikte korunduğu bir süreç (139).

2.3.4.2 Otojen Kemik Greft Tipleri

Otojen kemik greftleri, donör saha morfolojisine bağlı olarak kortikal, kansellöz veya kortikokansellöz formlarda olabilirler. Blok, parça veya partikül şeklinde kullanılabilirler (138).

Kansellöz kemik greftleri osteojenik ve osteoindüktif özelliklere sahip greft materyalidir. Ayrıca, bu greftlerde yüksek osteoblast ve osteosit konsantrasyonları bulunur ve geniş trabeküler yüzey alanı, revaskülarizasyonu hızlandırarak alıcı bölgeye hızlı birleşmeyi teşvik eder. Mezenkimal kök hücreler aracılığıyla vaskülarizasyon bu kemik greftlerinde 2 günlük sürede hızlı bir şekilde gerçekleşebilir (140). Ancak, bu tip greftlerin mekanik direnci düşüktür. Mekanik direnç, greftin alıcı bölgeyle uyumunu takiben 1 ay içinde artış gösterebilir. Bu nedenle kullanıldıkları bölgelerde mekanik dayanıklılık çok kritik değilse tercih edilebilirler (141).

Kortikal kemik greftleri, greftlemeden sonra kemiğin remodelling aşamasında bariyer görevi görür ve bu greft materyallerin kemik yüzeyine uyumu ve mekanik direnci oldukça yüksektir. Kortikal ve kansellöz kemik greftlerinin en belirgin farklılığı, vaskülarizasyon ve remodelasyon süreçleridir. Trabeküler yüzey alanının düşük olması nedeniyle kortikal kemik greftlerinin revaskülarizasyonu yaklaşık 2 ay sürer, bu da greftlerin hızlı bir şekilde rezorbe olmalarına yol açar (140).

Vaskülarize kortikal kemik greftleri, biyolojik yapıları nedeniyle genellikle ideal kemik materyalleri olarak kabul edilir. Ancak bu greftlerin kullanımı teknik hassasiyet gerektirdiği, maliyeti yüksek olduğu ve ameliyat sonrası dönemde bazı zorluklara neden olabileceği unutulmamalıdır. İyileşmeleri oldukça hızlı olan bu greft materyalinin remodelasyon süreci, kemik dokusunun iyileşme süreci ile benzerlik gösterir (142).

2.3.4.3 Otojen Kemik Greft Donör Sahaları

Otojen kemik greftleri, tibia, posterior ve anterior iliak krest, kosta, kraniyum, simfiz, mandibuler ramus ve maksiller tüber gibi bölgelerden alınabilir (143).

2.3.4.3.1 Ekstraoral Donör Sahalar

2.3.4.3.1.1 Tibia Grefti

Tibiadan kemik grefti, 5 ila 40 cc kemik grefti gerektiğinde kullanılabilir. Bu tekniğin uygulama alanları arasında maksiller sinüs augmentasyonu, erişkin alveoler yarık onarımı, horizontal ve vertikal kret augmentasyonu, soket greftleme, 4 cm veya daha az mandibular defektler, iyileşmeyen veya yanlış kaynamış mandibula kırıkları yer alır. Kontrendikasyonlar ise osteopetrozis, osteogenezis imperfekta, piknodizostozis gibi metabolik kemik hastalıkları, osteomyelit, akut diz inflamasyonu, geçmişte birden fazla diz cerrahisi ve lokal radyoterapi öyküsü gibi durumları içerir. Özellikle dikkat edilmesi

gereken durumlar arasında hala büyümekte olan çocuklar, romatoid artrit, kemoterapi, intravenöz veya oral bifosfonat kullanımı öyküsü yer alır (143).

2.3.4.3.1.2 Anterior İliak Krest Grefti

Anterior iliak krestten greft alma tekniği, 30-50 cc hacminde otojen kansellöz kemik gereksinimi veya kortikokansellöz blok kemik grefti gerektiren durumlar için uygundur. Hem anterior hem de posterior iliak krestin tibiaya üstün bazı avantajları vardır, çünkü anterior iliak krestten elde edilen kemik hacmi daha fazladır ve defekte özel bir şekil vermek için blok formunda elde edilebilir.

Bu tekniğin kullanım alanları; 5 cm'ye kadar değişen boyutlardaki küçük fibröz kaynamalar, özellikle bilateral maksiller sinüs augmentasyonu, alveoler defektler, yumuşak doku matriks ekspansiyon greftleri, maksilla veya mandibulanın horizontal ve vertikal kret augmentasyonunu gerektiren durumlardır. Bununla birlikte, anterior iliak krestten greft almak genellikle steril bir genel anestezi gerektirir ve 5 cm'den büyük büyük mandibuler devamlılık defektleri her iki anterior iliak krestten greft almayı gerektirebilir.

Bu tekniğin kontrendikasyonları arasında metabolik kemik hastalıkları, bölgede daha önce geçirilmiş kırık, osteomyelit gibi durumlar bulunmaktadır. Dikkat edilmesi gereken faktörler arasında intravenöz veya oral bifosfonat kullanımı, devam eden kemoterapi öyküsü, sürekli veya uzun süreli steroid kullanımı ve lokal radyoterapi öyküsü yer almaktadır (143).

2.3.4.3.1.3 Posterior İliak Krest Grefti

Posterior iliak krest kemik grefti tekniği ile hastalardan 40-100cc hacminde kortikokansellöz blok kemik grefti elde edilebilir. Teknik, 4 cm'den 12 cm'ye kadar değişen uzunlukta mandibuler devamlılık defekti, maksilla ya da mandibula için kortikokansellöz blok kemik grefti, tümör cerrahisinden sonra hemimaksiller greft rekonstrüksiyonu, maksillada kret augmentasyonu, dişsiz çenede yapılan Le Fort I osteotomisinde greft gereksinimi gibi prosedürlerinde kullanılabilir. Anterior iliak krestten kemik grefti alma yöntemiyle karşılaştırıldığında, posterior iliak krestten greft alma prosedürü ameliyat süresini yaklaşık 2 saat daha uzatabilir. Bu, hastanın yüzüstü pozisyonuna getirilmesi gerektiğinden kaynaklanır. Bu pozisyonun sağlanması ve sürdürülmesi ekstra zaman ve ekip iş birliği gerektirebilir. Ayrıca, iki cerrahi ekibin aynı anda çalışmaması da ameliyat süresini uzatabilir. Metabolik kemik hastalıkları, bölgede

önceden geçirilmiş bir kırık varlığı, bölgede osteomyelit varlığı ve lokal radyoterapi gibi durumlar tekniğin uygulanması için kontrendikedir. Hastanın intravenöz veya oral bifosfonat kullanımı, kemoterapi öyküsü ve uzun dönem metotreksat veya steroid kullanımı dikkat edilmesi gereken durumlardandır (143).

2.3.4.3.1.4 Kosta Grefti

Kostadan greft alma tekniğinin endikasyonu; yetişkinlerde eklem grefti ihtiyacı ve büyümekte olan çocuklarda artikülasyon, büyüme ve gelişimin devamlılığının sağlanması için kullanılmasıdır. Kostal greft, sendromik durumlar, travma, tümör cerrahisi veya radyoterapiden dolayı mandibuler büyüme potansiyelini kaybeden çocuklarda ve doğal kondilini kaybetmiş erişkinlerde kostokondral greft olarak kullanılabilir. Kostadan greft alma tekniğinin kontrendikasyonları arasında, pnömotoraks veya büllöz amfizem, ciddi tıkayıcı pulmoner hastalıklar (örneğin pulmoner fibrozis, kistik fibrozis), metabolik kemik hastalıkları, kosta veya sternumda osteomyelit, göğüs radyoterapisi ve çoklu kosta kırığı sonucu meydana gelen göğüs yaralanmaları bulunmaktadır. Ayrıca, bu teknik uygulamasında dikkat edilmesi gereken faktörler arasında orta derecede amfizem, yalnızca kosta kırığı öyküsü, intravenöz veya oral bifosfonat kullanımı, göğüs deformiteleri, kondrit ve romatoid artrit yer almaktadır (143).

2.3.4.3.1.5 Kraniyum Grefti

Kraniyum grefti, özellikle kortikal kemik bloğu veya kansellöz kemik greftinin sınırlı miktarda gerektiği durumlarda kullanılabilir. Bu tekniğin kullanım alanları şunlardır; orta yüz, orbita, zigoma ve nazal kemik rekonstrüksiyonu, nadiren de olsa maksilla veya mandibula için horizontal ve vertikal kret augmentasyonu gerektiren cerrahi prosedürler, ayrıca ortognatik veya kraniyofasiyal cerrahide osteotomi boşluklarının greftle doldurulması işlemleridir. Kraniyum grefti kemik öğütücü ile öğütülerek partiküler kemik grefti şeklinde alveoler yarık onarımı, maksiller sinüs augmentasyonu ve osteotomi boşluklarının doldurulması için kullanılmaktadır.

Kraniyumdan greft alma tekniğinin kontrendikasyonları arasında, daha önce geçirilmiş kafa travmaları, metabolik kemik hastalıkları, baş-boyun radyoterapisi ve osteomyelit yer almaktadır. Ayrıca, bu tekniği uygularken dikkat edilmesi gereken faktörler şunlardır; sendromik durumlarla ilişkilendirilen kafa deformiteleri, 8 yaşından küçük çocuklar, erkek tipi kellik, kafatasının fibröz displazisi, intravenöz veya oral

bifosfonat kullanım öyküsü, daha önce meydana gelmiş kafa travmaları ve 65 yaşından büyük erişkinler (143).

2.3.4.3.2 İntraoral Donör Sahalar

2.3.4.3.2.1 Mandibuler Simfiz Grefti

Mandibuler simfizden, 1.5 x 3 cm boyutunda iki adet veya çenenin orta hattı da greft içine dahil edilerek tek parça şeklinde 1.5 x 6 cm boyutunda kortikokansellöz blok grefti elde edilebilir. Ayrıca elde edilen blok grefti kemik öğütücü kullanılarak 5-7 cc'lik kortikokansellöz partikül grefte de dönüştürülebilir. Simfiz blok grefti, alveoler kreterlerin horizontal veya vertikal augmentasyonunda ve daha az sıklıkla da ortognatik cerrahide osteotomi boşluklarının greftlenmesinde kullanılabilir (143).

Keser diş kökleri, mental foramen, mandibulanın alt kortikal sınırı ve lingual korteksi simfiz greft alımı için sınırlayıcı anatomik oluşumlarındandır. Bu nedenle işlem esnasında olası komplikasyonları önlemek için '5 mm Kural'ına uyulmalıdır (100).

Anterior mandibulanın yüksekliğinin 1,5 cm'den daha az olması, genioplasti veya alloplastik çene ucu implantı uygulanmış hastalar, lokal apikal dental enfeksiyonların varlığı, metabolik kemik hastalıkları, baş-boyun radyoterapi öyküsü ve çene ucunda odontojenik kist/tümörlerinin varlığı tekniğin kontraendikasyonlarındandır. Ayrıca önceden var olan mental sinir parestезisi, intravenöz veya oral bifosfonat kullanım, uzun dönem metotreksat ve steroid kullanımı gibi durumlarda dikkat edilmesi gerekir (143).

Komplikasyonlar nadirdir, ancak en sık rastlanana alt dudak parestезisidir. Bir diğer olası komplikasyon, keser ve kanin dişlerin apekslerinin zarar görmesidir. Bölgenin zengin damarsal yapısından dolayı ameliyat sırasında kanama olasılığı vardır. Hematom nadiren meydana gelir, ancak ekimoz daha yaygındır. Özellikle yaşlı kadınlarda ekimoz belirgin olabilir. Yaranın açılması (dehisens) nadiren görülse de bu, daha ciddi bir enfeksiyonun habercisi olabilir (100,143).

2.3.4.3.2.2 Mandibuler Ramus Grefti

Mandibuler ramusdan 4 mm kalınlığında, 1 cm yüksekliğinde ve 3-4 cm uzunluğunda bir blok greft elde edilebilir. Donör bölgesine ulaşım, koronoid çıkıntı, inferior alveolar sinir ve mandibulanın arka bölgesinin sınırlı genişliği nedeniyle kısıtlıdır. Inferior alveolar kanalla bukkal korteksi arasında birinci molar diş hizasında ortalama 4,05 mm'lik bir mesafe vardır (144). Bu nedenle, büyük bir otojen blok greft almak

istendiğinde, ön dikey kesi hattını bu bölgede yapmak uygun olacaktır. Üst osteotomi hattı, koronoid çıkıntının önünden başlar, eksternal oblik sırtın iç yüzeyinden geçer ve birinci molar dişin distaline kadar uzatılabilir. Bu kesinin boyutu gereken greftin uzunluğuna ve sinirin konumuna göre değişebilir. Üst posterior osteotomi hattı, ramusun dış yüzeyine uzanır ve eksternal oblik sırtın aşağısına doğru uzatılır. Alt kesi ise posterior ve anterior vertikal osteotomi hatlarını birbirine birleştirecek şekilde yapılır. Görüş alanı ve erişim zor olduğu için bu bölgede sadece kortikal tabakayı içerecek şekilde sığ bir kesi yapılabilir. Derinlik genellikle alttaki kansellöz kemikte kanama görülene kadar yapılır, böylece damar ve sinir demetinin korunması sağlanır (143).

2.3.5 Yönlendirilmiş Kemik Rejenerasyonu

YKR konsepti 1970'li yılların sonunda önerilmiş bir konsepttir. Bu yöntemde, bölgeye istenmeyen bağ dokusu hücrelerin göçünü önlemek amacıyla bariyer membran yerleştirilmesi ve bölgede kemikleşmeye fırsat yaratılması amaçlanır.

YKR, yönlendirilmiş doku rejenerasyonu (YDR) ile benzer bir mekanizmaya sahiptir. Melcher ve ark., bariyer membranların kullanımıyla yara iyileşmesinin biyolojik olarak yönlendirilmesi fikrini geliştirmiş ve yönlendirilmiş doku rejenerasyonunu tanıtmıştır. YKR ile YDR arasındaki en büyük fark, YDR'nin ağız bölgesiyle diş eti oluşu aracılığıyla bağlantılı olmasıdır. Bu durum, bakteriyel kontaminasyon riskini artırarak çeşitli komplikasyonlara yol açabilir. Aynı mantıkla yönlendirilmiş kemik rejenerasyonu geliştirilmiş ve ilk olarak Dahlin tarafından dental implant çevresi defektlerin onarımında kullanılmıştır (145).

YKR'nin temel ilkeleri şunlardır:

- Cerrahi sahanın primer ve gerilimsiz pasif olarak kapatılması.
- Anjiogenezin teşvik edilmesi.
- Defekt boşluğunun korunması.
- Yaranın stabilitesinin sağlanması (100).

2.3.5.1 YKR Tekniğinde Kullanılan Bariyer Membranlar

Yara iyileşmesinde önemli bir faktör, pıhtının stabilizasyonudur. Genellikle, pıhtının stabilitesi, epitel ve bağ dokusu geçişini sınırlayan bir bariyer membran kullanılarak sağlanır (146).

YKR için bariyer membran gereksinimleri:

- Biyouyumluluk: Membranlar ve konak doku arasındaki etkileşim yabancı cisim reaksiyonuna neden olmamalıdır.
- Boşluk oluşturma: Belirli bir süre boyunca çevredeki kemik dokusundan osteoblast hücrelerin göçü için bir boşluk sağlama yeteneği.
- Hücre okluzivitesi: Kemik oluşumunu geciktiren fibröz dokunun defekt bölgesini işgal etmesini önler.
- Mekanik dayanıklılık: Altta yatan kan pıhtısının korunması da dahil olmak üzere, iyileşme sürecini sağlamak ve korumak için uygun fiziksel özellikler.
- Degradibilite: Kemik dokusunun yenilenme hızına uygun yeterli bozunma süresi, membranın çıkarılması için ikinci bir cerrahi prosedürden kaçınılması (146).

Bariyer membranlar, iyileşmeyi engelleyen faktörleri, örneğin yumuşak doku invazyonu ve bakteriyel geçişi dışarıda tutarak büyüme faktörlerini korur. Bu membranlar, bölgeyi koruyarak kemik yenilenmesi için gerekli boşluğu sağlar ve böylece kemik hacim kaybını azaltır. YKR uygulamalarında hem rezorbe olabilen hem de rezorbe olmayan birçok farklı bariyer membran kullanılmaktadır (146).

2.3.5.1.1 Rezorbe Olmayan Bariyer Membranlar

Rezorbe olmayan membranlara, genişletilmiş politetrafloroetilen (e-PTFE), yüksek yoğunluklu politetrafloroetilen (d-PTFE), titanyum takviyeli politetrafloroetilen (PTFE-TR) membranları ve titanyum meşler dahildir (100,146).

PTFE membranlar diş hekimliğine ilk olarak 1984 yılında kullanılmaya başlanmıştır. Bundan önce, bu membranlar tıpta fitik onarımı için kullanılmıştır. e-PTFE'nin gözenekli yapısının her bir yüzeyinin kendine has özellikleri vardır. Dış yüzeyi, 1 mm kalınlığında ve %90 gözenekli mikroyapıya sahip olup erken yara iyileşmesi aşamasında epitelin membrana tutunmasını sağlar. İç yüzeyi, 0,15 mm kalınlığında ve %30 gözenekli bir mikroyapıda olup, yeni kemik büyümesi için alan sağlar ve epitel hücrelerinin grefte doğru büyümesini önler. İn vivo implantasyon sonrası ortalama iyileşme süresi, klinik uygulamaya bağlı olarak yaklaşık 3-9 aydır (146).

0.2-um gözeneklere sahip olan d-PTFE membranlarının avantajları, primer kapama gerektirmemesi ve çekim sonrası kret koruma uygulamaları için yaygın olarak kullanılmış olmasıdır. Geleneksel e-PTFE membranlarına kıyasla, d-PTFE membranları daha düşük

enfeksiyon oranlarına sahiptir ve kolayca çıkarılabilirler. Ayrıca, d-PTFE membranları titanyum ile güçlendirilebilir. Bu membranlar, YKR prosedürleri için iyi bir alternatif olabilir, çünkü altta yatan partiküllü greft kompleksi için ek mekanik dayanıklılık sağlar (146).

Titanyum ve titanyum alaşımlı bariyer membranlar (Ti-mesh), biyomekanik yapısı ve kemik dokusu için biyouyumlu olduğundan ağ şeklinde tek başına bariyer membranı olarak YKR uygulamalarında kullanılmaktadır. Bu membranlar, rijitlik, elastikiyet, stabilite ve plastisite gibi özelliklere sahiptir. Rijitliği sayesinde alan korur ve kontur çökmesini önler, elastikiyeti mukozal kompresyonu önler, stabilitesi greftin yer değiştirmesini önler, plastisitesi bükülmeye, konturlanmaya ve herhangi bir bölgesel kemik defektine uyum sağlamaya izin verir. Titanyum membranların ana dezavantajı, sertlikleri nedeniyle membranların ekspoz olmaları riskidir (146).

Rezorbe olmayan membranların çeşitli avantajları ve dezavantajları vardır. Ana avantajları, emilebilir kolajen bazlı membranlara göre üstün sertlikleridir. Başlıca dezavantajı, augmentasyondan sonra bariyeri kaldırmak için ikinci bir cerrahi müdahale gerektirmesidir, bu da elde edilen rejenere dokuyu yeniden yaralama ve tehlikeye atma potansiyeli taşır (146).

2.3.5.1.2 Rezorbe Olan Bariyer Membranlar

Rezorbe olabilen bariyer membranlar doğal veya sentetik polimerler olarak ikiye ayrılırlar. Doğal bariyer membranlar tip I veya tip III kollajen yapısında olup enzimatik reaksiyonla çözünürler.

Sentetik rezorbe olabilen membranlar hidroliz ile çözünürler. Rezorbe olan membranların çözülmesinde birçok faktör etkilidir. Isı değişiklikleri, pH, polimer kristalizasyon derecesi, membranın yapısı ve membranlar içindeki çapraz bağlar bu faktörlerdendir.

Polilaktik asit, PGA, PHBV, PCL ve bunların kopolimerleri (örn. polilaktik-ko-glikolik asit) ve polilaktid-ko-kaprolakton (PLCL) gibi biyolojik olarak parçalanabilen alifatik polyesterler sentetik bariyer membranları olarak da kullanılır (8–10).

Polikaprolakton PLA ve PGA'ya göre daha fazla hidrofobiklik ve daha düşük parçalanabilirlik gösterir (10). PCL, kemik dokusu mühendisliği uygulamaları için umut verici bir sentetik malzeme olarak kabul edilmiştir. Biyokimyasal özellikleri ve mükemmel

uyumluluğu sayesinde PCL lifleri, klinik uygulama sırasında kemik rejenerasyonunu desteklemek için kök hücreler için potansiyel iskele görevi taşıdığı bildirilmiştir (11).

PCL, kemik ve kırıldak onarımı için potansiyel uygulamaları olan, tamamen biyolojik olarak parçalanabilen, termoplastik bir polyesterdir ve çeşitli biçimlerde iskele malzemesi olarak başarıyla kullanılmıştır (14). PCL, düşük camsı geçiş sıcaklığı (-60 8C), düşük erime sıcaklığı (60 8C) ve yüksek dekompozisyon sıcaklığı (350 8C) gibi elverişli özelliklerinden dolayı erimiş halde termal stabiliteye sahiptir. PCL, yüksek hidrofobikliği ve kristallikliği(15) nedeniyle PLGA veya PHBV'den çok daha yavaş ayrışır, bu nedenle uzun süreli yük taşıma uygulamalarında kullanıma uygundur (16). Hem doğal hem de sentetik polimerlerle PCL biyokompozitleri ve kopolimerleri kullanılarak bir dizi çalışma yürütülmektedir (15,17). PCL skafoldları farklı sistemlerde birçok tekniklerle üretilebilmektedir. Bu sistemlerde hücrelerin PCL iskelelerine yapışarak büyümeye başladıkları gözlemlenmiş ve üretilen iskelelerin uygulanabilirliği in vitro ve in vivo ortamda gösterilmiştir (16).

PCL skafoldlarının biyoçözünürlüğü, mekanik özellikleri, farklı ve çeşitli üretim yöntemleri, hücresel yapışma ve osteokondüktif özellikleri nedeniyle klinik uygulamalarda ve doku mühendisliği alanında yaygın bir şekilde kullanılmaktadır. Bu özelliklerden yola çıkarak, YKR'de PCL skafoldlarının kullanımı diğer augmentasyon yöntemlerine oranla basit ve komplikasyon riskinin düşük olması nedeniyle, ileriki çalışmalar açısından umut vaat edici görülmektedir.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmamız, Karadeniz Teknik Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı'nda yürütülmüştür. Bu retrospektif çalışmaya Karadeniz Teknik Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız Diş Çene Cerrahisi Anabilim Dalı'nda 03.05.2021- 01.08.2023 tarihleri arasında tedavi gören hastalar dahil edilmiştir. Araştırma, klinik ve radyolojik olarak vertikal ve horizontal kemik yetersizliği tespit edilmiş ve sonrasında PCL skafoldları ile augmented edilmiş hastaların kayıtlı dosyaları retrospektif olarak incelenerek yapılmıştır. Çalışmaya, PCL skafoldları ile augmented edilmiş ve 6 ay sonrasında implantla rehabilite edilmiş ve augmentasyon sonrası 6 aylık takibi yapılmış hastalar dahil edilmiştir. Ameliyat öncesi tüm hastalardan aydınlatılmış onam formu alınmıştır.

Çalışmaya dahil edilme koşulları:

1. Cerrahi işleme engel herhangi bir sistemik rahatsızlığı olmayan veya sistemik rahatsızlığı düzenlenmiş 18 yaş ve üzeri hastalar,
2. Vertikal ve horizontal kemik yetersizliği PCL skafoldları ile augmented edilmiş hastalar,
3. Son 2 yıl içinde baş-boyun bölgesinden herhangi bir sebeple radyasyon tedavisi görmemiş olan hastalar,
4. Dental implant destekli protez endikasyonu konulmuş olan ve KIBT değerlendirilmesi sonucunda dental implant için yeterli kemiği olmayan ve bu nedenle kemik augmentasyonu ihtiyacı olan hastalar,
5. Preoperatif ve postoperatif konik ışınli bilgisayarlı tomografi görüntüleri bulunan hastalar çalışmaya dahil edilmiştir.

Çalışmaya dahil edilmeme koşulları:

1. Kontrol altında tutulamayan sistemik hastalığı bulunan hastalar,
2. Son iki yıl içinde radyasyon tedavisi görmüş hastalar,
3. Hamilelik döneminde olan kadın hastalar,
4. Daha öncesinde defekt alanında augmentasyonla ilgili herhangi bir cerrahi işlem geçiren hastalar,
5. Tedavi öncesi ve sonrası radyolojik kayıtları olmayan eksik dosyaları bulunan, psikolojik sorunları olan hastalar çalışma dışı bırakılmıştır.

Çalışma kriterlerine uygun olmayan hastalar araştırma dışı bırakılmıştır. Çalışmamıza, yukarıdaki kriterleri karşılayan 12 hasta dahil edilmiştir. Bu hastalardan sadece birine sol maksilla premolar-molar bölgeleri PCL skafoldları ile augmente edilmiş, geri kalan 11 hasta ise mandibulada augmentasyon işlemi geçirmiştir. On bir hastadan dördünde mandibula sol posterior bölgesi, üçünde mandibula anterior simfiz bölgesi ve diğer üç hastada ise mandibula sağ posterior bölgesine augmentasyon uygulanmıştır. Sadece bir hastada, 46 numaralı diş bölgesinden sol mandibuler mental sinire kadar uzanan geniş bir alanı içeren augmentasyon yapılmıştır. İki hastanın sol mandibula posterior bölgesine augmentasyon ile birlikte dental implantlar eşzamanlı olarak uygulanmıştır. Hastalar operasyonu takiben 1. ayın her haftasında, 6 ay boyunca ayda bir olmak üzere kontrole çağırılmışlardır. Klinik olarak yumuşak doku yüzeyinde açılma, vida yüzeyinde açılma, PCL skafold üzerinde açılma, enfeksiyon, ödem, morluk ve ağrı değerlendirilmiştir. Augmentasyonu takiben 6. ayda alınan KIBT üzerinde hacimsel kemik değeri, yatay ve/veya dikey yöndeki kemik miktarı değerlendirilmiştir.

Tablo 3.1 PCL skafoldu ile augmente edilmiş bölgelerin dağılımı

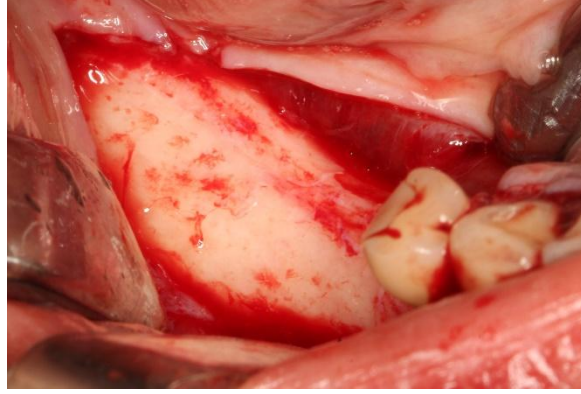
	Sol posterior bölge	Sağ posterior bölge	1.Premolar dişler arası bölge	1. Molar dişler arası bölge
Mandibula	4	3	3	1
Maksilla	1			

Ayrıca dental implant cerrahisi sonrasında tüm hastaların 6 aylık takibi yapılarak implant sağkalım oranı da değerlendirilmiştir.

3.1 Cerrahi Teknik, Flep Elevasyonu ve Cerrahi Sahanın Hazırlığı

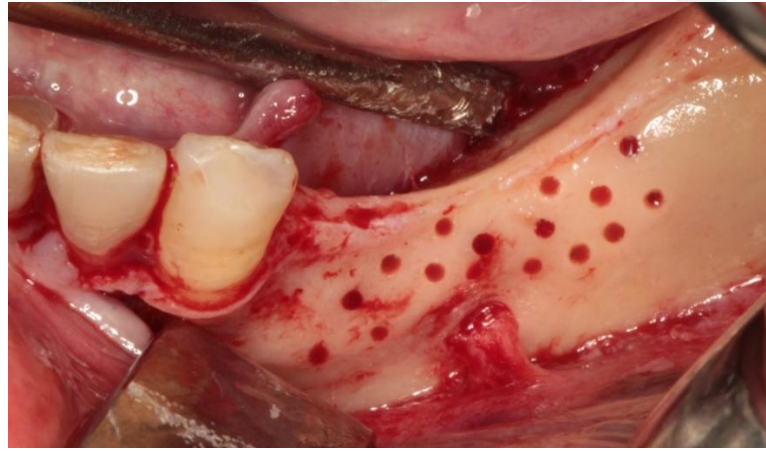
Cerrahi işlemlerin tümü Karadeniz Teknik Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı'nda gerçekleştirildi. Ameliyat öncesi hastalar steril koşullar altında örtülerek %10 povidon iyodinle (Baticonol ®, İstanbul, Türkiye) boyandı. Ameliyat bölgesinde yeterli anestezi (Ultraver D-S Forte 80mg arikain+0,03638 epinefrin, İstanbul, Türkiye) sağlandıktan sonra operasyona başlandı.

İnsizyon 15 numaralı bistüri ucu ile augmente edilecek alveoler defektin uzunluğu boyunca midkrestal kesiyle başlanmış ve tedavi edilen bölgeden 1-2 diş uzaklıkta bukkal kret üzerinde rahatlatıcı vertikal insizyonla tamamlandı. Tam kalınlıkta mukoperiosteal flep elevasyonu, augmentasyon yapılacak defektin en az 5 mm ötesine kadar yapıldı.



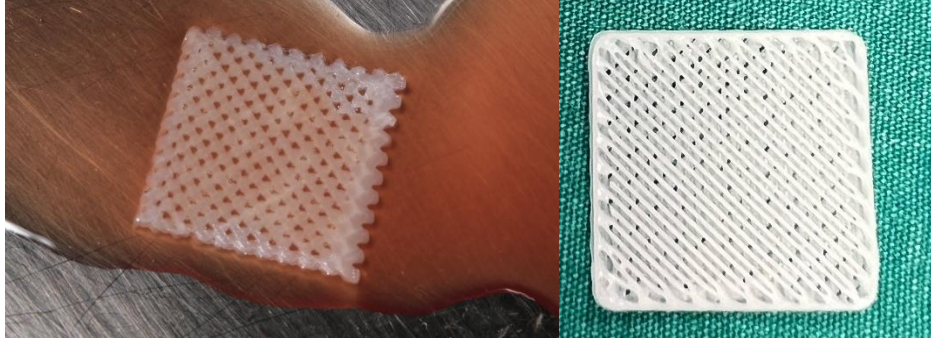
Resim 3.1 Flep elevasyonundan sonra cerrahi bölgenin görüntüsü

Daha sonra kortikal kemikten kemik iliğine doğru küçük rond frezle dekortikasyon bölgeleri oluşturuldu. Bu dekortikasyon işlemi, greftin beslenmesi için gerekli olan anjiogenez sürecini başlatır.



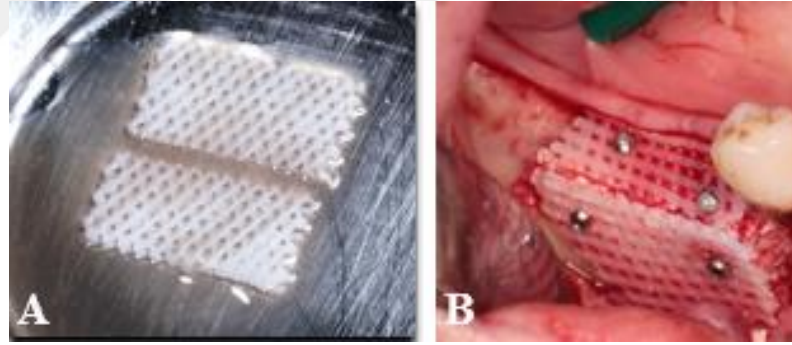
Resim 3.2 Augmentasyon öncesi dekortikasyon işleminin görüntüsü

Augmentasyonun sağlanacağı bölgede greft materyalinin postoperatif süreçte dağılmasını önlemek, çiğneme kuvvetlerinden korumak ve ayrıca osteokondüksiyon görevi görerek alan koruyucu işlev sağlamak için PCL skafoldları kullanıldı. Çalışmada kullanılan skafoldların ölçüleri 2x2 cm, kalınlığı ise 1 mm'dir. Bu yerli ürün Bloocell® firması (İstanbul, Türkiye) tarafından üretiliyor.



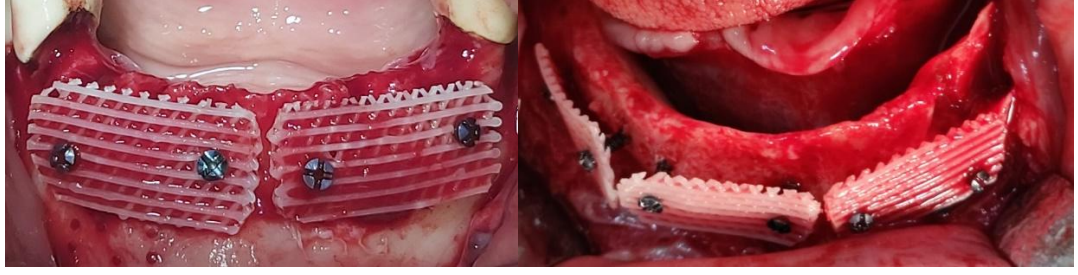
Resim 3.3 Polikaprolakton içerikli skafold

Daha sonra PCL skafoldları, kolay manipüle edilebilmeleri nedeniyle bistüri veya makas kullanılarak defekt bölgelerine kesilip uyumlandırıldı.

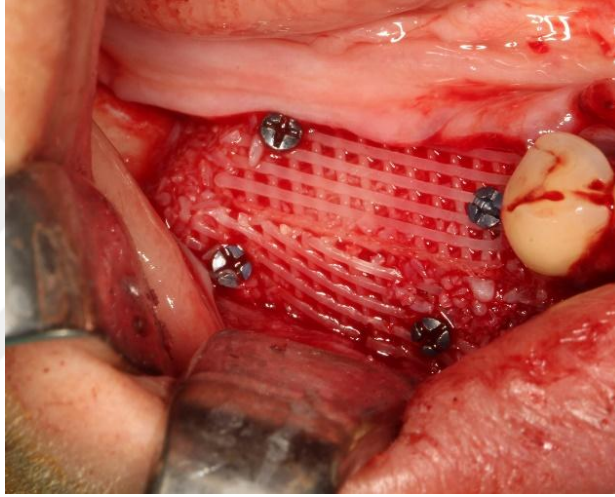


Resim 3.4 A. PCL skafoldu bistüri ile kesilmiş hali. **B.** PCL skafoldunun defekt bölgesine uyumlandırılmasının ağız içi görüntüsü

PCL skafoldları, horizontal ve vertikal kemik yetersizliği bulunan vakalarda defekt bölgesinin bukkalinden boşluk oluşturacak şekilde, koronalinden ise çatı oluşturacak biçimde mikro titanyum vidalarla (TriMed, Ankara, Türkiye) kemiğe drillenerek sabitlendirildi. Horizontal kemik defektlerinde PCL skafoldları sadece bukkal kemikten istenen miktarda boşluk oluşturarak mikro vidalarla tespitlendirildi.



Resim 3.5 PCL skafoldlarının horizontal kemik yetersizliklerinde defekt bölgesine sabitlendirildikten sonraki görüntüsü

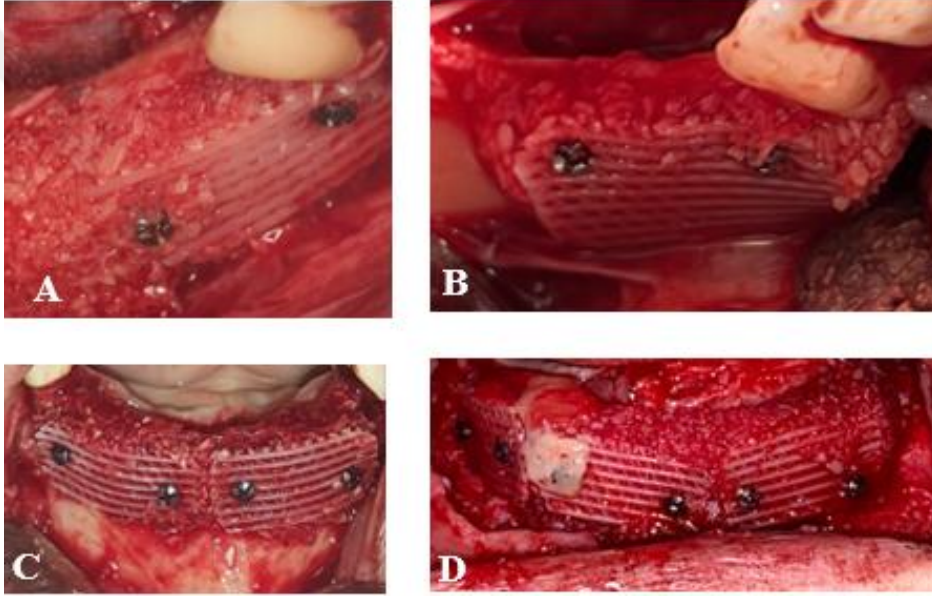


Resim 3.6 Horizontal ve vertikal kemik yetersizliğinin PCL skafoldu ile birlikte augmentasyonunun görüntüsü

Kortikal kemik kazıyıcı (Cortical Bone Scraper OSUNG MND, Güney Kore) kullanılarak hastanın ramus bölgesinden elde edilen otojen greft allojenik greft materyali (Maxxeus, Demineralize Dondurulmuş Kurutulmuş Allojenik Kemik Grefti, partikül büyüklüğü 0,5-1,0mm, Ohio, ABD) ile karıştırılarak augmente edilecek bölgelere uygulandı.



Resim 3.7 A. Kortikal kemik kazıyıcı. **B.** Kazıyıcı ile elde edilen otojen greft



Resim 3.8 Greftlemeden sonraki ağız içi görüntüler (A ve B mandibula sağ posterior bölge, C mandibula sağ ve sol birinci premolarlar arası bölge, D mandibula sağ ve sol birinci molarlar arası bölge)

Hastanın ön kol veninden alınan kan, 4 adet 10 ml'lik tüp (Vacusera, İzmir, Türkiye) içine toplanmış ve santrifüj cihazına (SMART PRP Swing Rotor Centrifuge, WM-8, Almanya) yerleştirildi. Cihaz, 2700 rpm hızında 12 dakika boyunca çalıştırılmıştır. Santrifüj sonrası tüp içerisinde üç tabaka gözlemlenmektedir. En alttaki tabakada kırmızı kan hücrelerinden zengin kısım, en üstteki tabakada trombositten fakir plazma bulunur. Bu iki tabakanın ortasında, lökosit-trombositten zengin fibrin (L-TZF) görülüyor. L-TZF, bir presel yardımıyla tüp içinden alınarak makas yardımıyla kırmızı kan hücre tabakasından

uzaklaştırıldı. Daha sonra elde edilen L-TZF membran haline getirilmiş ve greftlenmiş defekt bölgelerinin üzerine uygulandı.



Resim 3.9 L-TZF membranın ağız içi görüntüsü

Bukkal flebin serbestleştirilmesi için mukogingival birleşimin 5 mm apikalinden, flebin tabanına yakın bir bölgede periost 15 numaralı bistüri ile çizildi. Bu insizyon mandibulada sinir üzerinde daha koronal bir yönde olacak şekilde yapıldı. Lingual flebin elevasyonu mylohyoid kasın konumu nedeniyle kısıtlıdır. Lingual flebi posterior bölgede serbestlerken, lingual sinir hasarını önlemek için periost elevatörü ile yalnızca künt diseksiyon yapıldı. Bukkal flebin daha fazla serbest bırakılması için elastik lifler, künt uçlu doku makasları kullanılarak birbirinden uzaklaştırıldı. Bu flep serbestleştirme teknikleri ile flep gerilimsiz bir şekilde horizontal matres ve basit sütürler kullanılarak iki katman olarak kapatıldı. Hastalara ameliyat sonrası antibiyotik (875 mg Amoksisilin, 125 mg Klavulonik asit – 2x1, İstanbul, Türkiye), analjezik (100 mg Ketoprofen– 2x1, İstanbul, Türkiye) ve antiseptik ağız gargarası (Kloroben, İstanbul, Türkiye) reçete edildi.

Augmentasyon cerrahisini takiben 6. ayın sonunda hastalardan KIBT görüntüsü alınarak değerlendirildi ve dental implant cerrahisi için randevu verildi. Alveolar sırt üzerinde yatay bir kesi hattı oluşturuldu ve yatay kesinin her iki yanından dikey yönde serbestleştirici kesi yapılarak tam kalınlık flep kaldırıldı. Ardından vida yüzeylerine erişim sağlandıktan sonra tornavida yardımıyla augmentasyon sahasındaki titanyum esaslı vidalar çıkarıldı. Dental implant seti (Nobel Biocare-İsviçre, BEGO RSX-Almanya, Mode-Türkiye) kullanılarak, planlanan çap ve derinlikte frezleme yapılarak dental implant yuvaları oluşturuldu. Dental implantlar yerleştirildi ve işlem sonrası kapatma vidaları takılarak implant bölgeleri 3/0 ipek sütür kullanılarak primer olarak kapatıldı.

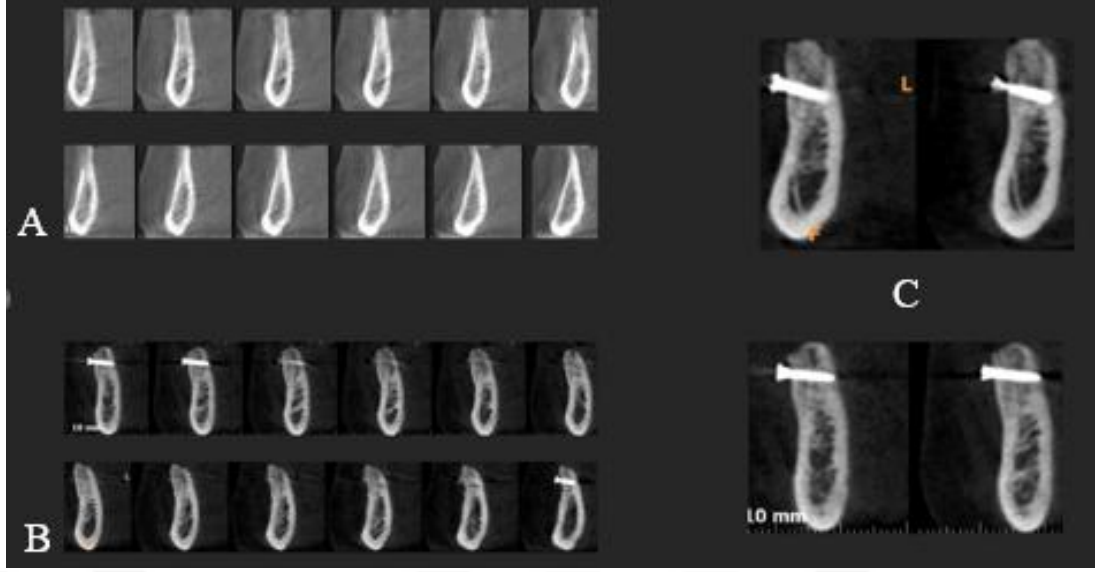


Resim 3.10 A. Augmentasyonu takiben 6. ay flep kaldırıldıktan sonra kemiğin ağız içi görüntüsü. **B.** Dental implantların yerleştirilmesi

Hastalara ameliyat sonrası antibiyotik (875 mg Amoksisilin, 125 mg Klavulonik asit – 2x1), analjezik (100 mg Ketoprofen– 2x1) ve antiseptik ağız gargarası (Kloroben) reçete edildi. Hastalar 1. ve 2. haftalarda kontrole çağırıldı. İkinci haftanın sonunda dikişler alındı. Hastalardan 3 ayda panoramik görüntü alınarak dental implant ile kemik yüzey bağlantısı ve osseointegrasyon değerlendirildi. Klinik olarak greft veya implant yüzeyinde açılma, enfeksiyon, ödem ve ağrı değerlendirildi. Üçüncü ayın sonunda klinik ve radyolojik değerler doğrultusunda, iyileşme başlığı takılması için hastalara randevu verildi.

3.2 Radyografik Yöntem

Hastalara ait konik ışınlı bilgisayarlı tomografi (KIBT) görüntülerinin analizleri Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalında gerçekleştirildi. Tüm hastaların preoperatif ve postoperatif radyografik görüntüleri CS 9300 (Carestream Dental LLC, Atlanta, Georgia) KIBT cihazı ile elde edildi. Çekim parametreleri; 80-90 kV, 4-10 mA, 4.6- 10.8 arası aktif tarama süresi ve vakaya özel olmak üzere 5x5/ 10x10 cm arası FOV olarak ayarlandı. Görüntülerin kesitsel analizlerinde CS 3D Imaging Software (Carestream Dental LLC, Atlanta, Georgia) yazılımı kullanıldı.



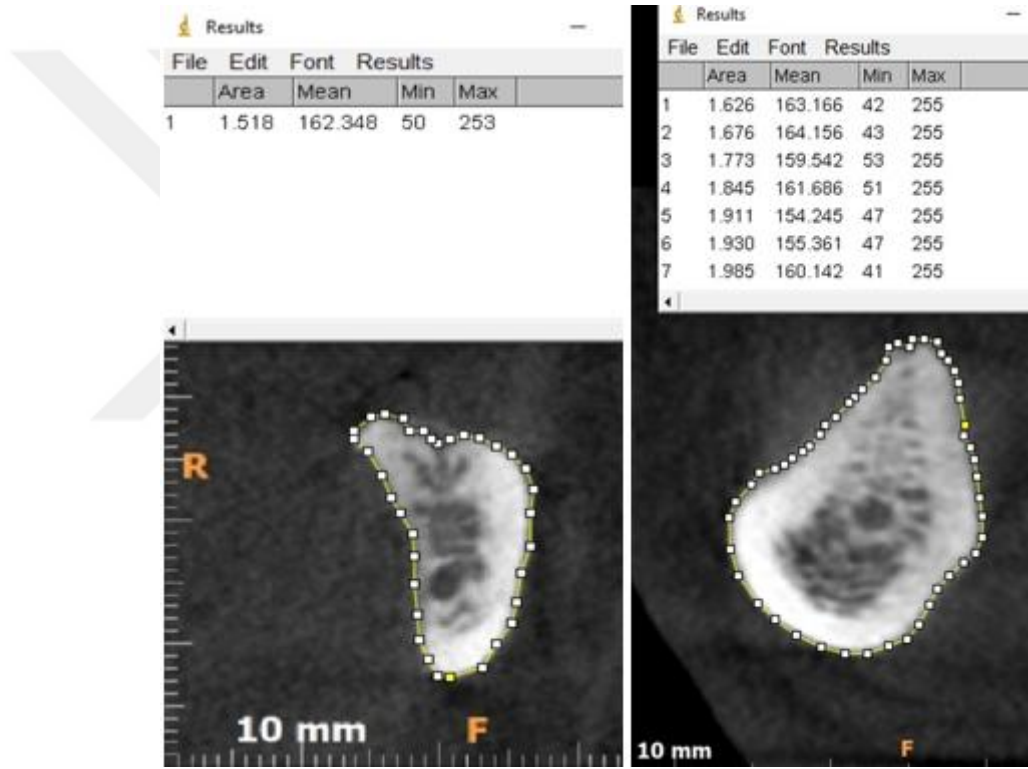
Resim 3.11 A. Preoperatif KIBT görüntüsü. B ve C. Postoperatif KIBT görüntüleri

Kemik yapısının değerlendirilmesi kalitatif ve kantitatif yöntemler ile yapıldı. Kemik augmentasyonunun kalitatif değerlendirilmesinde postoperatif trabeküler yapının mikrostrüktürü hakkında bilgi veren fraktal boyut analizi kullanıldı. Toplam kemik miktarının belirlenmesinde de Cavalieri prensibi ile hacim hesaplaması yapıldı. Fraktal boyut analizinde augmentasyon yapılmış alan içinde seçilen ilgili alan (region of interest, ROI) seçilecek ve White ve Rudolph'un çalışmalarında yararlandığı kutu sayma yöntemi (box counting metodu) burada hastalara ait panoramik radyografik görüntüler kullanılarak fraktal boyut analiz işlemleri gerçekleştirildi (147).

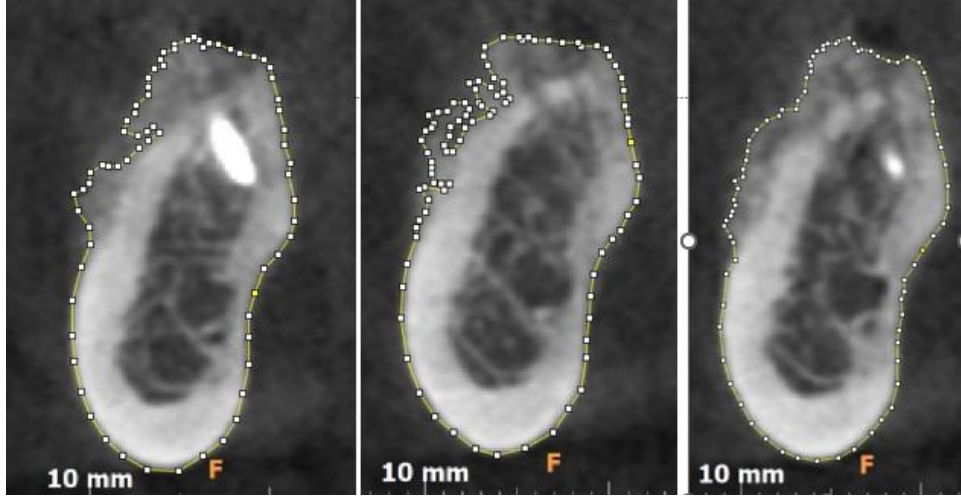
Kemiğin preoperatif ve postoperatif kantitatif değerlendirilmesi, operatif işleme ait kemik kazancını göstereceği için KIBT kesit görüntüleri üzerinde Cavalieri prensibi ile hesaplanarak karşılaştırıldı. Bu hesaplamada öncelikle augmentasyon yapılan kemik bölgesinin standardizasyonu multiplanar kesitlerde rehber anatomik noktalar belirlenerek yapıldı. Alt çenede standart bir sagittal düzlem elde etmek için öncelikle premolar ve molar bölgedeki kemiğin orta noktası alındı. Daha sonra bu standart sagittal görüntü üzerinde menton ve gonion noktalarına teğet geçen bir düzlem ile standart aksiyal düzlem elde edildi. Bunu takiben açılı koronal kesitlerde ön sınır mental foramenin bitiş noktası olacak şekilde, arka sınır ise antegonial çentiğin en derin noktası ile üstte tüber maksillanın pterigoid lamina ile birleşim yaptığı nokta arasındaki hayali çizgi olarak belirlendi. Ön sınır ve arka sınır arası bölge ölçüm bölgesi olarak değerlendirildi. Elde edilen kesitler

JPEG formatına çevrildi. Ardından ImageJ (National Institutes of Health, Bethesda, USA) yazılımı yardımıyla planimetri yöntemi kullanılarak seçilen açılı koronal kesitlerin her birinin alan ölçümü yapıldı ve bunların toplam değeri, kesit aralığı ve dilim kalınlığının toplamına çarpılarak total hacim değeri hesaplandı. Preoperatif ve postoperatif değerler karşılaştırılarak kemik kazancı kantitatif olarak belirlendi.

Üst çenede, tüber maksillanın pterigoid lamina ile birleşim yaptığı nokta ile maksiller sinüsün başladığı kesit arası bölge ölçüm alanı olarak belirlendi. Aynı şekilde kret dik ayarlanacak olan açılı koronal kesitler üzerinde Cavalieri prensibi kullanılarak (alt çenedeki gibi) preoperatif ve postoperatif karşılaştırma yapıldı.

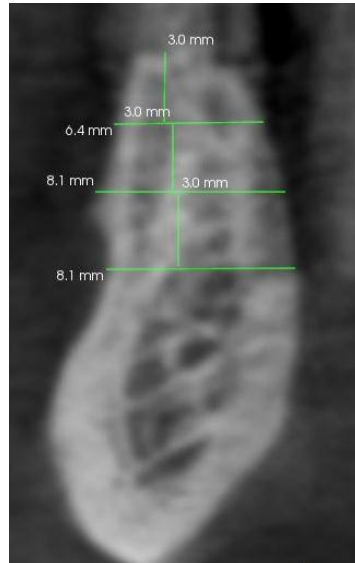


Resim 3.12 Preoperatif hacimsel kemik değerlerinin planimetri yöntemi ile ölçülmesi



Resim 3.13 Postoperatif hacimsel kemik değerlerinin planimetri yöntemi ile ölçülmesi

Kemik augmentasyonunun alveolar kemiğin koronal-apikal yöndeki boyut ölçümleri KIBT dental ark eğrisi ne dik elde edilmiş kesitler üzerinde yapıldı. Her bir augmentasyon bölgesinde, implant yerleştirilmiş bölgelere komşu olan alanlarda bölgenin augmentasyon öncesi ve sonrası aynı hizaya rast gelecek şekilde rehber noktalar saptandıktan sonra elde edilen kesit üzerinde alveolar tepe noktasından apikal yöne doğru üçüncü, altıncı ve dokuzuncu milimetre uzaklıktaki seviye belirlendi ve her biri için horizontal yönde milimetrik ölçümler yapıldı. Augmentasyon öncesi ve sonrası değerler tablollaştırıldı.



Resim 3.14 Horizontal kemik değerlerinin kret tepesinden 3, 6 ve 9 mm derinliklerdeki radyografik ölçümleri

3.3 İstatiksel Analiz

İstatistiksel analizde SPSS for Windows 17.0 (SPSS INC, ABD) programı kullanıldı. Verilerin normal dağılıma uygunluğu Shapiro Wilk testi ile değerlendirildi. Tanımlayıcı istatistikler ortanca, ortalama, standart sapma, minimum-maksimum, standart hata ve frekans değerleri olarak verildi. Zamana bağılı değişikliklerin karşılaştırılması sırasında Wilcoxon testi kullanıldı. Analizlerde $p < 0.05$ düzeyi istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.



4. BULGULAR

Yaşları 23 ile 65 arasında değişen, 5 erkek (%41,7) 7 kadın (%58,3) toplam 12 hastada PCL skafoldları ile augmentasyon cerrahisi gerçekleştirilmiştir. Hastaların ortalama yaşı 45,9'dur. Kadınların ortalama yaşı 48,7 iken; erkeklerin ortalama yaşı 42 hesaplanmıştır. Hastalara 27 adet dental implant uygulanmıştır. Bu implantlardan 25 tanesi (%92,6) alt çeneye, 2 tanesi (%7,4) üst çeneye yerleştirilmiştir. Hastalara yerleştirilen implantların çapı en az 3,7 mm, en çok 4,7 mm olup ortalama implant çapı 3,97 mm iken; implantların boyu en az 7 mm, en çok 13 mm olup ortalama implant boyu 10,2 mm olarak hesaplanmıştır. Çalışmamızda yer alan hastaların yaş, cinsiyet, implant (diş) numarası, implant markası, implant çapı (mm cinsinden) ve implant boyuna (mm cinsinden) göre dağılımı Tablo 4.1 gösterilmiştir.

Tablo 4.1 Çalışmadaki hastaların yaş, cinsiyet, takip süresi, implant numarası, markası implant çapı ve boyuna (mm cinsinden) göre dağılımı

HASTA SAYISI/ CİNSİYETİ	YAŞ	İMLANT NUMARASI	İMLANT MARKASI	İMLANT BOYU/M	İMLANT ÇAPI/MM	TAKİP SÜRESİ /AY
1. K	40	46	BEGO	7	4,5	20
2. K	40	34-36	BEGO	10-10	4,1-3,75	20
3. K	63	41-43	MODE	13-13	3,7-4,3	13
4. K	63	33	MODE	13	4,1	14
5. E	34	43-45	MODE	11,5-10	4,1-3,7	18
6. E	34	31-33-35	MODE	11,5-11,5-8	4,1-4,1-4,1	19
7. K	54	44-46-47	BEGO	11,5-10-8,5	3,75-3,75-3,75	18
8. E	35	34-36-37	MODE	10-10-10	3,7-3,7-4,1	14
9. E	42	24-26	MODE	11,5-10	4,1-4,7	16
10. K	23	34-35-37	MODE	10-10-10	3,7-4,1-4,1	12
11. E	65	34-35-37	BEGO	8,5-11,5-8,5	3,75-3,75-4,1	12
12. K	58	44-46	NOBEL	10-8,5	4,3-3,75	16

Operasyon sırasında ve operasyonu takiben 1. ayın her haftasında ve sonrasında 6 ay boyunca aylık periyotlarla klinik bulgular ve komplikasyon oranları değerlendirilmiştir. Augmentasyonu takiben ilk haftasında 4 hastada şişlik, üç hastada geçici parestezi gelişmiştir. Takip sürecinin 3. haftasında bir hastada sütür artığının kalması sebebiyle enflamasyon gelişmiş ancak tedavi edildikten sonra iyileşmiştir. Takip döneminin 4. haftasında, 3 ve 4. aylarında toplam 3 hastada skafoldun 2-3 mm açılma gözlemlenmiştir. Ancak bu açılmalar skafoldun işlevini sağlamasına engel oluşturmamıştır. Altıncı ayın sonunda gerçekleştirilen implant cerrahisinde sadece bir hastada ödeme bağlı oluşan geçici parestezi gözlemlenmiştir.

Tablo 4.2 PCL skafoldları ile augmentasyondan sonraki takip döneminde gelişen komplikasyonların dağılımı

Gelişen Komplikasyonlar	Augmentasyon cerrahisi sonrası takip süresinde gelişen komplikasyonların sayısı/ bu süreçte devam eden komplikasyonların sayısı								
	1. Hafta	2. Hafta	3. Hafta	4. Hafta	2. Ay	3. Ay	4. Ay	5. Ay	6. Ay
Şişlik	4	0 /4	-	-	-	-	-	-	-
Enflamasyon	-	-	1	-	-	-	-	-	-
Geçici Parestezi	3	-/3	-/1	-	-	-	-	-	-
Kalıcı Parestezi	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Greft ekspozu	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Skafoldun açılması	-	-	-	1	-/1	1/1	1/2	-/3	-/3
Skafoldun çıkarılması	-	-	-	-	-	-	-	-	-

Radyografik takip süresi ise tüm hastalar için başlangıç ve 6. ay olmak üzere değerlendirilmiştir. Elde edilen tomografik veriler üzerinde preoperatif ve postoperatif hacimsel kemik değerleri Cavalieri prensibi ile ölçülerek kazanılan hacimsel kemik miktarı hesaplanmıştır (Tablo 4.3).

Tablo 4.3 Preoperatif, postoperatif ve kazanılan hacimsel kemik değişkenleri

Hasta sayısı / Cinsiyeti	Preoperatif Hacimsel Kemik Değeri cm ³	Postoperatif Hacimsel Kemik Değeri cm ³	Kazanılan Hacimsel Kemik miktarı cm ³
1. K	5,1872	5,443	0,2558
2. K	5,4212	5,6768	0,2556
3. K	5,3324	5,59	0,2576
4. K	5,9128	6,1048	0,192
5. E	8,389	9,4564	1,0674
6. E	2,0626	3,6476	1,585
7. K	3,627	4,453	0,826
8. E	7,4532	7,9146	0,4614
9. E	2,6792	4,9538	2,2746
10. K	6,904	8,312	1,408
11. E	4,246	4,824	0,578
12. K	8,530	9,076	0,546

Kazanılan hacimsel kemik değerinin minimum değeri 0,19 cm³, maksimum değeri 2,27 cm³, ortalaması ise 0,80 cm³ ölçülmüştür. Ayrıca, bu hacim değerleri üzerindeki değişkenliği gösteren standart sapma ise 0,65 cm³ olarak belirlenmiştir. Preoperatif ve postoperatif dönemlerde ölçülen hacimsel kemik miktarı arasında yapılan karşılaştırmada, istatistiksel olarak anlamlı oranda yüksek farklılık tespit edilmiştir (p=0,002). Bu bulgu, işlem sonrasında kemik hacminde önemli bir artışın olduğunu göstermektedir (Tablo 4.4).

Tablo 4.4 Preoperatif, postoperatif kazanılan hacimsel kemik değerlerinin istatistiksel verileri

Değerler	Preoperatif Hacimsel Veri cm ³	Postoperatif Hacimsel veri cm ³	Kazanılan Hacimsel Kemik miktarı cm ³
Ortalama	5,4787	6,2877	0,8090
Ortanca	5,3768	5,634	0,5620
Standard Sapma	2,099	1,917	0,6548
Minimum Değer	2,06	3,65	0,19
Maksimum Değer	8,53	9,46	2,27
P		0.002	

p < 0,05 (anlamlı), *p < 0,01 (yüksek oranda anlamlı)

Kemiğin preoperatif ve postoperatif kalitatif değerlerinin ölçülmesi için fraktal boyut analizi kullanılmıştır (147). Fraktal analiz yardımıyla augmentasyon sonrası trabeküler yapının mikrostrüktürü değerlendirilmiş, elde edilen Fraktal Boyut (FB) değerleri hesaplanmıştır (Tablo 4.5).

Tablo 4.5 Fraktal boyut analiziyle preoperatif ve postoperatif olarak kemiğin mikro-yapısının değerlendirilmesi

Hasta sayısı / Cinsiyeti	Preoperatif FB değerleri	Postoperatif FB değerleri
1. K	1,3413	1,6024
2. K	1,4057	1,4407
3. K	1,2044	1,4161
4. K	1,4706	1,5156
5. E	1,5542	1,3358
6. E	1,3961	1,3675
7. K	1,5110	1,5156
8. E	1,3075	1,3635
9. E	1,3020	1,1203
10. K	1,3850	1,4062
11. E	1,4039	1,4255
12. K	1,2655	1,4047

- FB-Fraktal Boyut

Tablo 4.6 'da fraktal boyut analizinin istatistiksel değişkenleri ve sonuçları gösterilmiş ($p=0,239$), preoperatif ve postoperatif FB değerleri arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır (Tablo 4.6).

Tablo 4.6 Fraktal boyut analizi değerlerinin istatistiksel verileri

Değerler	Preoperatif FB değeri	Postoperatif FB değeri
Ortalama	1,3789	1,4095
Ortanca	1,3906	1,4112
Standard Sapma	0,1018	0,11
Minimum Değer	1,20	1,12
Maksimum Değer	1,55	1,60
P	0.239	

$p < 0,05$ (anlamlı)

Her bir hastada, preoperatif ve postoperatif bölgeler aynı hizaya rast gelecek şekilde rehber noktalar saptandıktan sonra elde edilen kesit üzerinde rezidüel alveoler kretin tepe noktasından apikal yöne doğru üçüncü, altıncı ve dokuzuncu milimetre uzaklıktaki seviye belirlendi ve her biri için horizontal yönde milimetrik ölçümler yapıldı. Augmentasyon öncesi ve sonrası değerler tablollaştırıldı (Tablo 4.7).

Tablo 4.7 Hastaların preoperatif ve postoperatif dönemlerinde kret tepesinden 3, 6, 9 mm derinliklerindeki horizontal kemik değerleri

Hasta Sayısı/ Cinsiyeti	Pre-3mm	Post-3mm	Pre-6mm	Post -6mm	Pre-9 mm	Post-9mm
1. K	4,6	9,7	7,2	10,6	8,3	9
2. K	3,1	5,6	5,4	8,6	8,4	8,4
3. K	3,1	5,5	3,6	6,5	4,5	7,5
4. K	3,4	6,5	4,8	7	5,1	7,5
5. E	1,9	5,4	2,2	7,4	4	9,4
6. E	2,1	7,6	3,2	9,5	5,3	10
7. K	3,3	6,3	6,8	8,2	8,8	8,2
8. E	3,2	6,8	4,2	9	9	9,7
9. E	2,1	5,6	3,5	7	4	7,5
10. K	3,1	7	8,3	11,76	10,1	12,51
11. E	2	5,7	2,5	6,7	4,5	8
12. K	3,3	6,3	4,5	7,5	5,5	8,4

Preoperatif ve postoperatif dönemlerde hastaların kret tepesinden 3, 6, 9 mm derinliklerindeki horizontal kemik değerleri incelendiğinde, elde edilen istatistiksel değerler anlamlı olarak önemli bulunmuştur. Yapılan istatistiksel analiz sonuçlarına göre:

- Kret tepesinden 3 mm derinlikteki horizontal kemik değerleri için p değeri 0,002 olarak bulunmuştur.
- Kret tepesinden 6 mm derinlikteki horizontal kemik değerleri için p değeri 0,002 olarak belirlenmiştir.
- Kret tepesinden 9 mm derinlikteki horizontal kemik değerleri için p değeri ise 0,004 olarak hesaplanmıştır.

Tablo 4.8 Preoperatif ve postoperatif dönemlerde kret tepesinden 3, 6, 9 mm derinliklerdeki horizontal kemik değerlerinin istatistiksel verileri

Değerler	Pre-3mm	Post-3mm	Pre-6mm	Post-6mm	Pre-9mm	Post-9mm
Ortalama	2,93	6,5	4,68	8,31	6,45	8,84
Ortanca	3,1	6,3	4,35	7,85	5,4	8,4
Standard Sapma	0,78	1,21	1,91	1,64	2,26	1,44
Minimum Değer	1,9	5,4	2,2	6,5	4	7,5
Maksimum Değer	4,6	9,7	8,3	11,76	10	12,5
P	0,002		0,002		0,004	

p <0,05 (anlamlı), *p <0,01 (yüksek oranda anlamlı)

Alveoler kretin 3, 6, 9 mm derinliklerinde elde edilen ortalama kemik kazanımı sırasıyla 3,56 mm, 3,63 mm ve 2,38 mm olarak hesaplanmıştır.

Augmentasyon bölgesine uygulanan 27 dental implant, en az 6 ve ortalama 10 ay boyunca takip edilmiştir. Klinik ve radyografik muayeneler sonucunda hiçbir implantta kayıp gözlemlenmemiştir. Bu nedenle, implant sağkalım oranı %100 olarak değerlendirilmiştir.

5. TARTIŞMA

Dental implant tedavisi, diş eksiklikleri için etkili bir çözüm olmasına rağmen, yetersiz kemik hacmi durumu implant yerleştirme sürecini zorlaştırabilir. Diş kaybı sonrasında kemik hacmindeki rezorpsiyonlar kaçınılmaz olup, ilk yıl içinde, kemik genişliğinde %25'lik bir kayıp ve genel olarak 4,0 mm'lik bir yükseklik azalması gözlemlenmiştir. İlk üç yıl içinde, diş kaybı sonucu rezidüel kret hacminde %40 ila %60 arasında bir kayıp meydana gelebilir (72,148,149). Bu nedenle, eksik kemik defektlerinin augmentasyonu, implantların başarılı bir şekilde yerleştirilebilmesi için genellikle gereklidir.

Kemik defektinin konumu, geometrisi ve boyutu, kullanılacak greft malzemesi miktarının önceden belirlenmesi cerrahi tekniğin seçilmesi konularında kritiktir. Ayrıca, donör greft elde edilecekse donör greftin yerinin belirlenmesinde de yardımcıdır.

Kemik defektleri, sadece kemik dokusunun değil, aynı zamanda çevreleyen yumuşak dokuların da etkilendiği kompleks durumlardır. Bu durum, estetik açıdan önemlidir. Bu nedenle kemik augmentasyon işleminin çevredeki yumuşak dokular üzerindeki etkilerini değerlendirmek önemlidir.

Yönlendirilmiş kemik rejenerasyonu, otojen kemik bloğu greftleri, distraksiyon osteogenezi, alveoler kret split tekniği ve çenelerin segmental osteotomileri ve bu yöntemlerin kombinasyonları, bu amaçla kullanılan teknikler arasında yer almaktadır.

Bazı durumlarda, augmentasyon prosedürleri implant yerleştirilmesiyle eş zamanlı olarak gerçekleştirilebilirken, diğer klinik durumlarda ise augmente edilmiş rezidüel kretin iyileşme süresine ihtiyaç duyulur. Hem tek aşamalı hem de iki aşamalı augmentasyon prosedürlerinin uzun vadeli hedefi, implant sağkalımı, kemik ve yumuşak doku stabilitesi, yeterli fonksiyona ve optimal estetiğe izin vererek artırılmış kemik hacminin stabilitesini sağlamaktır (93,150).

Milinkovic ve Cordaro 2014 yılında kısmi dişsiz hastalar için 53 ve total dişsiz hastalar için 15 yayından oluşan yayınladıkları bir sistematik derlemede, farklı augmentasyon tekniklerinin ortalama implant sağkalım oranı (OİSO) üzerindeki başarısını ve ortalama komplikasyon oranı (OKO) değerlendirmişlerdir. Dahil edilen çalışmaların heterojenliği nedeniyle spesifik augmentasyon prosedürleri için kesin endikasyonlar çıkarılamamıştır. İmplant yerleştirme sırasında açılma ve fenestrasyonların YKR ile

başarılı bir şekilde tedavi edilebileceğini ileri sürmüşlerdir (OİSO %92,2, OKO %4,99). Kısmen dişsiz kretlerde horizontal defekt mevcut olduğunda iki aşamalı GBR (OİSO %100, OKO %11,9), OBKG (OİSO %98,4, OKO %6,3) ve AKST (OİSO %97,4, OKO %6,8) yöntemlerinin etkili olduğu belirtmişlerdir. Vertikal defektlerinde ise eşzamanlı ve iki aşamalı GBR (sırasıyla OİSO %98,9, OKO %13,1 ve OİSO %100, OKO %6,95), kemik blok greftleri (OİSO %96,3, OKO %8,1) ve DO (OİSO %98,2, OKO %22,4) yöntemlerinin güvenilir olduğu göstermişlerdir. Dişsiz hastalarda kemik blok greftlerinin kullanılabilirliğine (OİSO %87,75) ve Le Fort I osteotomilerinin uygulanabilirliğine (OİSO %87,9) ancak yüksek komplikasyon oranıyla ilişkili olduğuna dair kanıtlar sunmuşlar (97).

Bizim çalışmamızda, PCL skafoldları kullanılarak 12 hasta YKR yöntemi ile augmented edilmiştir. Sadece 3 hasta da 1-3 mm boyutunda membranda fenestrasyon geliştiği gözlemlenmiştir (%25). Bu duruma rağmen, fenestrasyonların greft ve augmentasyon sahasında nekroz veya enfeksiyon belirtilerine neden olmamıştır. Minimum 6 ve ortalama 10 ay takip süresi boyunca yerleştirilen 27 implantın klinik ve radyografik muayeneleri sonucunda hiçbirinde kayıp gözlemlenmemiştir. İmplant sağkalım oranı %100 olarak değerlendirilmiştir. Bu sonuçlar PCL skafoldlarının augmentasyon cerrahisinde güvenilir bir şekilde kullanılabilirliğini destekliyor.

YKR, lokalize alveoler kret defektlerinin augmentasyonu için en iyi belgelenmiş ve yaygın olarak kullanılan prosedürlerden biridir (150). YKR tekniklerinde ana prensip, greft malzemesinin stabilizasyonunu desteklemek ve greftin kemikleşme döneminde fibroblastlar ve epitelyal hücreler gibi osteojenik olmayan hücrelerin bariyer membranlarla göçünü önlemeyi amaçlamaktır. Büyük defektlerde kullanılacak partiküler greftlerin genellikle otojen kemik greftleri ile karıştırılması önerilir (151).

YKR yönteminin başarısızlığının kritik nedeni olan yara açılmasını önlemek için gerilimsiz primer kapamanın sağlanması önemli bir faktördür. Garcia ve ark. yürüttükleri bir çalışmada, GBR prosedürlerini takiben membranın açığa çıkmasının kemik augmentasyon işleminin sonuçları üzerinde etkisini değerlendirmişler. Dişsiz alveoler kret bölgelerinde, membran açılması gözlemlenmeyen bölgeler, membran açılması müşahade edilen bölgelere kıyasla %74 daha fazla yatay kemik kazanımı elde edildiği belirtilmiştir. Ayrıca, peri-implant defektleri için augmentasyon işlemi gerçekleştirilen hastalarda,

membrana ekspozu yaşanmayan vakalarda %27 daha fazla defekt onarımı gözlemlenmiştir (152).

Bariyer membranlar fiksasyonu stabil ve sağlam bir şekilde sabitlenmelidir. Eğer bariyer membranda veya yumuşak dokuda açılma gözlemlenirse, sekonder enfeksiyonu önlemek için sıkı bir takip yapılmalıdır. Bizim çalışmamızda, takip döneminin 4. haftasında, 3 ve 4. aylarında toplam 3 farklı hastada skafoldda 2-3 mm açılma gözlemlenmiştir. Takip döneminin sonraki evrelerinde membran ekspozu gelişen vakalarda açıklığın boyutu büyümemiş ve ekspozu bağlı herhangi bir komplikasyon gelişmemiştir. Ancak gelişen bu komplikasyon augmentasyonun başarısını olumsuz yönde etkilememiştir. Açılma gözlemlenen hastaların tamamı kadın hastaydı. Bu komplikasyon gelişmiş hastalarda tomografik ölçümlerine göre alveoler kretin 3 mm derinliğinde horizontal olarak 2,75 mm, 3 mm ve 3 mm kemik kazanımının sağlandığı ölçülmüştür. Ayrıca, hastalara uygulanan minimum implant çapının 3,75 mm olduğunu belirtmek önemlidir.

AKST, implant yerleştirmek için uygun olmayan dar kretlerin yatay olarak genişletilmesi amacıyla kullanılan bir cerrahi tekniğidir. Bu yöntem, bazı çalışmalara göre %98 ile %100 arasında başarı oranına sahiptir (150).

Bu tekniğin önemli bir avantajı, uygulanacak greft materyali için zengin bir damar ağı sağlayan endosteal iliğe erişim sağlamasıdır. Diğer bir avantajı ise özellikle estetik alanlarda kullanıldığında, gingivoalveoler kretin devamlılığının korunmasıdır. Ancak, çok ince alveoler kretlerde, kemiğin anatomik yapısındaki konkaviteelerin bulunması ve vertikal kemik yetersizliği gibi durumlarda tekniğin uygulanamaması, bu tekniğin dezavantajlarından biri olarak değerlendirilebilir (93,100,104,105,150).

Anitua ve ark. tarafından gerçekleştirilen bir çalışmada, maksilla ve mandibulanın horizontal yönde augmentasyonu için kret split tekniği kullanılmıştır. Çalışma kapsamında, 15 kadın hasta incelenmiştir. Altı aylık takip süresinin sonunda, ortalama kemik kazancının 3,35 mm olduğu bildirilmiştir. Ayrıca, ortalama 16,73 aylık hasta takibinde dental implant kaybının gözlenmediği ve başarı oranının %100 olduğu raporlanmıştır (153).

Sethi ve ark. maksiller bölgede yatay kemik kazancı elde etmek amacıyla alveoler kret split tekniği uygulamışlardır. Çalışmada 150 hastaya 449 implant yerleştirilmiş ve 5 yıllık takip yapılmıştır. On iki implanttan 8'i erken evrede enfeksiyon nedeniyle ve 4

implant osseointegre olmadığı için kaybolduğu rapor edilmiştir. Beş yıllık takip süresinde, implant sağkalım oranının %97 olduğu belirtilmiştir (154).

Çalışmamızda elde ettiğimiz ortalama kemik kazanımı rezidüel alveoler kretin 3 mm derinliğinde 3,56 mm olarak ölçülmüştür. Dental implant cerrahisi sonrası ortalama 10 aylık takipte implant kaybı gözlemlenmemiştir ve implant sağkalım oranının %100 olarak değerlendirilmiştir.

Zhang ve ark. anterior maksillaya uyguladıkları augmentasyon vakalarında, YKR ile birlikte AKST tekniğinin radyografik sonuçlarını tek başına YKR yöntemi ile karşılaştırmışlar. AKST grubunda 51 implantla 40 hasta, YKR grubunda ise 49 implantla 40 hasta dahil edilen çalışmada, implantın boynundan 0 ila 4 mm mesafedeki bukkal kemik kalınlığı (BKK) preoperatif ve ameliyattan 6 ay sonra KIBT kullanılarak analiz edilmiştir. Her iki zaman noktasında da BKK'de iki grup arasında istatistiksel anlamlı bir farklılık bulunmamıştır. Ancak, AKST ile birlikte YKR grubunda daha fazla BKK korunduğunu belirtmişler (155).

Chiapasco ve ark. YKR'ni DO ile karşılaştırmışlar ve her iki yöntemin de implant yerleştirilmesi için alveoler kemik augmentasyonunda eşit derecede etkili olduğunu bulmuşlar ve ayrıca DO'da vertikal kemik kazanımının uzun vadeli prognozunun daha öngörülebilir olduğunu belirtmişler (156).

DO yönteminin en belirgin avantajlarından biri, kemik kazanımının doğal bir süreç olan kemik osteogenezi ile gerçekleşmesi ve bunun aynı zamanda yumuşak doku rejenerasyonu ile desteklenmesidir. Distraksiyon osteogenezi, vertikal kemik büyütme ihtiyacı olan durumlarda diğer tekniklere göre daha az morbiditeye sahiptir. Ayrıca, donör alana ihtiyaç duyulmaması, cerrahi işlemi daha da basitleştirebilir (150,156).

Ancak, DO tekniği, horizontal yöndeki kemik kayıplarını augmented etme konusunda sınırlı bir etkiye sahiptir. Jensen ve ark. maksiller ön bölgenin augmentasyonu amacıyla DO tekniği kullandıkları bir çalışmada, ortalama vertikal kemik kazancında 6,5 mm'lik bir başarı elde ederken, yatay yönde edilen kemik kazanımının ortalamasının 2 mm'den daha az olduğunu belirtmişler. Toplamda 84 dental implantın uygulandığı bu çalışmada, 8 dental implantın yükleme aşamasında kaybedildiği rapor edilmiştir, bu da %9,6'lık bir kayıp oranına denk gelmektedir. (157).

Aronson ve ark. yaptıkları deneysel çalışmada, DO tekniğinin başarısızlıklarını dört ana kategoriye ayırmışlar:

- Kanlanmanın bozulmasına bağlı iskemi,
- Damarsal obstrüksiyona bağlı kistik dejenerasyon,
- Apareyin fiksasyon kaybına bağlı segmentlerin erken birleşmesi,
- Apareyin erken çıkarılmasına bağlı kırık veya çatlak oluşumudur (158).

DO tekniğinin bazı dezavantajları ve distraksiyon cihazının yüksek maliyeti, yöntemin ağız içi uygulamalarını sınırlamaktadır. Distraktörün çıkarılması için ikinci bir cerrahi müdahale gerekmektedir. Ek olarak, lokal enfeksiyon, yanlış distraksiyon vektörü, iskeletsel açık kapanış, hipertrofik skar oluşumu, cihazla ilgili sorunlar ve yumuşak doku açılması gibi çeşitli komplikasyonlar ortaya çıkabilir. Cihaz arızası durumunda, prematür füzyon, fibröz kaynama ve/veya destekleyici kemikte fraktür gibi teknik sorunlardan kaynaklanan komplikasyonlar görülebilir (159). Swennen ve ark. yaptığı çalışmada, hastaların %22'sinde özellikle distraktör cihazına bağlı sorunlar ve lokal enfeksiyonlar nedeniyle komplikasyonlar yaşandığı rapor edilmiştir (160).

SSO tekniği, vertikal kemik augmentasyon işlemlerinde kullanılan bir yöntemdir. Bu tekniğin başarı oranı ve dental implantların uzun vadeli sağkalım oranı, uzun süreli cerrahi sonrası takip ile birlikte yüksektir. Ancak, literatürde SSO tekniğini YKR ile karşılaştıran herhangi bir çalışma yayınlanmamıştır (161).

Felice ve arkadaşlarının yaptıkları randomize kontrollü bir çalışmada SSO tekniği ile augmente edilen 30 hasta değerlendirilmiştir. Araştırmaya, alveoler kret yüksekliği en az 7 ila 8 mm ve kemik kalınlığı 5,5 mm olan hastalar dahil edilmiştir. İşlem sonrasında, 4 hastada yumuşak doku açılması, 16 hastada geçici parestezi ve 3 hastada operasyon sırasında segment kırığı rapor edilmiştir. Toplamda 61 dental implant kullanılmış ve 5 yıllık takip süresinde dental implant sağkalım oranı %95,1 olarak bildirilmiştir (115).

Esposito ve ark., alveoler kret yüksekliği 5-7 mm olan 15 hastaya SSO tekniğini uygulamışlardır. Bu çalışmada 1 hastada yumuşak doku açıklığı ve 10 hastada geçici inferior alveolar sinir hasarı rapor edilmiştir. Üç yıllık takipte dental implant devamlılığının %96,7 olduğu bildirilmiştir (162)

Pistilli ve arkadaşları yaşları 42 ile 70 arasında değişen 20 hastayı SSO tekniği ile tedavi etmişler. Klinik değerlendirmelerin sonucunda, 1 hastada kemik fragmanında kırık,

3 hastada yara bölgesinde açılma ve 14 hastada geçici inferior alveolar sinir duyu kaybı rapor edilmiştir. Bir yıllık takip süresi boyunca, dental implant devamlılığının %93,5 olduğu bildirilmiştir (125).

SSO'da kemik segmentleri arasına uygulanan partiküler greft materyalinin beslenmesi her iki kemik fragmanından gelen damarlarla sağlandığı için augmentasyon sonrası rezorpsiyon az gözlemlenmektedir (161). Bu durum, OBKG ve YKR ile kıyaslandığında yöntemin avantajlarından biri olarak değerlendirilebilir. Ancak, SSO'nun sadece horizontal olarak yeterli olduğu, vertikal kemik defektlerinde uygulanabilir olması, minimal rezidüel kretin dikey boyutunun 4 mm'den az olmaması ve potansiyel komplikasyonların göz önüne alınması durumunda, bu tekniğin diğer yöntemlere kıyasla kullanım alanlarını sınırlandırır.

Çalışmamızda, augmentasyon sonrası 6 aylık takip süresinin sonunda, alveoler kretin 3 mm derinliğinde ortalama kemik kazancının 3,56 mm, 6 mm derinliğinde ise 3,63 mm ölçüldü. Ayrıca, ortalama 10 aylık hasta takibinde dental implant kaybının gözlenmediği ve başarı oranının %100 olduğu değerlendirildi.

Elde ettiğimiz sonuçlar, PCL skafoldlarının YKR'de kullanılması, etkili bir horizontal kemik kazancı sağlamada başarılı bir seçenek olabileceğini göstermektedir.

Augmentasyon cerrahisinde otojen kemik grefti kullanımı altın standart olarak kabul edilmektedir. OBKG yöntemleri ile hem blok hem de partiküler otojen kemik materyali, ağız içi ve ağız dışı birçok bölgeden elde edilebilir. Tek başına kullanılabildiği gibi partiküler kemik greft materyalleri ile kullanımı hem cerrahi saha morbiditesini azaltmakta hem de cerrahi işlemi basitleştirmektedir (93,100).

OBKG yöntemi, alveoler kemiğin horizontal yetersizliği durumunda da sıklıkla tercih edilen bir diğer tekniktir. Ancak başarılı bir sonuç alabilmek için greftin alıcı saha ile mümkün olduğunca çok sayıda temas etmesi, sağlam bir şekilde stabilize edilmesi ve kanla beslenmesi için de dekortikasyon işleminin gerçekleştirilmesi gerekmektedir (163). Bu tekniğin başarısı, kullanılan otojen greftin anjiogenezisine ve revaskülarizasyonuna bağlıdır. Bu yöntemle yapılan horizontal kemik augmentasyonları sonrasında, 5 mm'ye kadar varan kemik kazanımları elde edilebildiği bildirilmiştir (164).

Histolojik olarak OBKG materyalinin augmentasyon işlemlerinde daha etkili olduğu gözlemlenmiş olsa da ağız içinden blok kemik grefti elde etmenin sınırlı olması ve

bu işlemin sekonder morbiditesi nedeniyle YKR ile yapılan augmentasyon işlemleri kemik kazanımı için bir alternatif olabileceği düşünülmektedir (165). Ek olarak, YKR yöntemi, OBKG yöntemine göre daha basit ve komplikasyon açısından daha az risk oluşturan bir yöntemdir.

Aghaloo ve ark. bir sistematik derlemede, farklı alveolar kret augmentasyonu işlemi gerçekleştirilmiş ve farklı greft malzemeleri kullanılmış yayınlarda implant sağkalım oranını değerlendirmiştir. Otojen ve otojen/kompozit greftler içine yerleştirilen implantların sağkalım oranı %92, allojenik/non-otojen kompozit greftler içine yerleştirilen implantların sağkalım oranı %93,3, alloplastik ve alloplastik/ksenogreft materyalleri içine yerleştirilen implantların sağkalım oranı %81 ve sadece ksenogreft materyalleri içine yerleştirilen implantların sağkalım oranı %95,6 olarak raporlamıştır. Alveolar kret augmentasyonu sonrası toplam 2.620 implant yerleştirilmiş olup, takip süreleri 5 ila 74 ay arasında değişmiştir. İmplant sağkalım oranları GBR için %95,5, onlay veneer greft (OVG) için %90,4, DO için %94,7 ve kombine OVG ile interpozisyonel yöntem için %83,8 olarak belirlenmiştir (166).

Çalışmamıza dahil edilen hastaların augmentasyon işlemlerinden sonraki takip süresi 12 ila 20 ay arasında değişirken, implant yerleştirilmesinden sonraki takip süresi 6 ila 14 ay arasında değişmektedir. Bu takip süresi boyunca, yerleştirilen 27 implantın klinik muayeneleri sonucunda hiçbirinde kayıp gözlemlenmemiş, bu nedenle implant sağkalım oranı %100 olarak değerlendirilmiştir.

Otojen, allojenik, alloplastik ve ksenogreft gibi partiküllü kemik malzemeleri, tek başına veya büyüme faktörleri, membranlar veya her ikisiyle kombinasyon halinde başarıyla kullanılmıştır. Allogreftler, aynı türün genetik olarak farklı üyeleri arasında aktarılan greftlerdir. Bu greftler, daha yüksek miktarlarda bulunma avantajına sahiptir ve otojen greftlere bağlı ikinci bir cerrahi alanla ilişkili morbiditeyi azaltabilir. Allogreftler, otojen greftlerin yerine veya onlarla kombinasyon halinde kullanılarak augmentasyon prosedürlerinde uygulanabilir (167). Araştırmalar, demineralize dondurularak kurutulmuş kemik allogreft (DFDBA) preparasyonlarında büyüme ve farklılaşma faktörlerinin mevcut olduğunu göstermiştir (168).

Otojen kemik greftleri rejenerasyonunun üç temel mekanizması olan osteogenez, osteokondüksiyon ve osteoindüksiyon gibi özelliklerin tümüne sahiptir (139).

Kloss ve ark. yaptıkları bir çalışmada, tek dişi içeren vertikal ve horizontal kemik defektleri için allojenik blok kemik grefti ile otojen blok kemik greftini karşılaştırmışlardır. Herhangi bir zaman noktasında vertikal ve horizontal kemik kazanımı açısından otojen ve allojenik kemik greftleri arasında önemli ölçüde farklılık olmadığını belirtilmiştir. Ek olarak, otojen (12 ay sonra ortalama büzülme oranı: %12,5 ± %7,8) ve allojenik onlay greftler (12 ay sonra ortalama büzülme oranı: %14,4 ± %9,8) arasında greftin remodelling oranları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığını da raporlamışlardır (169).

Yapılan çalışmalara dayanarak, augmentasyon cerrahisinde, allojenik kemik greft malzemesinin, ksenogreft ve sentetik kemik greft malzemelerine kıyasla benzer veya daha olumlu sonuçlar ortaya koyabileceği görülmektedir (170–173).

Tosta ve ark. yaptıkları bir çalışmada, maksiller sinüs tabanı yükseltme operasyonunda kullanılan sentetik kemik greft malzemesinin histolojik olarak düzensiz bir matriks yapısı izlediğini belirtmişlerdir. Bununla birlikte, çevresindeki yeni oluşan kemikle birlikte yaygın yumuşak doku invazyonunun gözlemlendiği de rapor edilmiştir (173).

Kolerman ve ark. bir klinik çalışmada, maksiller sinüs tabanı yükseltme operasyonunda allojenik ve sentetik kemik greft materyallerinin etkisi değerlendirmişlerdir. Çift taraflı augmentasyon yapılan 13 hastada bir tarafta allojenik, diğer tarafta sentetik kemik greft materyali kullanılmıştır. Dokuz aylık takip sonucunda, dental implant cerrahisinden alınan histolojik örneklerde, yeni kemik dokusu oluşumu ve çok az bağ dokusu infiltrasyonu gözlemlenmiştir. Sentetik kemik greft materyali uygulanan tarafta ise kronik inflamatuvar hücrelerin, özellikle lenfositlerin ve kemik trabekülleri arasında bağ dokusu oluşumu gözlemlenmiştir (172).

Kubosch ve ark. yaptıkları bir çalışmada, kemik defektlerinin augmentasyonu için 116 hastada allojenik kortikokansellöz kemik greft materyali ve diğer 116 hastada ise ksenogreft veya sentetik kemik greft materyalini kullanmışlardır. Elektron mikroskopunda üç greft materyalinde de osteoblastların materyale adaptasyonu ve ekstraselüler matrikste hücrel depozisyon gözlemlenmiştir (171).

Felice ve ark.'nın yürüttüğü çalışmada, çift taraflı augmentasyon işlemi yapılan hastalarda bir tarafta otojen (kontrol grubu), diğer tarafta ise ksenogreft kullanılmıştır (çalışma grubu). Dört aylık takip sonucunda, kontrol grubunda ortalama kemik kazanımı 4 mm olarak kaydedilirken, çalışma grubunda bu değer 5,6 mm olarak rapor edilmiştir. Bir

yıllık takip süresi boyunca, kemik rezorpsiyonu açısından gruplar arasında anlamlı bir farklılık bulunmadığı bildirilmiştir (120).

Benzer olarak, Dottore ve ark. bir çalışmada, bir kontrol grubunda otojen greft, çalışma grubunda ise hidroksiapatit greft materyali kullanmışlar. Altıncı ayın sonunda, kontrol grubunda ortalama 6,5 mm kemik kazanımı elde edilirken, çalışma grubunda bu değer 7 mm olarak rapor edilmiş ve istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadığı belirtilmiştir (130).

Donos ve ark. yaptığı çalışmada, maksilla ve mandibulanın augmentasyonunda otojen kortikokansellöz blok kemik grefti kullanılmıştır. Çalışmada 6 aylık erkek albino Wistar rat'ları kullanılmış olup, 51 adet denek üç gruba ayrılmıştır. Gruplar, maksilla, mandibula ve kullanılan fiksasyon vidalarına göre belirlenmiştir. Rezorbe olmayan PTFE membran kullanılarak yapılan çalışmada, denekler 60, 120 ve 180 gün boyunca takip edilmiştir. Araştırmacılar, membran uygulamasının yeterli kemik augmentasyonu sağladığını ve uzun dönemde stabiliteyi koruduğunu belirtmiştir. Ancak kontrol grubunda membran uygulanmaması durumunda belirgin greft kaybının gözlemlendiği ifade edilmiştir. Hem membran hem de fiksasyon vidalarının kullanıldığı deneklerde, membranın ağız içine açılması veya parçalanmasına bağlı olarak greft kaybının yüksek olduğu rapor edilmiştir. Bariyer membran kullanılmadan sadece fiksasyon vidaları ile mandibulada yapılan augmentasyonda ise değişen derecelerde rezorpsiyon gözlemlendiği bildirilmiştir. Buna karşılık bariyer membran uygulanan deneklerde rezorpsiyon görülmediği ve yeni kemik oluşumunun sağlandığı belirtilmiştir (174).

Greftlerin bu özelliklerini dikkate alarak bizde çalışmamızda augmentasyon işlemi için allojenik greft (DFDBA) ile kemik kazıyıcı vasıtasıyla elde ettiğimiz partiküler otojen grefti karıştırarak kullandık. Burada otojen grefti kullanmaktaki temel amacımız, augmentasyon sahasında uyguladığımız kemik greft materyalinin vaskülarizasyonunu hızlı bir şekilde sağlayarak iyileşmeyi ve kemikleşmeyi hızlandırmaktır. Aynı zamanda, allojenik greft kullanarak onardığımız defekt için daha az otojen greft gereksinimi ile donör sahaya bağlı oluşan sekonder morbiditeyi azalacaktır. Ayrıca otojen kemik greftlerinin rezorpsiyon gibi dezavantajlarında allojenik kemik greftleri karıştırılarak önlenmiş olacaktır (139,151,175). Kullanılan greft malzemelerine bağlı herhangi bir yabancı cisim reaksiyonu ve enfeksiyon belirtisi gözlemlenmemiştir.

Çalışmamızda YKR için kullandığımız membran, poli(ϵ -kaprolakton) polimerlerinden oluşan PCL skafoldlarıdır. Poli(ϵ -kaprolakton), tamamen biyolojik olarak parçalanabilen, termoplastik bir polyesterdir ve kemik ile kırıldak onarımı için potansiyel uygulamalara sahiptir. Ayrıca, çeşitli formlarda iskele malzemesi olarak başarıyla kullanılmıştır (12,13).

PCL, zaman içinde ester bağlarının hidrolizi yoluyla çözünür. Bu yavaş bozunma, dokunun uzun süre büyümesini desteklerken, mekanik yükü yavaşça yeniden oluşan dokuya aktarmanıza imkan tanır. Ancak bozunma hızı bazen belirli uygulamalar için çok yavaş olabilir, bu da değişiklikleri veya diğer materyallerle birleştirmeyi gerektirebilir. PCL'nin mekanik özellikleri, moleküler ağırlık ve işleme koşulları gibi faktörler ayarlanarak özelleştirilebilir. Bu esneklik, hedef dokunun mekanik özelliklerine uygun destek yapıları oluşturmayı mümkün kılar ve bu da etkili doku rejenerasyonu için kritiktir. Ayrıca sahip olduğu gözenekli yapısı nedeniyle periosttan gelen mezenşimal doku göçünü engellemez bu da greft materyalinin kemikleşmesi için ek bir fırsat tanır.

Kobbe ve ark. femur kemiğinin 11 cm lateralinde ve 6 cm medialinde gözlemlenen sirkumfrensiyal segmental defektin onarımını PCL+B-Trikalsiyum Fosfat skafoldlarıyla başarılı bir şekilde uygulamışlardır (18).

Özdemir ve ark. tarafından yapılan bir olgu sunumunda, romatoid artrit kaynaklı glenohumeral eklemden meydana gelen kemik rezorpsiyonunu tedavi etmek için üç boyutlu baskılanan PCL içeren skafoldlar kullanılmış ve başarılı bir şekilde ters total omuz artroplasti ameliyatı gerçekleştirilmiştir. Başka bir vakada ise travma öyküsü olan 19 yaşında bir erkek hastada el bileği çıkığı ve radius kırığına bağlı olarak kaynamayan kemiğin tedavisi, radiusa açık redüksiyonla internal fiksasyon (ARİF) ve kaynamayan tarafı PCL + hiyalüronik asit skafoldu ile augmentasyonu sağlanmıştır (19).

Burrhole kraniyostomi genellikle subdural hematomun (SDH) boşaltılması için yapılır, ancak kalan kafa derisi çöküntüleri genellikle hastalar için kozmetik açıdan optimal değildir. Toh ve ark yaptıkları bir çalışmada, 126 hastayı iki gruba ayırmışlar ve çalışma grubundaki hastaların defektlerin kapatılması için PCL içeren skafoldlarını kullanmışlardır. PCL skafoldları kullandıkları grupta hasta memnuniyeti ve estetik sonuçların diğer gruba göre istatistiksel olarak anlamlı olduğunu raporlamışlardır (20).

Hyun ve ark. Kore'de gerçekleştirilen retrospektif bir çalışmada, Ocak 2017 ile Aralık 2019 tarihleri arasında toplam 774 hastaya estetik olarak burun ucunun ve

projeksiyonunun düzeltilmesi için polikaprolakton (PCL) mesh kullanılarak septorinoplasti uygulamışlardır. Çalışmada, PCL mesh grubu ile kompozit PCL grubu arasında estetik sonuçlar, hasta memnuniyeti anketleri ve komplikasyon oranları karşılaştırmışlardır. Kompozit PCL grubundaki hastaların estetik sonuçlarda ve memnuniyet düzeylerinde mesh grubuna göre daha yüksek skorlar elde ettiğini raporlamışlardır (sırasıyla %97,5 ve %96,7). Hyun ve ark. bu çalışmayla, kompozit PCL içerikli alloplastik materyallerle onarılan septorinoplasti ameliyatının Asya burun yapısındaki zorluklarla başa çıkabileceğini ve aynı zamanda estetik değişiklikler isteyen hastalara memnuniyet sağlayabilecek bir cerrahi seçenek olduğunu öne sürmüşlerdir (176).

İkincil burun ucu ameliyatlarında, yeterli projeksiyonun sağlanması için uygun septal greftlemenin uygulanması genellikle zordur. Lee ve ark. PCL mesh kullanarak sekonder burun ucu ameliyatı uygulanan 86 Asyalı hasta üzerinde retrospektif bir çalışma gerçekleştirmişlerdir. Çalışmanın sonuçları, kısa ve uzun dönemde nazolabial ve nazofrontal açılarda anlamlı bir değişiklik olmadığını ve PCL mesh materyalinin sekonder septorinoplasti cerrahisinde kullanımının güvenilir ve etkili olduğunu göstermektedir (177).

Çalışmamızda, PCL skafoldlarının YKR yönteminde başarıyla uygulandığı, kemik kazanımında olumlu verilerin elde edildiği ve skafolda bağlı herhangi bir yabancı cisim reaksiyonu veya enfeksiyon gelişmediği gözlemlenmiştir.

Pushparajan ve ark. kolajen membran ve kompozit greftle sağladıkları augmentasyon işleminde alveol kretin 2, 4 ve 6 mm derinliğinde sırasıyla 1,44 mm, 1,41 ve 1,41 mm ortalama kemik kazancı elde edildiğini raporlamışlardır (178).

Mordenfeld ve ark. kolajen membran uyguladıkları bir çalışmada, bir grupta ortalama 2,9 mm, diğer grupta ise ortalama 3,5 mm kemik kazanımı elde ettiklerini bildirmişlerdir (179).

Hashemipoor ve ark.'nın yaptıkları bir çalışmada, kolajen membran ve dondurulmuş kurutulmuş allojenik greft uyguladıkları 21 hastalık grupta ortalama 3,05 mm, kolajen membran ve kompozit greft uyguladıkları 19 hastalık grupta ise ortalama 3,10 mm kemik kazanımı sağladıklarını göstermişlerdir (180).

Shalash ve ark. β -trikalsiyum fosfat ve yüksek dansiteli PTFE membran kullandıkları 10 hastada 1,22 mm, β -trikalsiyum fosfat ve demineralize kemik matriksi

greft ile PTFE membranı kullandıkları başka bir 10 hastalık grupta ise 1,37 mm ortalama kemik kazanımı elde ettiklerini belirtmişlerdir (181).

Atef ve ark. kolajen membran ve titanyum meşle augmentasyon cerrahisi uyguladıkları bir çalışmada ortalama kemik kazanımı değerlendirmişlerdir. Kolajen membran uyguladıkları grupta alveoler krette horizontal olarak ortalama 4,0 mm, titanyum meş uyguladıkları grupta ise ortalama 3,7 mm kemik kazanımı elde ettiklerini belirtmişlerdir (182).

Windisch ve ark. titanyumla güçlendirilmiş d-PTFE membran ile alveoler kret augmentasyonu yaptıkları bir çalışmada ortalama 8,5 mm kemik kazanımı sağladıklarını raporlamışlardır. Radyografik olarak hacimsel kemik kazanımını ise 1,1 cm³ olarak hesaplamışlardır (183).

Çalışmamızda alveoler kretin 3, 6, 9 mm derinliklerinde elde edilen ortalama kemik kazanımı sırasıyla 3,56 mm, 3,63 mm ve 2,38 mm olarak hesaplanmıştır. Bu sonuçlar, diğer çalışmalardaki kemik kazanımı değerleriyle karşılaştırıldığında benzer bir sonuç göstermektedir.

Hangi tekniğin kullanılacağına bakılmaksızın, önemli olan yeni kemik oluşumu için yeterli alanın yumuşak doku altında sağlanabilmesidir (93,151,184). Dikey ve yatay yönde gerçekleştirilen üç boyutlu augmentasyon, yetersiz veya etkili bir şekilde uygulanmadığında hem istenen kemik kazanımı sağlanamaz hem de dental implant devamlılığında sorunlar ortaya çıkabilir. Çalışmamızda, titanyum esaslı vidalarla sabitlenen PCL skafoldları augmentasyon için kullanılacak kemik greft materyallerine, yumuşak doku ile kemik doku arasında bir alan oluşturur. Bu sayede, yumuşak dokudaki büzülmenin engellendiği ve augmentasyon boyutunun korunmasına yardımcı olduğu düşünülmektedir. Bu titanyum esaslı vidalar, mekanik tutuculuk etkisinin yanı sıra oluşturdukları membranla birlikte uyguladıkları direnç etkisiyle kullanılan rezorbe veya rezorbe olmayan bariyer membran sistemleriyle birlikte yumuşak doku geçişinin de engellenebileceği düşünülmektedir.

L-TZF, trombosit konsantrelerinden biridir ve trombosit zengin plazmaya (TZP) göre daha yavaş polimerizasyon gösterir. Bu konsantr, büyüme faktörlerini kademeli olarak salarak yumuşak doku iyileşmesinde daha kabul edilebilir bir materyal olarak öne çıkar. L-TZF, hücre göçü ve çoğalmasını etkili bir şekilde artırarak hemostaza yardımcı olur.

L-TZF, sadece basit bir fibrin materyali değil, aynı zamanda moleküler ve hücresele elementleri içeren bir matrikstir. Bağışıklık sistemi ürünleri ve trombosit konsantrelerinin fibrin matriks yapı içinde bir araya geldiği bir biyomateryaldir. Fibrin matriksi, trombosit, sitokin ve fibroblastların birleşiminden oluşur ve iyileşme mekanizmasında öncü rol oynayan kök hücreleri içerir. L-TZF'nin içeriğindeki makrofajlar ve beyaz kan hücreleri bakteriyel enfeksiyonlara karşı etkili olabilir (185–187).

Miron ve ark bir sistematik derlemede, L-TZF'nin klinik kullanım alanlarını incelemiştirler. Çalışmada, L-TZF'nin venöz kanda bulunan trombositler ve bu trombositlerin uyardığı sitokinler ve büyüme faktörleri aracılığıyla hücre çoğalmasını ve aktivitesini uyararak hızlı bir iyileşme sağladığını belirtilmiştir. Bu hücreler, endotel, osteoblast, kondroblast ve gingival fibroblastlar gibi doku tamiri ve anjiyogenezde etkili olan hücreleri içermektedir. Araştırmacılar, bu bulgular doğrultusunda L-TZF'nin iyileşme sürecinde özellikle yumuşak doku tamiri ve ligament yenilenmesinde etkili bir rol oynadığını belirtmişlerdir. Bu nedenle, L-TZF'nin özellikle augmentasyon sahasında, primer kapamanın sağlanamadığı bölgelerde ve kemik greft materyaliyle uyumunu artırmak için bariyer membran veya kemik greft materyaliyle birlikte kullanımı önerilmektedir (188).

Eren ve ark. bir çalışmada, L-TZF uygulanan grupla bağ dokusu uygulanan gruplar arasındaki yumuşak dokudaki iyileşme oranlarının benzer olduğu gözlemlenmiştir. Ayrıca, L-TZF uygulanan grupta operasyon sonrası dönemde ağrı, şişlik ve kanama gibi bulgularla karşılaşılması belirtilmiştir. Bu bulgular, L-TZF'nin yumuşak doku tamiri ve ligament yenilenmesinde etkili bir seçenek olabileceğini göstermektedir (189).

Ayrıca trombosit açısından zengin plazma (PRP) eklenmesinin, kemik hacmi kazanımı veya implantın hayatta kalması üzerinde hiçbir ek fayda sağlamadığı raporlanmıştır (190). Bu çalışmalardan yola çıkarak bizde sadece L-TZF'yi kullanmaya karar verdik.

Çeşitli augmentasyon teknikleri ile kemikte hem yatay hem de dikey yönde kazanım elde edilebilir. Bu tekniklerin arasında, horizontal kret augmentasyonu, vertikal kret augmentasyonuna göre daha öngörülebilir sonuçlara sahiptir. Yapılan çalışmalara göre, kret genişliğinde ortalama kazanç 3,5 mm iken, maksimum kazanç 7,1 mm olarak rapor edilmiştir (191). Bizim çalışmamızda PCL skafoldları kullanılarak gerçekleştirilen YKR yönteminde elde edilen ortalama kemik kazancı 3,56 mm olarak ölçülmüştür.

Horizontal yönde sağlanan maksimum kemik kazanımının değeri ise 6,3 mm olarak hesaplanmıştır.

Bu çalışmada, PCL skafoldları ile gerçekleştirilen augmentasyon cerrahisi sonuçları detaylı bir şekilde değerlendirilmiştir. Çalışmaya katılan 12 hastanın yaş aralığı 23 ile 65 arasında değişmekte olup, bu hastalarda augmentasyon sonrası yapılan toplam 27 dental implant uygulaması incelenmiştir. İmplantların çapı, boyu ve yerleştirildikleri bölge detaylı bir şekilde raporlanmıştır. İmplantlar uygulandıktan sonra 5-14 aylık takip süresinde herhangi bir komplikasyon ve rezorpsiyon gözlemlenmediğinden, implant sağkalım oranı %100 olarak değerlendirilmiştir.

Operasyon sırasında ve sonrasında klinik bulguların ve komplikasyon oranlarının aylık periyotlarla değerlendirildiği belirtilmiştir. İlk haftada 4 hastada şişlik ve üç hastada geçici parestezi gibi geçici komplikasyonlar gözlemlenmiştir. Ayrıca, takip döneminde suture artığı nedeniyle enflamasyon gelişen bir hastanın tedavi edildikten sonra iyileştiği belirtilmiştir. Skafoldun açılma durumları da takip edilmiş, ancak bu açılmaların skafoldun işlevini etkilemediği belirtilmiştir.

Çalışmada, kazanılan hacimsel kemik değerleri incelendiğinde, minimum 0,19 cm³, maksimum 2,27 cm³ ve ortalama 0,80 cm³ ölçülmüştür. Yapılan istatistiksel analizlerle preoperatif ve postoperatif dönemlerde ölçülen hacimsel kemik miktarları arasındaki anlamlı farklılık ortaya konulmuştur (p=0,002). Bu bulgu, işlem sonrasında kemik hacminde önemli bir artış olduğunu göstermektedir.

Kemiğin mikrostrüktürünü değerlendirmek için fraktal boyut analizi kullanılmış ve elde edilen Fraktal Boyut (FB) değerleri preoperatif ve postoperatif dönemler arasında anlamlı bir fark göstermemiştir.

Fraktal analiz kemiğin mikrostrüktürünü değerlendirmek amacıyla kullanılmaktadır. Ancak, bu analizin sonuçlarının belirgin farklılıkları yakalayamaması, kullanılan greft materyalinin mineralizasyon sürecinin zaman içinde değişmesiyle ilişkili olabilir. Southard ve ark, fraktal boyut ile alveol kemiğinin yoğunluğu arasında pozitif bir ilişki olduğunu, kemik yoğunluğu arttıkça fraktal boyut değerinin arttığını belirtmişlerdir (192). Lee ve ark. başarılı dental implantların etrafındaki trabeküler kemiğin, protez yüklemesinden 6 ay sonra daha düşük fraktal boyut değerleri sergilediğini ve 12 aylık takipte stabil kemik mikro yapısı gösterdiğini belirtmişlerdir (193).

Greft materyalinin mineralizasyon süreci zaman içinde değişebilir. Analizin farklı zaman noktalarında tekrarlanması, mineralizasyon dinamiklerini daha iyi anlamaya yardımcı olabilir.

Bu bağlamda, mikrostrüktür değerlendirmesi için kullanılan analiz yöntemini ve parametrelerini gözden geçirmek, daha spesifik bir sonuç elde etmek için önemli olabilir.

Kret tepesinden 3, 6 ve 9 mm derinliklerdeki horizontal kemik değerlerinde istatistiksel olarak yüksek oranda anlamlı farklar bulunmuştur (sırasıyla $p < 0,002$; $p < 0,002$; $p < 0,004$). Ayrıca, kret tepesinden 3, 6, 9 mm derinliklerdeki ortalama kemik kazancı sırasıyla 3,56 mm, 3,63 mm ve 2,38 mm olarak hesaplanmıştır. Bu değerler, augmentasyon cerrahisinin bu derinliklerde kemik miktarını artırmada başarılı olduğunu göstermektedir.

Elde edilen değerler, belirli derinliklerdeki kemik kazancında bölgesel farkların olabileceğini göstermektedir. Farklı derinliklerdeki kemik kalitesindeki değişiklikler, anatomik bölgelere özgü adaptasyonları yansıtabilir. Yani alveoler kretlerdeki derinlik artışının, kemik kalınlığında artış ve daha fazla kortikal kemik miktarına sahip olma eğiliminde olması, augmentasyon süreçlerinde kemik kazanımını etkileyebilecek önemli faktörlerden biridir. Her bir derinlik seviyesinde kemik, cerrahi müdahaleye farklı tepkiler gösterebilir ve bu da bölgesel farklılıklara neden olabilir.

Sonuç olarak, bu çalışma PCL skafoldları ile gerçekleştirilen augmentasyon cerrahisinin başarılı sonuçlar verdiğini ve kemik hacminde anlamlı bir artış sağladığını göstermektedir. Yapılan çalışma, kemik hacminin cerrahi müdahale sonrasında önemli ölçüde arttığını ortaya koymaktadır. Bu, uygulanan tedavi yönteminin kemik büyümesini destekleyici etkili bir şekilde çalıştığını göstermektedir. Ayrıca, çalışma öncesinde ve sonrasında ölçülen kemik hacim değerleri arasındaki farklılık, cerrahi müdahalenin başarılı bir şekilde gerçekleştirildiğini ve istenilen sonuçların elde edildiğini yansıtmaktadır.

Çalışmanın metodolojisi ve istatistiksel analizi güvenilirlik açısından önemli bir temel oluşturmuştur. Ancak, sonuçların genel bir popülasyona genellenebilirliği konusunda daha geniş çaplı araştırmalara ihtiyaç bulunmaktadır. Ayrıca, cerrahi müdahalenin uzun vadeli etkilerini değerlendirmek adına daha uzun süreli takipler ve çeşitli parametrelerin dikkate alındığı kapsamlı çalışmalara ihtiyaç duyulabilir.

6. SONUÇLAR

1. PCL skafoldları ile gerçekleştirilen augmentasyon cerrahisinin başarılı sonuçlar verdiğini ve kemik hacminde anlamlı bir artış sağladığını göstermektedir.
2. Skafold açılması gibi durumlar, skafoldun işlevselliğini etkilememiştir, bu da skafoldların sağlam ve dayanıklı olduğunu göstermektedir.
3. Augmentasyon sonrası ölçülen hacimsel kemik miktarında istatistiksel olarak anlamlı bir artış tespit edilmiştir, bu da PCL skafoldlarının kemik oluşumunu desteklediğini gösterir.
4. PCL skafoldları, ağız içinde kullanılabilir olup, başarılı bir augmentasyon cerrahisi için uygun bir seçenek olarak değerlendirilebilir.

Çalışmanın Limitasyonları

1. PCL skafoldların uzun vadeli stabilitesi ve biyouyumluluğu daha fazla araştırma gerektirmesi
2. PCL skafoldlarının intraoral augmentasyon cerrahisinde kullanımı dair makalelerin bulunmaması
3. Retrospektif bir çalışma olması
4. Çalışma parametrelerinin karşılaştırılabileceği bir kontrol grubunun olmaması

KAYNAKLAR.

1. Pei-Chi Kao, Mao-Suan Huang, Yuh-Yuan Shiau. Vertical Ridge Augmentation with a Titanium Reinforced ePTFE Membrane And Tenting Screws: A Case Report. *Journal of Prosthodontics and Implantology*. 2012 Oct 1;1(1):1–7.
2. Papageorgiou SN, Papageorgiou PN, Deschner J, Götz W. Comparative effectiveness of natural and synthetic bone grafts in oral and maxillofacial surgery prior to insertion of dental implants: Systematic review and network meta-analysis of parallel and cluster randomized controlled trials. *J Dent*. 2016 May;48:1–8.
3. Toti P, Marchionni S, Menchini-Fabris GB, Marconcini S, Covani U, Barone A. Surgical techniques used in the rehabilitation of partially edentulous patients with atrophic posterior mandibles: A systematic review and meta-analysis of randomized controlled clinical trials. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*. 2017 Aug;45(8):1236–45.
4. Nissan J, Ghelfan O, Mardinger O, Calderon S, Chaushu G. Efficacy of cancellous block allograft augmentation prior to implant placement in the posterior atrophic mandible. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2011 Dec;13(4):279–85.
5. Draenert FG, Kämmerer PW, Berthold M, Neff A. Complications with allogeneic, cancellous bone blocks in vertical alveolar ridge augmentation: prospective clinical case study and review of the literature. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol*. 2016 Aug;122(2):e31–43.
6. Antoun H, Sitbon JM, Martinez H, Missika P. A prospective randomized study comparing two techniques of bone augmentation: onlay graft alone or associated with a membrane. *Clin Oral Implants Res*. 2001 Dec;12(6):632–9.
7. Vert M. Aliphatic Polyesters: Great Degradable Polymers That Cannot Do Everything. *Biomacromolecules*. 2005 Mar 1;6(2):538–46.
8. Wang Z, Liang R, Jiang X, Xie J, Cai P, Chen H, et al. Electrospun PLGA/PCL/OCP nanofiber membranes promote osteogenic differentiation of mesenchymal stem cells (MSCs). *Materials Science and Engineering: C*. 2019 Nov;104:109796.
9. Geurs NC, Korostoff JM, Vassilopoulos PJ, Kang TH, Jeffcoat M, Kellar R, et al. Clinical and Histologic Assessment of Lateral Alveolar Ridge Augmentation Using a

- Synthetic Long-Term Bioabsorbable Membrane and an Allograft. *J Periodontol*. 2008 Jul;79(7):1133–40.
10. Abe GL, Sasaki JI, Katata C, Kohno T, Tsuboi R, Kitagawa H, et al. Fabrication of novel poly(lactic acid/caprolactone) bilayer membrane for GBR application. *Dental Materials*. 2020 May;36(5):626–34.
 11. Xue R, Qian Y, Li L, Yao G, Yang L, Sun Y. Polycaprolactone nanofiber scaffold enhances the osteogenic differentiation potency of various human tissue-derived mesenchymal stem cells. *Stem Cell Res Ther*. 2017 Jun 24;8(1):148.
 12. Rai B, Teoh SH, Hutmacher DW, Cao T, Ho KH. Novel PCL-based honeycomb scaffolds as drug delivery systems for rhBMP-2. *Biomaterials*. 2005 Jun;26(17):3739–48.
 13. Li WJ, Tuli R, Okafor C, Derfoul A, Danielson KG, Hall DJ, et al. A three-dimensional nanofibrous scaffold for cartilage tissue engineering using human mesenchymal stem cells. *Biomaterials*. 2005 Feb;26(6):599–609.
 14. Hoque ME, Hutmacher DW, Feng W, Li S, Huang MH, Vert M, et al. Fabrication using a rapid prototyping system and in vitro characterization of PEG-PCL-PLA scaffolds for tissue engineering. *J Biomater Sci Polym Ed*. 2005 Jan 2;16(12):1595–610.
 15. PITT G.C. Poly- E-Caprolactone and Its Copolymers. In: Chasin Mark, Langer Robert, editors. *Biodegradable Polymers as Drug Delivery Systems*. New York: Marcel Dekker; 1990. p. 71.
 16. Yilgor P, Sousa RA, Reis RL, Hasirci N, Hasirci V. 3D Plotted PCL Scaffolds for Stem Cell Based Bone Tissue Engineering. *Macromol Symp*. 2008 Aug;269(1):92–9.
 17. Santos MI, Fuchs S, Gomes ME, Unger RE, Reis RL, Kirkpatrick CJ. Response of micro- and macrovascular endothelial cells to starch-based fiber meshes for bone tissue engineering. *Biomaterials*. 2007 Jan;28(2):240–8.
 18. Kobbe P, Laubach M, Hutmacher DW, Alabdulrahman H, Sellei RM, Hildebrand F. Convergence of scaffold-guided bone regeneration and RIA bone grafting for the treatment of a critical-sized bone defect of the femoral shaft. *Eur J Med Res*. 2020 Dec 21;25(1):70.

19. Özdemir E, Familiari F, Huri PY, Firat A, Huri G. Use of 3D-printed polycaprolactone + hyaluronic acid-based scaffold in orthopedic practice: report of two cases. *J 3D Print Med.* 2023 Mar;7(1).
20. Toh EMS, Thenpandiyan AA, Foo ASC, Zhang JJY, Lim MJR, Goh CP, et al. Clinical Outcomes of 3D-Printed Bioresorbable Scaffolds for Bone Tissue Engineering-A Pilot Study on 126 Patients for Burrhole Covers in Subdural Hematoma. *Biomedicines.* 2022 Oct 26;10(11).
21. Caetano-Lopes J, Canhãõ H, Fonseca JE. Osteoblasts and bone formation. *Acta Reumatol Port.* 2007;32(2):103–10.
22. RE. Baron. *Anatomy and ultrastructure of bone.* New York : Lippincott-Raven; 1996. 152–159 p.
23. WSS. Jee. *Bone Mechanics Handbook.* 2nd ed. Cowin C. Stephen, editor. Florida: CRC Press; 2001.
24. Raisz LG. Physiology and pathophysiology of bone remodeling. *Clin Chem.* 1999 Aug;45(8 Pt 2):1353–8.
25. Udagawa N, Koide M, Nakamura M, Nakamichi Y, Yamashita T, Uehara S, et al. Osteoclast differentiation by RANKL and OPG signaling pathways. *J Bone Miner Metab.* 2021 Jan 20;39(1):19–26.
26. Boyce BF, Yao Z, Xing L. Osteoclasts have multiple roles in bone in addition to bone resorption. *Crit Rev Eukaryot Gene Expr.* 2009;19(3):171–80.
27. Bonewald LF. Establishment and characterization of an osteocyte-like cell line, MLO-Y4. *J Bone Miner Metab.* 1999 Feb 5;17(1):61–5.
28. Clarke B. Normal bone anatomy and physiology. *Clin J Am Soc Nephrol.* 2008 Nov;3 Suppl 3(Suppl 3):S131-9.
29. Nahian A, Davis DD. *Histology, Osteoprogenitor Cells.* 2023.
30. Corradetti B, Taraballi F, Powell S, Sung D, Minardi S, Ferrari M, et al. Osteoprogenitor cells from bone marrow and cortical bone: understanding how the environment affects their fate. *Stem Cells Dev.* 2015 May 1;24(9):1112–23.
31. Feng X. Chemical and Biochemical Basis of Cell-Bone Matrix Interaction in Health and Disease. *Curr Chem Biol.* 2009 May 1;3(2):189–96.

32. Mohamed AM. An overview of bone cells and their regulating factors of differentiation. *Malays J Med Sci.* 2008 Jan;15(1):4–12.
33. McLean Franklin Chambers, Urist Marshall R. *Bone. Fundamentals of the physiology of skeletal tissue.* 3rd ed. Chicago: University of Chicago Press; 1968.
34. Sims NA, Vrahnas C. Regulation of cortical and trabecular bone mass by communication between osteoblasts, osteocytes and osteoclasts. *Arch Biochem Biophys.* 2014 Nov 1;561:22–8.
35. Boskey AL, Posner AS. Bone structure, composition, and mineralization. *Orthop Clin North Am.* 1984 Oct;15(4):597–612.
36. Dwek JR. The periosteum: what is it, where is it, and what mimics it in its absence? *Skeletal Radiol.* 2010 Apr;39(4):319–23.
37. Buckwalter JA, Cooper RR. Bone structure and function. *Instr Course Lect.* 1987;36:27–48.
38. Squier CA, Ghoneim S, Kremenak CR. Ultrastructure of the periosteum from membrane bone. *J Anat.* 1990 Aug;171:233–9.
39. Allen MR, Hock JM, Burr DB. Periosteum: biology, regulation, and response to osteoporosis therapies. *Bone.* 2004 Nov;35(5):1003–12.
40. de Souza LEB, Malta TM, Kashima Haddad S, Covas DT. Mesenchymal Stem Cells and Pericytes: To What Extent Are They Related? *Stem Cells Dev.* 2016 Dec 15;25(24):1843–52.
41. Bahney CS, Zondervan RL, Allison P, Theologis A, Ashley JW, Ahn J, et al. Cellular biology of fracture healing. *J Orthop Res.* 2019 Jan;37(1):35–50.
42. Diaz-Flores L, Gutierrez R, Lopez-Alonso A, Gonzalez R, Varela H. Pericytes as a supplementary source of osteoblasts in periosteal osteogenesis. *Clin Orthop Relat Res.* 1992 Feb;(275):280–6.
43. Uddströmer L. The osteogenic capacity of tubular and membranous bone periosteum. A qualitative and quantitative experimental study in growing rabbits. *Scand J Plast Reconstr Surg.* 1978;12(3):195–205.
44. Aper RL, Saltzman CL, Brown TD. The effect of hallux sesamoid excision on the flexor hallucis longus moment arm. *Clin Orthop Relat Res.* 1996 Apr;(325):209–17.

45. Bland YS, Ashhurst DE. Fetal and postnatal development of the patella, patellar tendon and suprapatella in the rabbit; changes in the distribution of the fibrillar collagens. *J Anat.* 1997 Apr;190 (Pt 3)(Pt 3):327–42.
46. LINDSAY M. BIGA, SIERRA DAWSON, AMY HARWELL, ROBIN HOPKINS, JOEL KAUFMANN, MIKE LEMASTER, et al. Bone Tissue and the Skeletal System. In: *Anatomy & Physiology.* OREGON STATE UNIVERSITY; p. 267–324.
47. Guillem-Marti J, Delgado L, Godoy-Gallardo M, Pegueroles M, Herrero M, Gil FJ. Fibroblast adhesion and activation onto micro-machined titanium surfaces. *Clin Oral Implants Res.* 2013 Jul;24(7):770–80.
48. Coleman MC, Whitfield-Cargile C, Chesen B, Williams J, Romano JE, Hardy J, et al. Diseases of the Bones, Joints, and Connective Tissues. In: *Large Animal Internal Medicine.* Elsevier; 2020. p. 1197-1266.e14.
49. Langdahl B, Ferrari S, Dempster DW. Bone modeling and remodeling: potential as therapeutic targets for the treatment of osteoporosis. *Ther Adv Musculoskelet Dis.* 2016 Dec;8(6):225–35.
50. Carranza FA, Bernard GW. The tooth-supporting structures. In: Newman MG, Takei HH, Carranza FA, editors. *Carranza's Clinical Periodontology.* 9th ed. Philadelphia: Saunders; 2002. p. 36–57.
51. Lipski M, Tomaszewska IM, Lipska W, Lis GJ, Tomaszewski KA. The mandible and its foramen: anatomy, anthropology, embryology and resulting clinical implications. *Folia Morphol (Warsz).* 2013 Dec 4;72(4):285–92.
52. Sodek J, McKee MD. Molecular and cellular biology of alveolar bone. *Periodontol 2000.* 2000 Oct;24:99–126.
53. Atwood DA. Some clinical factors related to rate of resorption of residual ridges. *J Prosthet Dent.* 2001 Aug;86(2):119–25.
54. Standring Susan. Mouth. In: Standring Susan, editor. *Gray's Anatomy.* 42nd ed. Elsevier; 2021. p. 636–63.
55. Bodic F, Hamel L, Lerouxel E, Baslé MF, Chappard D. Bone loss and teeth. *Joint Bone Spine.* 2005 May;72(3):215–21.
56. Linkow LI, Chercheve R. Theories and techniques of oral implantology. St. Louis: Mosby; 1970.

57. Lekholm U, Zarb GA. Patient selection and preparation. In: Branemark PI, Zarb GA, Albrektsson T, editors. *Tissue integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry*. Chicago: Quintessence; 1985.
58. Misch CE. *Bone character: second vital implant criterion*. 7th ed. Dent Today. ; 39–40 p.
59. Misch C.E., Kircos L.T. Diagnostic imaging and techniques. In: Misch C.E., editor. *Contemporary Implant Dentistry*. 2nd ed. St. Louis: Mosby; 1999. p. 73–87.
60. Cawood JI, Howell RA. A classification of the edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 1988 Aug;17(4):232–6.
61. Kim ST, Hu KS, Song WC, Kang MK, Park HD, Kim HJ. Location of the mandibular canal and the topography of its neurovascular structures. *J Craniofac Surg*. 2009 May;20(3):936–9.
62. Bates JF, Stafford GD, Harrison A. Masticatory function--a review of the literature. 1. The form of the masticatory cycle. *J Oral Rehabil*. 1975 Jul;2(3):281–301.
63. Araujo MG, Lindhe J. Dimensional ridge alterations following tooth extraction. An experimental study in the dog. *J Clin Periodontol*. 2005 Feb;32(2):212–8.
64. Devlin H, Ferguson MW. Alveolar ridge resorption and mandibular atrophy. A review of the role of local and systemic factors. *Br Dent J*. 1991 Feb 9;170(3):101–4.
65. Pietrokovski J, Starinsky R, Arensburg B, Kaffe I. Morphologic characteristics of bony edentulous jaws. *J Prosthodont*. 2007;16(2):141–7.
66. Rawlinson SCF, McKay IJ, Ghuman M, Wellmann C, Ryan P, Prajaneh S, et al. Adult rat bones maintain distinct regionalized expression of markers associated with their development. *PLoS One*. 2009 Dec 21;4(12):e8358.
67. Ulm CW, Solar P, Blahout R, Matejka M, Watzek G, Gruber H. Location of the mandibular canal within the atrophic mandible. *Br J Oral Maxillofac Surg*. 1993 Dec;31(6):370–5.
68. AMLER MH, JOHNSON PL, SALMAN I. Histological and histochemical investigation of human alveolar socket healing in undisturbed extraction wounds. *J Am Dent Assoc*. 1960 Jul;61:32–44.

69. Darby I, Chen ST, Buser D. Ridge preservation techniques for implant therapy. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2009;24 Suppl:260–71.
70. Darby I, Chen S, De Poi R. Ridge preservation: what is it and when should it be considered. *Aust Dent J*. 2008 Mar;53(1):11–21.
71. Liu J, Kerns DG. Mechanisms of Guided Bone Regeneration: A Review. *Open Dent J*. 2014 May 16;8(1):56–65.
72. Ashman A. Ridge preservation: important buzzwords in dentistry. *Gen Dent*. 2000;48(3):304–12.
73. Lekovic V, Kenney EB, Weinlaender M, Han T, Klokkevold P, Nedic M, et al. A Bone Regenerative Approach to Alveolar Ridge Maintenance Following Tooth Extraction. Report of 10 Cases. *J Periodontol*. 1997 Jun;68(6):563–70.
74. Lekovic V, Klokkevold PR, Kenney EB, Dimitrijelic B, Nedic M, Weinlaender M. Histologic Evaluation of Guided Tissue Regeneration Using 4 Barrier Membranes: A Comparative Furcation Study in Dogs. *J Periodontol*. 1998 Jan;69(1):54–61.
75. Van der Weijden F, Dell'Acqua F, Slot DE. Alveolar bone dimensional changes of post-extraction sockets in humans: a systematic review. *J Clin Periodontol*. 2009 Dec;36(12):1048–58.
76. Carlsson GE, Persson G. Morphologic changes of the mandible after extraction and wearing of dentures. A longitudinal, clinical, and x-ray cephalometric study covering 5 years. *Odontol Revy*. 1967;18(1):27–54.
77. McAllister BS, Haghghat K. Bone augmentation techniques. *J Periodontol*. 2007 Mar;78(3):377–96.
78. Sennerby L, Carlsson GE, Bergman B, Warfvinge J. Mandibular bone resorption in patients treated with tissue-integrated prostheses and in complete-denture wearers. *Acta Odontol Scand*. 1988 Jun;46(3):135–40.
79. Jeffcoat MK, Lewis CE, Reddy MS, Wang CY, Redford M. Post-menopausal bone loss and its relationship to oral bone loss. *Periodontol 2000*. 2000 Jun;23:94–102.
80. Elias H, Baur DA. Management of trauma to supporting dental structures. *Dent Clin North Am*. 2009 Oct;53(4):675–89, vi.

81. DeAngelis AF, Barrowman RA, Harrod R, Nastri AL. Review article: Maxillofacial emergencies: dentoalveolar and temporomandibular joint trauma. *Emerg Med Australas*. 2014 Oct;26(5):439–45.
82. Pudwill ML, Wentz FM. Microscopic anatomy of edentulous residual alveolar ridges. *J Prosthet Dent*. 1975 Oct;34(4):448–55.
83. Bengazi F, Botticelli D, Favero V, Perini A, Urbizo Velez J, Lang NP. Influence of presence or absence of keratinized mucosa on the alveolar bony crest level as it relates to different buccal marginal bone thicknesses. An experimental study in dogs. *Clin Oral Implants Res*. 2014 Sep;25(9):1065–71.
84. Reddy PA, Harinarayan C V, Sachan A, Suresh V, Rajagopal G. Bone disease in thyrotoxicosis. *Indian J Med Res*. 2012 Mar;135(3):277–86.
85. Delitala AP, Scuteri A, Doria C. Thyroid Hormone Diseases and Osteoporosis. *J Clin Med*. 2020 Apr 6;9(4).
86. Bindal R, Kumar A, Singh HP, Bansal SK, Sharma A. Evidence based solving approach in diagnosis of primary hyperparathyroidism with oral manifestations: report of three unusual cases. *J Lab Physicians*. 2013 Jul;5(2):113–7.
87. Rai S, Bhadada SK, Rattan V, Bhansali A, Rao DS, Shah V. Oro-mandibular manifestations of primary hyperparathyroidism. *Indian J Dent Res*. 2012;23(3):384–7.
88. Siddiqui JA, Partridge NC. Physiological Bone Remodeling: Systemic Regulation and Growth Factor Involvement. *Physiology*. 2016 May;31(3):233–45.
89. Hara T, Sato T, Oka M, Mori S, Shirai H. Effects of ovariectomy and/or dietary calcium deficiency on bone dynamics in the rat hard palate, mandible and proximal tibia. *Arch Oral Biol*. 2001 May;46(5):443–51.
90. Väänänen HK, Härkönen PL. Estrogen and bone metabolism. *Maturitas*. 1996 May;23 Suppl:S65-9.
91. Reinhardt RA, Payne JB, Maze CA, Patil KD, Gallagher SJ, Mattson JS. Influence of estrogen and osteopenia/osteoporosis on clinical periodontitis in postmenopausal women. *J Periodontol*. 1999 Aug;70(8):823–8.
92. Rachner TD, Khosla S, Hofbauer LC. Osteoporosis: now and the future. *The Lancet*. 2011 Apr;377(9773):1276–87.

93. Herford AS, Nguyen K. Complex Bone Augmentation in Alveolar Ridge Defects. *Oral Maxillofac Surg Clin North Am.* 2015 May;27(2):227–44.
94. Schropp L, Wenzel A, Kostopoulos L, Karring T. Bone healing and soft tissue contour changes following single-tooth extraction: a clinical and radiographic 12-month prospective study. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2003 Aug;23(4):313–23.
95. Elnayef B, Monje A, Lin GH, Gargallo-Albiol J, Chan HL, Wang HL, et al. Alveolar Ridge Split on Horizontal Bone Augmentation: A Systematic Review. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2015 May;30(3):596–606.
96. Fu JH, Wang HL. Horizontal bone augmentation: the decision tree. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2011;31(4):429–36.
97. Milinkovic I, Cordaro L. Are there specific indications for the different alveolar bone augmentation procedures for implant placement? A systematic review. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2014 May;43(5):606–25.
98. Nentwig GH. [Technic of bone splitting for alveolar recession in anterior maxillary region]. *Quintessenz.* 1986 Nov;37(11):1825–34.
99. Simion M, Baldoni M, Zaffe D. Jawbone enlargement using immediate implant placement associated with a split-crest technique and guided tissue regeneration. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 1992;12(6):462–73.
100. Tolstunov L, Hamrick JFE, Broumand V, Shilo D, Rachmiel A. Bone Augmentation Techniques for Horizontal and Vertical Alveolar Ridge Deficiency in Oral Implantology. *Oral Maxillofac Surg Clin North Am.* 2019 May;31(2):163–91.
101. Scipioni A, Bruschi GB, Calesini G. The edentulous ridge expansion technique: a five-year study. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 1994 Oct;14(5):451–9.
102. Al Hamdan K. Managing Atrophic Maxilla Using Ridge-Split Technique: A Review Based Analysis with two Case Reports. *Biosci Biotechnol Res Commun.* 2021 Mar 25;14(1):01–7.
103. Waechter J, Leite FR, Nascimento GG, Carmo Filho LC, Faot F. The split crest technique and dental implants: a systematic review and meta-analysis. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2017 Jan;46(1):116–28.

104. Mechery R, Thiruvalluvan N, Sreehari AK. Ridge split and implant placement in deficient alveolar ridge: Case report and an update. *Contemp Clin Dent*. 2015;6(1):94–7.
105. Bassetti MA, Bassetti RG, Bosshardt DD. The alveolar ridge splitting/expansion technique: a systematic review. *Clin Oral Implants Res*. 2016 Mar;27(3):310–24.
106. Tarun Kumar AB, Triveni MG, Priyadarshini V, Mehta DS. Staged Ridge Split Procedure in the Management of Horizontal Ridge Deficiency Utilizing Piezosurgery. *J Maxillofac Oral Surg*. 2016 Dec;15(4):542–6.
107. Li X, Xu P, Xu X, Liu S. The application of a delayed expansion technique for horizontal alveolar ridge augmentation in dental implantation. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2017 Nov;46(11):1451–7.
108. Berger S, Hakl P, Sutter W, Meier M, Roland H, Bandura P, et al. Interantral alveolar ridge splitting for maxillary horizontal expansion and simultaneous dental implant insertion: A case report. *Ann Med Surg (Lond)*. 2019 Dec;48:83–7.
109. Teng F, Zhang Q, Wu M, Rachana S, Ou G. Clinical use of ridge-splitting combined with ridge expansion osteotomy, sandwich bone augmentation, and simultaneous implantation. *Br J Oral Maxillofac Surg*. 2014 Oct;52(8):703–8.
110. Arora V, Kumar D. Alveolar ridge split technique for implant placement. *Med J Armed Forces India*. 2015 Dec;71(Suppl 2):S496-8.
111. Kaneko T, Masuda I, Hino S, Horie N, Shimoyama T. Dental implants placed in thin maxilla expanded using a modified bone-splitting procedure: Case series. *J Oral Maxillofac Surg Med Pathol*. 2013 Jul;25(3):250–4.
112. Yao Y, He K, Gong P, Tang H. U-Shaped Bone Splitting and Osteotome Techniques for Narrow Alveolar Ridge in Implant Surgery. *Implant Dent*. 2018 Aug;27(4):507–11.
113. Altiparmak N, Akdeniz SS, Bayram B, Gulsever S, Uckan S. Alveolar Ridge Splitting Versus Autogenous Onlay Bone Grafting: Complications and Implant Survival Rates. *Implant Dent*. 2017 Apr;26(2):284–7.
114. Demetriades N, Park J il, Laskarides C. Alternative Bone Expansion Technique for Implant Placement in Atrophic Edentulous Maxilla and Mandible. *Journal of Oral Implantology*. 2011 Aug 1;37(4):463–71.

115. Felice P, Cannizzaro G, Barausse C, Pistilli R, Esposito M. Short implants versus longer implants in vertically augmented posterior mandibles: a randomised controlled trial with 5-year after loading follow-up. *Eur J Oral Implantol*. 2014;7(4):359–69.
116. Bormann KH, Suarez-Cunqueiro MM, von See C, Kokemüller H, Schumann P, Gellrich NC. Sandwich osteotomy for vertical and transversal augmentation of the posterior mandible. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2010 Jun;39(6):554–60.
117. Kamperos G, Zografos I, Tzermpos F, Iatrou I. Segmental sandwich osteotomy of the posterior mandible in pre-implant surgery - A systematic review. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2016;0–0.
118. Barros-Saint-Pasteur J. [Plastic restoration of the alveolar crest of the mandible]. *Acta Odontol Venez*. 1966 Mar;4(1):3–21.
119. Schettler D. [Sandwich technic with cartilage transplant for raising the alveolar process in the lower jaw]. *Fortschr Kiefer Gesichtschir*. 1976;20:61–3.
120. Felice P, Marchetti C, Iezzi G, Piattelli A, Worthington H, Pellegrino G, et al. Vertical ridge augmentation of the atrophic posterior mandible with interpositional block grafts: bone from the iliac crest vs. bovine anorganic bone. Clinical and histological results up to one year after loading from a randomized-controlled clinical trial. *Clin Oral Implants Res*. 2009 Dec;20(12):1386–93.
121. Felice P, Iezzi G, Lizio G, Piattelli A, Marchetti C. Reconstruction of atrophied posterior mandible with inlay technique and mandibular ramus block graft for implant prosthetic rehabilitation. *J Oral Maxillofac Surg*. 2009 Feb;67(2):372–80.
122. Felice P, Piattelli A, Iezzi G, Degidi M, Marchetti C. Reconstruction of an atrophied posterior mandible with the inlay technique and inorganic bovine bone block: a case report. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2010 Dec;30(6):583–91.
123. Block MS, Haggerty CJ. Interpositional osteotomy for posterior mandible ridge augmentation. *J Oral Maxillofac Surg*. 2009 Nov;67(11 Suppl):31–9.
124. Lin KY, Bartlett SP, Yaremchuk MJ, Fallon M, Grossman RF, Whitaker LA. The effect of rigid fixation on the survival of onlay bone grafts: an experimental study. *Plast Reconstr Surg*. 1990 Sep;86(3):449–56.

125. Pistilli R, Felice P, Piattelli M, Gessaroli M, Soardi E, Barausse C, et al. Posterior atrophic jaws rehabilitated with prostheses supported by 5 x 5 mm implants with a novel nanostructured calcium-incorporated titanium surface or by longer implants in augmented bone. One-year results from a randomised controlled trial. *Eur J Oral Implantol.* 2013;6(4):343–57.
126. Felice P, Marchetti C, Iezzi G, Piattelli A, Worthington H, Pellegrino G, et al. Vertical ridge augmentation of the atrophic posterior mandible with interpositional block grafts: bone from the iliac crest vs. bovine anorganic bone. Clinical and histological results up to one year after loading from a randomized-controlled clinical trial. *Clin Oral Implants Res.* 2009 Dec;20(12):1386–93.
127. Bianchi A, Felice P, Lizio G, Marchetti C. Alveolar distraction osteogenesis versus inlay bone grafting in posterior mandibular atrophy: a prospective study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2008 Mar;105(3):282–92.
128. Bormann KH, Suarez-Cunqueiro MM, von See C, Tavassol F, Dissmann JP, Ruecker M, et al. Forty sandwich osteotomies in atrophic mandibles: a retrospective study. *J Oral Maxillofac Surg.* 2011 Jun;69(6):1562–70.
129. Pistilli R, Felice P, Cannizzaro G, Piattelli M, Corvino V, Barausse C, et al. Posterior atrophic jaws rehabilitated with prostheses supported by 6 mm long 4 mm wide implants or by longer implants in augmented bone. One-year post-loading results from a pilot randomised controlled trial. *Eur J Oral Implantol.* 2013;6(4):359–72.
130. Dottore AM, Kawakami PY, Bechara K, Rodrigues JA, Cassoni A, Figueiredo LC, et al. Stability of implants placed in augmented posterior mandible after alveolar osteotomy using resorbable nonceramic hydroxyapatite or intraoral autogenous bone: 12-month follow-up. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2014 Jun;16(3):330–6.
131. Swennen G, Schliephake H, Dempf R, Schierle H, Malevez C. Craniofacial distraction osteogenesis: a review of the literature: Part 1: clinical studies. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2001 Apr;30(2):89–103.
132. Markiewicz Michael R, Miloro Michael, Yates David. Distraction Osteogenesis of the Craniomaxillofacial Skeleton. In: Miloro Michael, Ghali G. E., Larsen Peter E., Waite Peter, editors. *Peterson's Principles of Oral and Maxillofacial Surgery.* 4th ed. USA: Springer; 2022.

133. McCarthy JG, Stelnicki EJ, Mehrara BJ, Longaker MT. Distraction osteogenesis of the craniofacial skeleton. *Plast Reconstr Surg*. 2001 Jun;107(7):1812–27.
134. Ilizarov GA. The tension-stress effect on the genesis and growth of tissues. Part I. The influence of stability of fixation and soft-tissue preservation. *Clin Orthop Relat Res*. 1989 Jan;(238):249–81.
135. al Ruhaimi KA. Comparison of different distraction rates in the mandible: an experimental investigation. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2001 Jun;30(3):220–7.
136. Samchukov ML, Cherkashin AM, Cope JB. Distraction osteogenesis: History and biologic basis of new bone formation. . In: Lynch SE, Genco R J, Marx RE., editors. *Tissue Engineering*. 1st ed. Chicago: Quintessence Publishing Co.; 1999. p. 131–46.
137. Stucki-McCormick S, Epker BN. Distraction osteogenesis for dentofacial deformities. In: Epker BN., Stella JP, Fish LC, editors. *Dentofacial Deformities, Integrated Orthodontic and Surgical Correction* . 2nd ed. St. Louis: Mosby; 1999.
138. Stevenson S. Biology of bone grafts. *Orthop Clin North Am*. 1999 Oct;30(4):543–52.
139. T. A, C. J. Osteoinduction, osteoconduction and osseointegration. *European Spine Journal*. 2001 Oct 1;10(0):S96–101.
140. Schmidt AH. Autologous bone graft: Is it still the gold standard? *Injury*. 2021 Jun;52 Suppl 2:S18–22.
141. Bhatt RA, Rozental TD. Bone graft substitutes. *Hand Clin*. 2012 Nov;28(4):457–68.
142. Giannoudis P V, Dinopoulos HT. Autologous bone graft: when shall we add growth factors? *Foot Ankle Clin*. 2010 Dec;15(4):597–609.
143. Marx RE, Stevens MR. *Atlas of Oral and Extraoral Bone Harvesting*. 1st ed. Lisa C. Bywaters, editor. Canada: Quintessence Publ. Comp. Inc.; 2010.
144. Stoyanov H, Deliverska E. PREOPERATIVE CBCT ASSESSMENT OF DONOR SITE-SYMPHYSIS AND RAMUS BUCCAL SHELF FOR ALVEOLAR RIDGE AUGMENTATION. *Journal of IMAB - Annual Proceeding (Scientific Papers)*. 2018 Feb 28;24(1):1909–13.
145. McCulloch CA. Tony Melcher’s contributions to the regeneration of the periodontium. *J Dent Res*. 1999 Jul;78(7):1292–7.

146. Michael A. Pikos, Richard J. Miron. Bone Augmentation in Implant Dentistry: Leah Huffman, editor. China: Quintessence Publishing Co Inc; 2019.
147. White SC, Rudolph DJ. Alterations of the trabecular pattern of the jaws in patients with osteoporosis. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 1999 Nov;88(5):628–35.
148. Carlsson GE, Thilander H, Hedegård B. Histologic Changes in the Upper Alveolar Process After Extractions with or without Insertion of an Immediate Full Denture. *Acta Odontol Scand.* 1967 Jan 2;25(1):21–43.
149. Tallgren A. The continuing reduction of the residual alveolar ridges in complete denture wearers: a mixed-longitudinal study covering 25 years. *J Prosthet Dent.* 1972 Feb;27(2):120–32.
150. Herford AS, Nguyen K, Rojhani A. Alveolar Ridge Augmentation: An Algorithmic Approach. In: *Vertical Alveolar Ridge Augmentation in Implant dentistry : A Surgical Manual.* Wiley; 2016. p. 61–70.
151. Kim YK, Ku JK. Guided bone regeneration. *J Korean Assoc Oral Maxillofac Surg.* 2020 Oct 31;46(5):361–6.
152. Garcia J, Dodge A, Luepke P, Wang HL, Kapila Y, Lin GH. Effect of membrane exposure on guided bone regeneration: A systematic review and meta-analysis. *Clin Oral Implants Res.* 2018 Mar;29(3):328–38.
153. Anitua E, Begoña L, Orive G. Clinical evaluation of split-crest technique with ultrasonic bone surgery for narrow ridge expansion: status of soft and hard tissues and implant success. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2013 Apr;15(2):176–87.
154. Sethi A, Kaus T. Maxillary ridge expansion with simultaneous implant placement: 5-year results of an ongoing clinical study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000;15(4):491–9.
155. Zhang L, Huang Y. Radiographic Evaluation of the Alveolar Ridge Splitting Technique Combined with Guided Bone Regeneration vs Guided Bone Regeneration Alone in the Anterior Maxilla: A Retrospective Controlled Study. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2021;41(5):751–759.
156. Chiapasco M, Romeo E, Casentini P, Rimondini L. Alveolar distraction osteogenesis vs. vertical guided bone regeneration for the correction of vertically deficient

- edentulous ridges: a 1-3-year prospective study on humans. *Clin Oral Implants Res.* 2004 Feb;15(1):82–95.
157. Jensen OT, Cockrell R, Kuhike L, Reed C. Anterior maxillary alveolar distraction osteogenesis: a prospective 5-year clinical study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2002;17(1):52–68.
158. Aronson J. Experimental and clinical experience with distraction osteogenesis. *Cleft Palate Craniofac J.* 1994 Nov;31(6):473–81; discussion 481-2.
159. Verlinden CRA, van de Vijfeijken SECM, Jansma EP, Becking AG, Swennen GRJ. Complications of mandibular distraction osteogenesis for congenital deformities: a systematic review of the literature and proposal of a new classification for complications. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2015 Jan;44(1):37–43.
160. Swennen G, Schliephake H, Dempf R, Schierle H, Malevez C. Craniofacial distraction osteogenesis: a review of the literature: Part 1: clinical studies. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2001 Apr;30(2):89–103.
161. Kamperos G, Zografos I, Tzermpos F, Iatrou I. Segmental sandwich osteotomy of the posterior mandible in pre-implant surgery - A systematic review. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2017 Jan 1;22(1):e132–41.
162. Esposito M, Grusovin MG, Felice P, Karatzopoulos G, Worthington H V, Coulthard P. The efficacy of horizontal and vertical bone augmentation procedures for dental implants - a Cochrane systematic review. *Eur J Oral Implantol.* 2009;2(3):167–84.
163. de Carvalho PS, Vasconcellos LW, Pi J. Influence of bed preparation on the incorporation of autogenous bone grafts: a study in dogs. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000;15(4):565–70.
164. Khojasteh A, Behnia H, Shayesteh YS, Morad G, Alikhasi M. Localized bone augmentation with cortical bone blocks tented over different particulate bone substitutes: a retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2012;27(6):1481–93.
165. Rabelo GD, de Paula PM, Rocha FS, Jordão Silva C, Zanetta-Barbosa D. Retrospective study of bone grafting procedures before implant placement. *Implant Dent.* 2010 Aug;19(4):342–50.

166. Aghaloo TL, Moy PK. Which hard tissue augmentation techniques are the most successful in furnishing bony support for implant placement? *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2007;22 Suppl:49–70.
167. Mellonig JT. Autogenous and allogeneic bone grafts in periodontal therapy. *Crit Rev Oral Biol Med*. 1992;3(4):333–52.
168. Mellonig JT. Decalcified freeze-dried bone allograft as an implant material in human periodontal defects. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 1984;4(6):40–55.
169. Kloss FR, Offermanns V, Kloss-Brandstätter A. Comparison of allogeneic and autogenous bone grafts for augmentation of alveolar ridge defects-A 12-month retrospective radiographic evaluation. *Clin Oral Implants Res*. 2018 Nov;29(11):1163–75.
170. Zampara E, Alshammari M, De Bortoli J, Mullings O, Gkisakis IG, Benalcázar Jalkh EB, et al. A Histologic and Histomorphometric Evaluation of an Allograft, Xenograft, and Alloplast Graft for Alveolar Ridge Preservation in Humans: A Randomized Controlled Clinical Trial. *J Oral Implantol*. 2022 Dec 1;48(6):541–9.
171. Kubosch EJ, Bernstein A, Wolf L, Fretwurst T, Nelson K, Schmal H. Clinical trial and in-vitro study comparing the efficacy of treating bony lesions with allografts versus synthetic or highly-processed xenogeneic bone grafts. *BMC Musculoskelet Disord*. 2016 Feb 13;17:77.
172. Kolerman R, Nissan J, Rahmanov M, Vered H, Cohen O, Tal H. Comparison between mineralized cancellous bone allograft and an alloplast material for sinus augmentation: A split mouth histomorphometric study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2017 Oct;19(5):812–20.
173. Tosta M, Cortes ARG, Corrêa L, Pinto DDS, Tumenas I, Katchburian E. Histologic and histomorphometric evaluation of a synthetic bone substitute for maxillary sinus grafting in humans. *Clin Oral Implants Res*. 2013 Aug;24(8):866–70.
174. Donos N, Kostopoulos L, Karring T. Augmentation of the mandible with GTR and onlay cortical bone grafting. An experimental study in the rat. *Clin Oral Implants Res*. 2002 Apr;13(2):175–84.
175. Mordenfeld A, Johansson CB, Albrektsson T, Hallman M. A randomized and controlled clinical trial of two different compositions of deproteinized bovine bone

- and autogenous bone used for lateral ridge augmentation. *Clin Oral Implants Res.* 2014 Mar;25(3):310–20.
176. Hyun S, Cho SW, Baek RM. Polycaprolactone Mesh for Asian Rhinoplasty: Outcomes and Complications of Composite Septal Extension Graft Compared to Mesh-Only Graft. *Facial Plast Surg.* 2022 Apr;38(2):207–13.
177. Lee SH, Cho J, Lee JS. Long-Term Outcomes of Secondary Nasal Tip Plasty After Degradation of a Polycaprolactone (PCL) Mesh. *Aesthetic Plast Surg.* 2022 Oct;46(5):2358–65.
178. Pushparajan S, Thiagarajan R, Namasi A, Emmadi P, Saravanan H. Efficacy of Guided Bone Regeneration Using Composite Bone Graft and Resorbable Collagen Membrane in Seibert's Class I Ridge Defects: Radiological Evaluation. *Journal of Oral Implantology.* 2013 Aug 1;39(4):455–62.
179. Mordenfeld A, Johansson CB, Albrektsson T, Hallman M. A randomized and controlled clinical trial of two different compositions of deproteinized bovine bone and autogenous bone used for lateral ridge augmentation. *Clin Oral Implants Res.* 2014 Mar;25(3):310–20.
180. Hashemipoor M, Asghari N, Mohammadi M, Kalantari M, Arabsolghar M, Ranjbar H. Radiological and histological evaluation of horizontal ridge augmentation using corticocancellous freeze-dried bone allograft with and without autogenous bone: A randomized controlled clinical trial. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2020 Oct;22(5):582–92.
181. Shalash MA, Rahman HA, Azim AA, Neemat AH, Hawary HE, Nasry SA. Evaluation of horizontal ridge augmentation using beta tricalcium phosphate and demineralized bone matrix: A comparative study. *J Clin Exp Dent.* 2013 Dec 1;5(5):e253-9.
182. Atef M, Tarek A, Shaheen M, Alarawi RM, Askar N. Horizontal ridge augmentation using native collagen membrane vs titanium mesh in atrophic maxillary ridges: Randomized clinical trial. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2020 Apr;22(2):156–66.
183. Windisch P, Orban K, Salvi GE, Sculean A, Molnar B. Vertical-guided bone regeneration with a titanium-reinforced d-PTFE membrane utilizing a novel split-thickness flap design: a prospective case series. *Clin Oral Investig.* 2021 May;25(5):2969–80.

184. Poli PP, Beretta M, Cicciù M, Maiorana C. Alveolar ridge augmentation with titanium mesh. A retrospective clinical study. *Open Dent J*. 2014;8:148–58.
185. Choukroun J, Diss A, Simonpieri A, Girard MO, Schoeffler C, Dohan SL, et al. Platelet-rich fibrin (PRF): a second-generation platelet concentrate. Part IV: clinical effects on tissue healing. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2006 Mar;101(3):e56-60.
186. Pavlovic V, Ciric M, Jovanovic V, Trandafilovic M, Stojanovic P. Platelet-rich fibrin: Basics of biological actions and protocol modifications. *Open Med (Wars)*. 2021;16(1):446–54.
187. Naik B, Karunakar P, Jayadev M, Marshal VR. Role of Platelet rich fibrin in wound healing: A critical review. *J Conserv Dent*. 2013 Jul;16(4):284–93.
188. Miron RJ, Zucchelli G, Pikos MA, Salama M, Lee S, Guillemette V, et al. Use of platelet-rich fibrin in regenerative dentistry: a systematic review. *Clin Oral Investig*. 2017 Jul;21(6):1913–27.
189. Eren G, Atilla G. Platelet-rich fibrin in the treatment of localized gingival recessions: a split-mouth randomized clinical trial. *Clin Oral Investig*. 2014 Nov;18(8):1941–8.
190. Arora NS, Ramanayake T, Ren YF, Romanos GE. Platelet-rich plasma in sinus augmentation procedures: a systematic literature review: Part II. *Implant Dent*. 2010 Apr;19(2):145–57.
191. Buser D, Dula K, Hirt HP, Schenk RK. Lateral ridge augmentation using autografts and barrier membranes: a clinical study with 40 partially edentulous patients. *J Oral Maxillofac Surg*. 1996 Apr;54(4):420–32; discussion 432-3.
192. Southard TE, Southard KA, Jakobsen JR, Hillis SL, Najim CA. Fractal dimension in radiographic analysis of alveolar process bone. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 1996 Nov;82(5):569–76.
193. Lee DH, Ku Y, Rhyu IC, Hong JU, Lee CW, Heo MS, et al. A clinical study of alveolar bone quality using the fractal dimension and the implant stability quotient. *J Periodontal Implant Sci*. 2010 Feb;40(1):19–24.