



**TÜRKİYE CUMHURİYETİ
ANKARA ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**



**MAKSİLLER ALL-ON-FOUR YAKLAŞIMINDA
FARKLI KRON/İMLANT ORANLARININ
NONLİNEER SONLU ELEMENLAR METODUYLA
İNCELENMESİ**

Kadir Anıl NANEÇİ

**AĞIZ, DİŞ VE ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI
DOKTORA TEZİ**

**DANIŞMAN
Prof. Dr. Cahit ÜÇÖK**

ANKARA

2022

**TÜRKİYE CUMHURİYETİ
ANKARA ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**MAKSİLLER ALL-ON-FOUR YAKLAŞIMINDA
FARKLI KRON/İMLANT ORANLARININ
NONLİNEER SONLU ELEMANLAR METODUYLA
İNCELENMESİ**

Kadir Anıl NANEÇİ

**AĞIZ, DİŞ VE ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI
DOKTORA TEZİ**

**DANIŞMAN
Prof. Dr. Cahit ÜÇÖK**

ANKARA

2022

ETİK BEYAN

Ankara Üniversitesi

Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürlüğü'ne,

Yüksek Lisans olarak hazırlayıp sunduğum “MAKSİLLER ALL-ON-FOUR YAKLAŞIMINDA FARKLI KRON/İMLANT ORANLARININ NONLİNEER SONLU ELEMENLAR METODUYLA İNCELENMESİ” başlıklı tez; bilimsel ahlak ve değerlere uygun olarak tarafımdan yazılmıştır. Tezimin fikir/hipotezi tümüyle tez danışmanım ve bana aittir. Tezde yer alan deneysel çalışma/araştırma tarafımdan yapılmış olup, tüm cümleler, yorumlar bana aittir.

Yukarıda belirtilen hususların doğruluğunu beyan ederim.

Öğrencinin Adı Soyadı: Kadir Anıl NANEÇİ

Tarih :/06/2022

İmza :

KABUL VE ONAY

Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü

Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalında

Kadir Anıl NANEÇİ tarafından hazırlanan

“Maksiller All-On-Four Yaklaşımında Farklı Kron/İmplant Oranlarının Nonlineer

Sonlu Elemanlar Metoduyla İncelenmesi”

adlı tez çalışması

Aşağıdaki jüri tarafından DOKTORA TEZİ olarak OY BİRLİĞİ ile kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi:07/2022

.....
Ankara Üniversitesi
Jüri Başkanı

.....
Ankara Üniversitesi
Üye

.....
Ankara Üniversitesi
Üye

.....
Ankara Üniversitesi
Üye

.....
Ankara Üniversitesi
Üye

Tez hakkında alınan jüri kararı, Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu tarafından onaylanmıştır.

Prof. Dr. Fügen Aktan
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

İÇİNDEKİLER

Etik Beyan	ii
Kabul ve Onay	iii
İçindekiler	iv
Önsöz	vi
Simgeler ve Kısaltmalar	viii
Şekiller	ix
Çizelgeler	x
1. GİRİŞ	1
1.1. Diş Eksiklikleri	1
1.2. Diş Eksikliklerinin İmplantla Restorasyonu	1
1.2. Çene Kemiklerinin Anatomisi	2
1.2.1. Maksilla Anatomisi	2
1.2.1.1. Maksiller Kemiğin Innervasyonu	3
1.2.1.2. Maksiller Kemiğin Beslenmesi	5
1.3. Maksiller Kemik Atrofisi	7
1.3.1. Dişsiz Arkların Sınıflandırılması	7
1.3.1.1. American College of Prosthodontist Sınıflaması	7
1.3.1.2. Cawood ve Howell Sınıflandırması	10
1.3.1.3. Maksilla Posterior Dişsiz Bölgenin Misch Sınıflandırması	11
1.3.2. Alveoler Kemik Atrofisinin Sonucunda Maksillo-Fasiyal Bölgede Meydana Gelen Değişiklikler	12
1.4. Dental İmplantoloji ve Tarihçesi	12
1.4.1. Dental İmplantların Tanımı	13
1.4.2. Dental İmplantlarda Başarı Kriterleri	14
1.4.3. Dental İmplant Endikasyonları	15
1.4.4. Dental İmplant Kontrendikasyonları	16
1.5. Atrofik Maksillada Modifiye İmplant Uygulamaları	18
1.5.1. Kısa İmplantlar	18
1.5.2. Pterygoid İmplantlar	19
1.5.3. Açılı İmplant Uygulamaları	19
1.5.4. Tüber İmplantları	20
1.5.5. Zygoma İmplantları	20
1.5.6. All-on-four Uygulamaları	21
1.5.6.1. Ameliyat Prosedürü	23
1.5.6.2. Protetik restorasyon prosedürü	25
1.6. İmplant Destekli Protez Sınıflandırmaları	28
1.7. İmplant Destekli Protetik Restorasyonların Avantajları	30
1.8. Sonlu Eleman Analizi Yöntemi	31
1.8.1. Sonlu Eleman Analizinin Avantajları	31
1.8.2. Sonlu Eleman Analizinin Dezavantajları	32
1.8.3. Sonlu Eleman Analizinde Temel Adımlar	32
1.8.4. FEA ve Stres Analizinde Kullanılan Terimler	33
1.9. Dental İmplantlara Uygulanan FEA Çalışmaları	35

2. GEREÇ VE YÖNTEM	39
3. BULGULAR	43
3.1. Kemik Bulguları	43
3.2. İmplant, Abutment ve Abutment Vidası Bulguları	44
3.3. Von Mises Stres Dağılımı	50
4. TARTIŞMA	52
5. SONUÇ VE ÖNERİLER	62
ÖZET	64
SUMMARY	65
KAYNAKLAR	66
ÖZGEÇMİŞ	79



ÖNSÖZ

Diş hekimliği fakültesinde öğrenci olduğum günlerden itibaren benim ve birçok meslektaşımın yetişmesinde büyük emeği olan; ardından beni cerrahiye yönlendirerek birlikte çalışma onuruna eriştiğim değerli hocamız Prof. Dr. Erdal Erdem'i rahmetle anarım. Bizlerin yetişmesinde büyük emekleri olan ülkemizin alanında en iyi fakültelerinden biri olarak anılmamızı sağlayan bölümümüzün değerli hocalarına şükranlarımı sunarım. Bu büyük ailenin fertleri çok değerli hemşirelerimiz ve yardımcı personelimize teşekkür eder onlarla aynı ailenin bir ferdi olmaktan onur ve mutluluk duyarım.

Eğitim hayatımın son döneminde çalışma ve yakından tanıma fırsatı bulduğum sakinliği ve titizliği ile beni kendine hayran bırakan değerli tez danışman hocam Prof. Dr. Cahit Üçok'a ne kadar teşekkür etsem azdır. Başlanılan işi titizlik ile bitirmeyi, sabırla çalışmayı, telaşsız sakin hedefe durmadan ilerlemeyi bana bu yaşta öğrettiği için teşekkürlerimi sunarım.

Doktora eğitimine başlamadan bile her sorduğum soruya içtenlikle cevap veren temel eğitim sürecinden bugüne kadar hep yanımda olan değerli kıdemlim sevgili hocam Doç. Dr. Alper Sindel'e sonsuz şükranlarımı sunarım.

İki kişi var ki bu tez onların bana inancının üstünde yükseliyor. Hem kıdemlim hem arkadaşım Doç. Dr. Poyzan Bozkurt olmasaydı ben bu tezden çok önceden vazgeçerdim. Katkıları için ne kadar teşekkür etsem azdır.

Tez sürecimi yakından takip ederek bugün bu tezin çıkmasında çok büyük emeği olan hatta katkıları olmadan bu doktora hayatımın bitmesinin mümkün olmadığı hocam Prof. Dr. Ayşegül Tüzüner'e en içten şükranlarımı sunarım iyi ki varsın Ayşegül Abla.

Bölümümüzün geleceğini temsil eden her zaman yanımda olan değerli kıdemlim Doç. Dr. Emre Yurttutan'a teşekkür ederim.

Meslek hayatıma başladığım ilk günden başlayarak benim hem kıdemlim hem yoldaşım olan sevgili kıdemlilerim Dr.Dt. Pınar Cervatoğlu, Dr. Dt. Önel Yıldız ve Dr. Dt. Şakir Katı'ya teşekkürü bir borç bilirim.

Meslek hayatıma ve bu çalışmaya inanılmaz katkılarıyla bana gösterdiği sabırla bir kıdemlim olmanın ötesinde bütün zor anlarımda yanımda olan dostum Dr. Dt Sıla Şahin iyi ki varsın.

Yaşamıma ve mesleğime katkısı asla ödenmeyecek hayat arkadaşım Uzm. Dt. Duygu Naneci'nin desteği olmadan kim bilir halim nice olurdu. Bu yolda birlikte yürüdük.

Tabii ki aynı üniversiteden mezun olduğum biricik annem Seniha Naneci ve eğitim hayatımın son gününde bile hep beni destekleyen sevgili babam Bekir Naneci'ye; bir hukukçu bir akademisyen olarak benim hayata bakışıma farklı boyut kazandıran sevgili ablam Aslı Arıcı'ya sonsuz şükranlarımı sunarım.



SİMGELER VE KISALTMALAR

2D	2 Boyutlu
3D	3 Boyutlu
ABD	Amerika Birleşik Devleti
ark.	Arkadaşları
F	Kuvvet
FEA	Finite Element Analysis
FEM	Finite Element Method
FP	Fixed Prosthesis
g	Gram
GPa	Gigapaskal
mm	Milimetre
MPa	Megapaskal
N	Newton
N/mm ²	Newton milimetre kare
Ncm	Newton santimetre
RP	Removable Prosthesis
SI	International System of Units
SSRI	Selective Serotonin Reuptake Inhibitors
TME	Temporomandibular Eklem
V2	Maksiller Sinir

ŞEKİLLER

Şekil 1.1. Üst çene, Maxilla ve palatin kemik (Sağdan)	3
Şekil 1.2. Maksiller Sinir a) Terminal dalları b) Pterygopalatin ganglion	5
Şekil 1.3. Dış karotid arterin dalları	6
Şekil 1.4. All-on-4 konsepti klinik mantığı.	23
Şekil 1.5. Açıklık, klinisyenin maksiller sinüsün ön duvarının en ön cephesini görmesini sağlamak için oluşturulur	23
Şekil 1.6. All-on-4 kılavuzu orta hatta yerleştirilmiştir	25
Şekil 1.7. Drill, posterior osteotomi için kılavuza 30 ° ila 45 ° açıyla konumlandırılmıştır	25
Şekil 1.8. Sabit-hibrit restorasyon	26
Şekil 1.9. Multiunit laboratuvar analogu geçici proteze yerleştirilir	27
Şekil 1.10. Çerçeve ve intaglio yüzeyinin yumuşak doku indeksi	28
Şekil 1.11. Sabit hibrit protezin son yerleştirilmesi	28
Şekil 2.1. Maksilla'nın FEA modeli	40
Şekil 2.2. Ağ yapısı modeli	41
Şekil 2.3. Yükler ve sınır koşulları. Model, tüm hareket açılarında sabitlenmişti	42
Şekil 3.1. Kortikal kemik için Von mises stres dağılım patternleri	44
Şekil 3.2. Trabeküler kemik için Von mises stres dağılım patternleri	44
Şekil 3.3. Oklüzal kuvvet 50 N iken düz implant-abutment üzerindeki gerilim dağılımı	46
Şekil 3.4. Oklüzal kuvvet 50 N iken düz abutment vidasında gerilim dağılımı	47
Şekil 3.5. Oklüzal kuvvet 50 N iken açılı abutment ve protez vidası üzerindeki gerilim dağılımı	47
Şekil 3.6. Oklüzal kuvvet 50 N iken açılı implant-abutment üzerindeki gerilim dağılımı	47
Şekil 3.7. Oklüzal kuvvet 300 N olduğunda düz implant-abutment üzerindeki gerilim dağılımı	48
Şekil 3.8. Oklüzal kuvvet 300 N iken düz abutment vidasında gerilim dağılımı	48
Şekil 3.9. Oklüzal kuvvet 300 N olduğunda açılı implant-abutmentteki gerilim dağılımı	48
Şekil 3.10. Oklüzal kuvvet 600 N iken düz implant-abutment üzerindeki gerilim dağılımı	49
Şekil 3.11. Oklüzal kuvvet 600 N iken düz implant abutment vidasındaki gerilim dağılımı	49
Şekil 3.12. Oklüzal kuvvet 600 N olduğunda açılı abutment ve protez vidasındaki gerilim dağılımı	49
Şekil 3.13. Oklüzal kuvvet 600 N olduğunda açılı implant abutmentindeki gerilim dağılımı	50
Şekil 3.14. Metal bar (F-600N) üzerinde gerilim dağılımı	51
Şekil 3.15. Protez üzerindeki gerilim dağılımı (F-600N)	51
Şekil 3.16. Protez yer değiştirme patternleri (mm cinsinden)	51

ÇİZELGELER

Çizelge 2.1. Malzeme özellikleri	42
Çizelge 3.1. Tüm bileşenler ve tüm simülasyonlar için Von Mises stresi (50N)	45
Çizelge 3.2. Tüm bileşenler ve tüm simülasyonlar için Von Mises stresi (300N)	46
Çizelge 3.3. Tüm bileşenler ve tüm simülasyonlar için Von Mises stresi (600N)	46



1. GİRİŞ

1.1. Diş Eksiklikleri

Hareketli/sabit diş protezleri, implant destekli protezler ve çene-yüz protezleri diş hekimliğinde protetik diş tedavisinin çalışma alanlarıdır. Diğer vücut protezleri ile eksik olan organ veya dokunun yerine konması gibi diş protezleri de ağız içinde aynı işlevi görmektedir. Eksik diş varlığı yani dişsizlik; bütün dişlerin kaybedildiği tam dişsizlik ve bir veya daha fazla dişin kaybedildiği bölümlü dişsizlik olarak adlandırılmaktadır.

Tam dişsizlikte tedavi yakın zamana kadar sadece hareketli total protezlerle yapılmaktaydı. Bu protezler konuşurken, yemek yerken genellikle hareket etmekte, dokularda yaralanmalara sebep olmakta ve hasta konforunu da bu sebeplerden dolayı oldukça düşürmektedir.

Bölümlü dişsizlikte ise kaybedilen diş sayısına göre tedavi belirlenmektedir. Bölümlü dişsizliklerin tedavisi iki şekilde yapılmaktadır; diş destekli köprü protezi veya implant destekli sabit protezler. Diş destekli köprü protezlerinde boşluğun sağında ve solundaki dişlerde kesim yapıldıkları için bu durum koruyucu hekimlik misyonuyla ters düşmektedir.

1.2. Diş Eksikliklerinin İmplantla Restorasyonu

Sanayileşmiş toplumlarda yaşam standartlarının artmasıyla diş eksikliğinin giderilmesine yönelik tedavilere olan ilgi yıllar geçtikçe katlanarak artmaktadır. Son yıllarda implant destekli protezler, hem yetişkin hem de yaşlı popülasyonlarda katlanarak popüler hale gelmiştir. Dental implantlara talepteki bu artış, dental

implantların piyasaya çıktığı ilk dönemlerdeki gibi hassas ve yavaş çalışmaların yerini yöntem ve malzemelerin çıkışındaki hızlı değişime bırakmasına sebep olmuştur. Günümüz modern toplumunda özellikle estetik bölgedeki dişsiz boşluk, genç-yaşlı bütün yaş grupları için kabul edilemez bir olgu olmuştur.

İmplant destekli restorasyonların işlevi, eksik dişleri ve diş yapısının kayıp unsurlarını restore etmek, form, fonksiyon ve estetiği korumak veya eski haline getirmek ve restore edilmiş veya kalan dişlerin ömrünü optimize etmektir.

Tam protez kullanan hastaların çiğneme performansları implant destekli protez kullanan hastalardan önemli oranda düşüktür. Ayrıca bu protezlerin fonksiyon ve konuşma sırasında çıkması hasta için oldukça rahatsız edicidir. Bu nedenlerle uzun dönem tam protez kullanan hastalar bile implant destekli protezlere dönüş yapmaktadır.

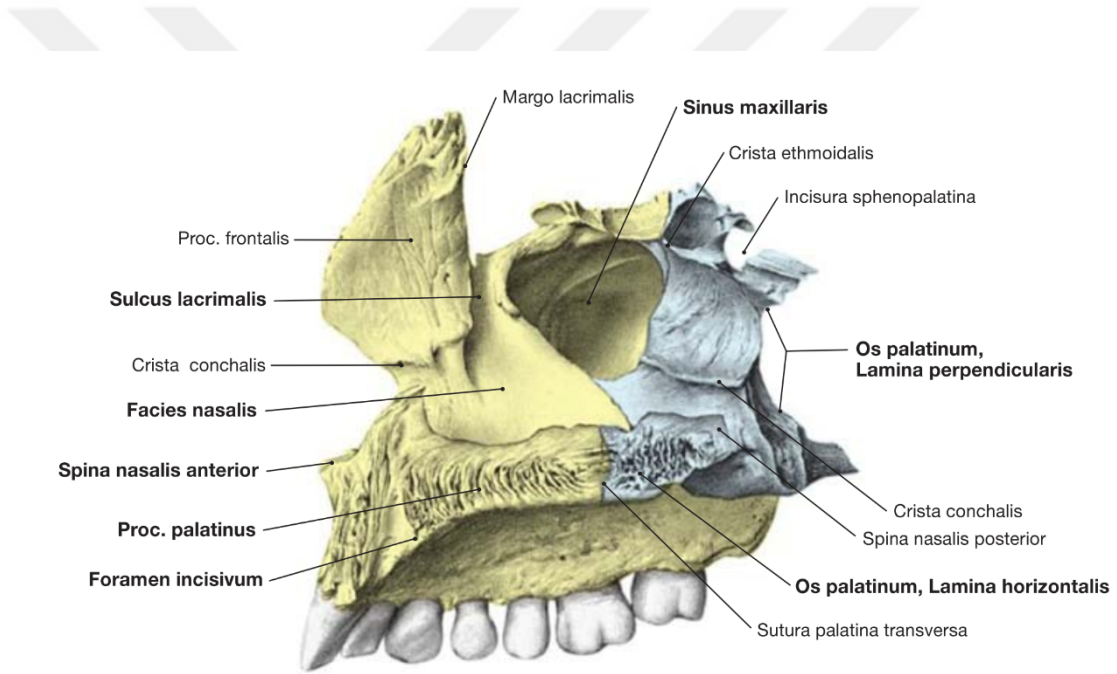
1.2. Çene Kemiklerinin Anatomisi

Maksilla ve mandibula anatomisine ait bilgi, vasküler ve nöral yapıların yaralanmasını önleyerek güvenli bir şekilde dental implant yerleştirilmek ve ameliyat sonrası komplikasyonları önlemek için oldukça önemlidir. Sonraki bölümde çalışmanın konusu olan maksiller kemik anatomisi açıklanacaktır.

1.2.1. Maksilla Anatomisi

Maksilla, zigoma kökü tepesini oluşturmak üzere, piramidal bir şekle sahiptir. Çevreleyen yüz yapılarına dört uzantıyla bağlanır: alveoler, frontal, zigomatik ve palatin prosesler. Zigomatik proses, maksillanın fasiyal tarafını (veya lateral tarafını) antero-lateral ve postero-lateral yüzeylere ayırır (Sharawy, 2016). Zigomatik proses, zigomatik kemiğin maksiller prosesine zigomatikomaksiller sütür yoluyla bağlanır. Palatin proses, maksillanın ön üçte ikisi ile alveoler proses arasındaki sınırdan

kaynaklanır (Lev ve Artzi, 2020). İki palatin proses, intermaksiller suture seviyesinde buluşur. Alveoler proses, bir dış ve bir iç kortikal kemik plaka ve aralarında trabeküler kemik dokusundan oluşur. Diş çekimi, alveolün kademeli olarak erimesine neden olur. Alveoler prosesin alt kenarında kortikal kemik plakalar, bu parçayı alveoler soketlere ayıran dikey interalveoler septalar ile birbirine bağlanır. Alveoler soketin morfolojisi, kök boyutu ve konfigürasyonu ile belirlenir (Lev ve Artzi, 2020). Maksiller sinüs, en büyük paranasal sinüstür ve maksiller molar dişlerinin apikal köklerinin üzerinde yer alır (Maruo ve ark., 2019). Maksiller sinüs boşluğu, tabanı ve tepesi maksilla gövdesinin piramidiyle örtüşen bir kare piramidi andırır (Lev ve Artzi, 2020) (Şekil 1.1).



Şekil 1.1. Üst çene, Maxilla ve palatin kemik (Sağdan) (Paulsen, F., Waschke J., 2013).

1.2.1.1. Maksiller Kemiğin Innervasyonu

Maksilla, maksiller sinir (V2) tarafından innerve edilir. Maksiller sinir, trigeminal gangliondan köken alır. V2, kranyumda foramen rotundumdan çıkarak sfenopalatin fossaya girer. Pterygopalatin fossadan geçtikten sonra V2, infraorbital sinir olarak inferior orbital fissürden orbitaya girer ve orbita tabanındaki infraorbital oluk ve kanaldan geçer. Son olarak V2, infraorbital foramen yoluyla yüzde

kafatasından dışarı çıkar (Tomaszewska ve ark., 2014). Maksiller sinirin ana dalları şunları içerir:

- Zigomatik sinir: Pterygopalatin fossadaki maksiller sinirden kaynaklanır ve orbitaya inferior orbital fissür yoluyla girer (Joo ve ark., 2013). Orbitada zygomatikotemporal ve zygomatikofasiyal dallara ayrılır. Zigomatik sinir ayrıca orbitada lakrimal bezi besleyen otonom lifleri taşır (Sharawy, 2016).

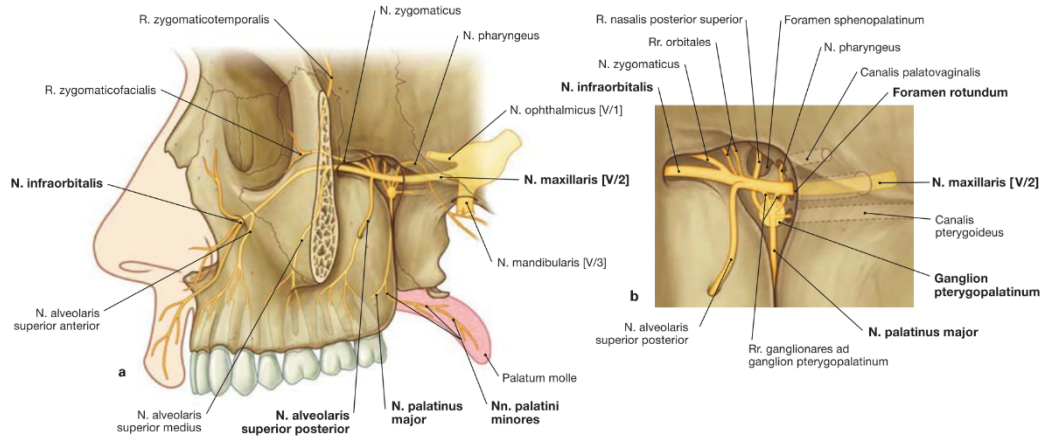
- Infraorbital sinir: Maksiller dişler, orbitanın tabanına kadar infraorbital sinirden çıkan superior alveoler sinir dalları tarafından innerve edilir.

- ✓ Arka Superior Alveoler Sinir: Sinir, gingivayı ve yanak mukozasını innerve ederek maksiller tüberositenin üzerine iner, daha sonra arka alveoler kanala girer ve maksiller sinüs zarına ve molar dişlere dallar verir (Loetcher ve ark., 1988). Orta superior alveoler sinir olmadığında, premolar dişleri de posterior superior alveoler sinir tarafından innerve edilir (Loetcher ve ark., 1988). Molar dişlere ulaştığında, dental, alveoler, mukozal ve kemik terminal dallarına ayrılır. (Tomaszewska ve ark., 2014).
- ✓ Orta Superior Alveoler Sinir: İnfraorbital kanaldaki infraorbital sinirden kaynaklanır ve maksiller sinüsün lateral duvarında ilerleyerek premolar dişleri innerve eder.
- ✓ Anterior Superior Alveoler Sinir: Maksiller sinüsün ön duvarına girer ve orada kesici ve kanin dişlerini besleyen dallara ayrılır. Kanin fossa seviyesinde, varsa orta alveoler sinirin dalları ile superior dental pleksusu oluşturur. Nazal sinirler bu pleksustan ortaya çıkar ve lateral duvarın ön alanının mukoza membranını ve burun boşluğunun tabanını innerve eder. (Shankland, 2001).

- Palatin Sinirler: Palatin sinirler Pterygopalatin gangliondan kaynaklanır. Sert damak mukozasını besleyen N. Palatinus Major ve yumuşak damak mukozasını besleyen N. Palatinus Minor, Palatin sinirleri oluşturur. Bu sinirler, palatin tonsil çevresinde bir tonsiller pleksus oluşturmak için glossofaringeal sinirin dalları ile anastomoz yapar.

- Nazopalatin Sinir: Pterygopalatin gangliondan kaynaklanır. Sinir, sfenopalatin foramen yoluyla burun boşluğuna girer ve foramen incisivum yoluyla burun boşluğundan çıkar. Uç dalları, sert damak ön kısmının mukozasını ve kanin dişlerin yakınındaki palatal gingivayı innerve eder. Bazı durumlarda nazopalatin sinir kanin dişleri de innerve edebilir (Meyer, ve ark., 2007).

Normalde diş çekildikten sonra dişe ait nöral yapının çoğu dejenere olur, ancak bazı durumlarda alveoler çıkıntı içinde kalarak implant yerleştirildikten sonra fantom ağrıya neden olabildiği bildirilmiştir (Sharawy, 2016).



Şekil 1.2. Maksiller Sinir a) Terminal dalları b) Pterygopalatin ganglion (Paulsen, F., Waschke J., 2013).

1.2.1.2. Maksiller Kemiğin Beslenmesi

Maksillaya giden ana arteriyel besleme, dış karotid arterin terminal dallarından biri olan maksiller arter tarafından sağlanır. Maksiller arter, mandibula kondilinin

boynu seviyesinde başlar ve infratemporal fossada yüzeyel ya da derinden lateral pterygoid kasa kadar devam eder (Sharawy, 2016). Pterygomaksiller fissür seviyesinde pterygopalatin fossaya giren bir artere ve infraorbital fissüre giren bir diğer artere bölünür, infraorbital fissüre giren dalı, infraorbital kanalda devam eder ve infraorbital foramen yoluyla yüzde yüzeyelleşir (Sharawy, 2016). Ek kanlanma, palatin ve tonsiller (fasiyal arterin dalları) dallardan çıkan arterler yoluyla, lingual arterden çıkan arterler yoluyla ve orofarenksin lateral faringeal duvarına nüfuz eden ve palatin mukozasını ve maksilla kemiğini besleyen dış karotid arterden çıkan faringeal dal yoluyla sağlanır (Sharawy, 2016). Bu arterler, farenksin lateral duvarının lateralinde, mandibular ramusa medial olarak yükselir.

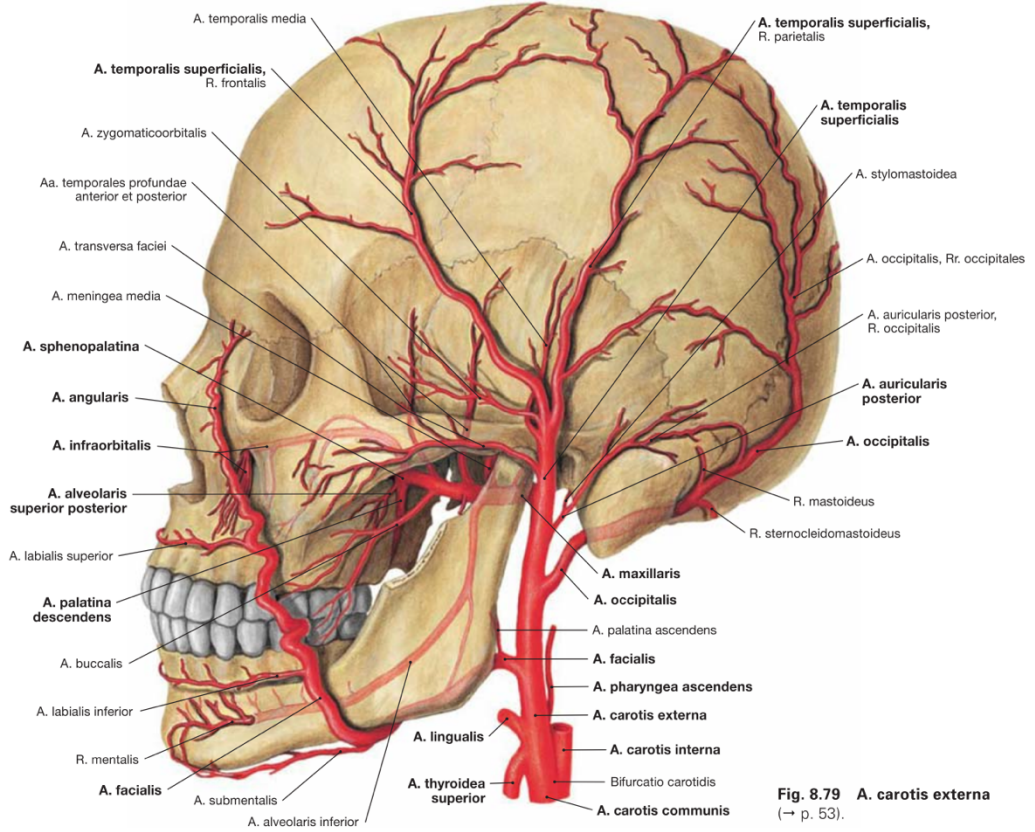


Fig. 8.79 A. carotis externa
(→ p. 53).

Şekil 1.3. Dış karotid arterin dalları (Paulsen, F., Waschke J., 2013).

1.3. Maksiller Kemik Atrofisi

Diş kaybı, geri dönüşsüz, kronik ve kümülatif olarak rezidüel kemik kretin atrofisine yol açar. Tallgren'e göre diş kaybının ardından ilk yıl meydana gelen kemik kaybı miktarı, sonraki yıllara göre neredeyse 10 kat daha fazladır (Tallgren, 1972). En büyük kemik rezorpsiyonu, horizontal düzlemde meydana gelir ve önemli ölçüde alveoler genişlik kaybına yol açar (Herford ve la, 2016). Dişsiz anterior maksilla, yükseklik bakımından anterior mandibuladan daha yavaş rezorbe olmaktadır (Misch, 2015). Posterior maksilla ise kemik hacmini diğer bölgelerden daha hızlı kaybeder. Maksiller kemiğin rezorpsiyonu, orta hata doğru gerçekleştiği için maksiller kretin daralmasına neden olur. Posterior maksiller bölge ile ilgili olarak, rezidüel alveoler kemik rezorpsiyonuna ilaveten, maksiller sinüsün diş kaybından sonra genişlediği bildirilmiştir. Sonuç olarak, mevcut kemik yüksekliği hem kret hem de apikal bölgelerden azalır (Misch, 2015).

Atwood'a göre kemik atrofisinin ilerlemesini etkileyen başlıca faktörler şunlardır:

- Çenenin anatomik yapısı,
- Bireyin biyolojisi (yaş, cinsiyet, hormonal denge vb.)
- Alveoler kemiğe uygulanan kuvvet ve protez işlemlerinin etkisi gibi mekanik faktörler (Atwood, 1972).

1.3.1. Dişsiz Arkların Sınıflandırılması

1.3.1.1. American College of Prosthodontist Sınıflaması

American College of Prosthodontist tarafından belirlenen sınıflama sistemi, tam dişsiz ağızlardaki kemik durumunu belirlemek için geliştirilmiş bir sınıflama sistemidir. (McGarry ve ark., 1999). Her sınıf, belirli tanı kriterleri ile ayırt edilir.

1. Kemik yüksekliği-mandibula.
2. Sırt morfolojisi – Maksilla
3. Kas bağlantıları – Mandibula
4. Maksilomandibular ilişki
5. Protez öncesi cerrahiye ihtiyaç duyma durumları
6. Kısıtlı interark mesafesi
7. Dil morfolojisi

Sınıf I - Dört tanı kriterinin tümü geçerli ise.

- Panoramik bir radyografide mandibulanın en az dikey yüksekliğinde ölçülen 21 mm veya daha fazla rezidüel kemik yüksekliği.
- Rezidüel kret morfolojisi, protez tabanının yatay ve dikey hareketine direnir; Tip A Maksilla.
- Protez tabanı stabilitesi ve tutunması için elverişli olan kas bağlantı yeri; Tip A veya B mandibula.
- Sınıf I maksillomandibular ilişki

Sınıf II

- Panoramik bir radyografide mandibulanın en az dikey yüksekliğinde ölçülen 16 ila 20 mm rezidüel kemik yüksekliği.
- Protez tabanının yatay ve dikey hareketine direnen rezidüel kret morfolojisi; Tip A veya B maksilla.
- Protez tabanı stabilitesi ve tutunması üzerinde sınırlı etkisi olan kas bağlantı yeri; Tip A veya B mandibula.
- Sınıf I maksillomandibular ilişki.
- Küçük etkenler; psikososyal hususlar, oral bölgede de etkili olan hafif sistemik hastalık

Sınıf III

- Panoramik bir radyografide mandibulanın en az dikey yüksekliğinde ölçülen 11 ila 15 mm'lik rezidüel alveoler kemik yüksekliği.
- Rezidüel kret morfolojisi, protez tabanının yatay veya dikey hareketine direnmek için minimum etkiye sahiptir; C tipi maksilla.
- Protez kaidesinin stabilitesi ve tutunması üzerinde orta derecede etkisi olan kas eklerinin yeri; C tipi mandibula.
- Sınıf I, II veya III maksillomandibular ilişki.
- Protez öncesi minimal cerrahi işlem gerekliliği
- Kısıtlı interark mesafesi (18-20 mm).
- Orta dereceli etkenler; psikososyal hususlar ve/veya ağız kuruluğu gibi sistemik hastalıklar veya durumların ağız bulguları.
- TME semptomları varlığı
- Büyük dil (dişlerin arasına giren)
- Kusma veya bulantı refleksi

Sınıf IV

- Panoramik bir radyografide mandibulanın en az dikey yüksekliğinde ölçülen 10 mm veya daha az rezidüel dikey kemik yüksekliği.
- Rezidüel kret, yatay veya dikey hareketlere karşı direnç göstermez; D tipi maksilla.
- Protez tabanı stabilitesi ve tutunması üzerinde önemli etkisi olması beklenebilen kas tutunma yeri; D veya E tipi mandibula.
- Sınıf I, II veya III maksillomandibular ilişkiler.
- Protez öncesi major cerrahi işlem gerekliliği
- Parestezi veya dizestezi geçmişi
- Cerrahi işlem gereken yetersiz interark mesafesi
- Kazanılmış veya konjenital maksillofasiyal defektler
- Sistemik rahatsızlık veya durumların şiddetli oral bulguları

- Maksilomandibular ataksi
- Dilin hiperaktivitesi
- İlaçla kontrol altında olan kusma ve bulantı refleksi
- Tedaviye yanıt vermeyen hasta
- Profesyonel müdahaleye ihtiyaç duyan psikososyal durumlar

1.3.1.2. Cawood ve Howell Sınıflandırması

Cawood ve Howell (1988) kemik erimesi sınıflandırması, kemik hacim değişikliklerine göre önceki sınıflandırmalara benzer, ancak aynı zamanda maksiller sinüslerin genişlemesini de göz önünde bulundurur (Misch, 2015). Yazarların en önemli gözlemi, uygun olmayan protezlerin aşırı yüklenmesi gibi sıra dışı etkenlere maruz kalmadıkça, bazal kemik değişikliklerinin önemli olmadığıdır. Alveoler kemik şeklindeki değişiklikler her iki çenede de önemlidir ve tahmin edilebilir bir yol izlerler. Bu konuda en sık gözlemlenen değişiklikleri gösteren kompozit diyagramlar da yayınlanmıştır. Kemik kaybının şekli bölgeye göre değişir (Cawood ve Howell, 1988).

- Ön mandibula – Kemik kaybı dikey ve yataydır (Labial açıdan bakıldığında).
- Arka mandibula - Kemik kaybı esas olarak dikeydir.
- Ön maksilla - Kemik kaybı hem dikey hem de yataydır (Labial açıdan bakıldığında).
- Arka maksilla - Kemik kaybı hem dikey hem de yataydır (Bukkal açıdan bakıldığında).

Alveoler kemik değişikliklerinin tanımlayıcı sınıflandırması altı sınıftan oluşur (Cawood ve Howell, 1988):

Sınıf I – Dişli.

Sınıf II – Çekimden hemen sonra.

Sınıf III - İyi yuvarlatılmış kret formu, yükseklik ve genişlik yeterli.

Sınıf IV - Bıçak sırtı kret formu, yeterli yükseklik ve yetersiz genişlik.

Sınıf V - Düz kret formu, yükseklik ve genişlik bakımından yetersizdir.

Sınıf VI - Belli bazal kayıplarla birlikte çökmüş sırt formu.

1.3.1.3. Maksilla Posterior Dişsiz Bölgenin Misch Sınıflandırması

Misch ve Judy (1985), mevcut kemiği mandibula ve maksilla için temelde her bölgenin doğal rezorpsiyon fenomenini takip eden 4 bölüme ayırır ve her kategori için farklı bir implant yaklaşımı belirler (Misch, 2015). Orijinal dört kemik sınıfı, daha sonra iki alt kategori ile daha da genişletilmiştir (Misch, 2015).

Sınıf A kemik: Tüm boyutlarda bol miktarda mevcut kemiğe karşılık gelir. Sınıf A için mevcut kemiğin yüksekliği 12 mm veya daha fazla iken genişliği 6 mm veya daha fazladır. A sınıfı için meziyodistal dişsiz genişlik 7 mm veya daha fazladır. Oklüzal düzleme göre kemiğin açısı 30 derece ve kron yüksekliği 15 mmden azdır.

Sınıf B Kemik: Kemik yüksekliği hala mevcut olmasına rağmen, kret genişlik olarak rezorbe olmaya devam eder. Mevcut kemik genişliği; 4-6 mm genişliğinde ve 2,5 ila 4 mm genişliğinde kretler olarak iki alt kategoriye de ayrılabilir. Kemiğin açısı, bitişik dişler veya oklüzal düzlemin eksenine göre 20 dereceden az açıda ve 15 mm veya daha az bir kron yüksekliği aralığı (Sınıf A'ya benzer) içinde olmalıdır.

Sınıf C Kemik: Kretin bir veya daha fazla boyutta (genişlik, uzunluk, yükseklik veya açı) eksikliği vardır. C sınıfı dişsiz kret, öngörülebilir endosteal implant başarısı ve protetik tedavi için Sınıf A veya B kadar çok imkan sunmaz.

Sınıf D, klinik olarak şiddetli atrofi durumunu tanımlar. Sınıf D Maksillada, Maksilla ön bölgede burun tabanının altında 6 mm veya daha az veya posteriorda maksiller sinüsün altında 6 mm'den daha az kemik yüksekliği bulunmaktadır. Mandibula ön bölgede, D sınıfı krette kret tepesiyle mental foramen arasında 6 mm veya daha az kemik bulunur veya posterior mandibulada alveoler kanalın üzerinde 6

mm'den daha az kemik yüksekliği bulunmaktadır. Kron yüksekliği aralığı 20 mm'den fazladır.

1.3.2. Alveoler Kemik Atrofisinin Sonucunda Maksillo-Fasiyal Bölgede Meydana Gelen Değişiklikler

Tam dişsiz hastalarda yapılan morfolojik değişikliklerle ilgili çalışmalar, maksiller prosesin ön yüksekliğindeki azalmanın, mandibulanın alveoler kısmınıninkinden dört kat daha küçük olduğunu göstermektedir (Tallgren, 1970). Alveoler kreterlerin rezorbsiyonunun sonucu olarak, mandibula oklüzal dikey boyuttaki kaybın sonucu olarak Sınıf III eğilimle öne-yukarı doğru döner (Douglass ve ark., 1993). Bazı durumlarda, yatay bir düzlemde başabaş duruma gelebilirler hatta negatif overjetli bir oklüzyon görmek de mümkündür. Ayrıca dişleri sağlıklı bireylerde mandibula boyutlarının dişsiz bireylere göre daha büyük olduğu gözlemlenmiştir (Chrakanovic ve ark., 2010). Öztürk ve ark. mandibulanın ramus yüksekliğini ve genel korpus boyutunu değerlendirmiş ve mandibula boyut ve şeklindeki değişikliklerin birincil belirleyicisinin diş sayısı olduğunu bulmuşlardır (Öztürk ve ark., 2013). Birkaç çalışma, dişsiz deneklerde gonial açının genişlediğini de göstermiştir. Özellikle mandibula tabanının şekli çiğneme kaslarının işlevi ve şekli ile ilgilidir. Dişli hastalar ile karşılaştırıldığında, dişsiz hastalar daha az kasılma aktivitesine ve azalmış çiğneme kası yoğunluğuna sahiptir (Huumonen ve ark., 2009). Özellikle masseter ve mediyal pterygoid kasları, dişsiz hastalarda yaşla birlikte daha belirgin bir değişikliğe uğrar. Bu iki kas, gonial açı bölgesine bağlandığından, kasılma aktivitelerindeki değişiklikler, mandibular tabanın şeklini etkiler (Huumonen ve ark., 2009).

1.4. Dental İmplantoloji ve Tarihçesi

Diş implantlarının ortaya çıkışı, 40 yıldan fazla bir süre önce Brånemark'ın çalışmasıyla başlamıştır. Dr. Brånemark, kemik iyileşmesi ve rejenerasyonu üzerinde çalışırken, aslında kemiğin titanyum (Ti) yakınında büyüyebileceğini ve doku reddi

olmadan metale etkili bir şekilde yapıştırılabileceğini bulmuştur. Önce fenomeni tanımlamak için ‘osseointegrasyon’ terimini kullanımı ve bu keşfi desteklemek için birçok deneysel çalışma ve insan çalışması yapmıştır. 1965’te ilk Ti dental implantlarını, dişleri eksik olan 34 yaşındaki bir insan hastaya yerleştirmiştir (Gaviria, 2014). İmplantlar mandibulaya yerleştirilmiş, birkaç ay sonra yüklenmiş ve hastanın hayatının sonuna kadar fonksiyonunu korumuştur. Mayıs 1982’de Brånemark, 15 yıllık insan ve hayvan araştırmalarının sonuçlarını Toronto Klinik Diş Hekimliğinde Osseointegrasyon Konferansı’nda sunmuş ve aynı yıl ABD Gıda ve İlaç Dairesi Ti diş implantlarının kullanımını onaylamıştır (Gaviria, 2014). 1920’den beri seramik yüzey işlemleri ve implantlara seramik benzeri elemanlar üretilmiştir. Tarihsel araştırmalar, kaliteyi ve ankrajı iyileştirmek için malzeme ve teknik üzerinde toplanmıştır ve implantolojideki en önemli gelişmeler estetik restorasyona odaklanmıştır (Sullivan, 2001). Sistematik bir inceleme, 21. yüzyılın başından beri, protez sorunlarına kıyasla cerrahi konulara daha fazla odaklanıldığını göstermiştir (Pommer ve ark., 2015).

1.4.1. Dental İmplantların Tanımı

Diş implantları, doğal bir dişin köküne benzer şekilde işlev görecektir biçimde tasarlanmıştır. Dental implantın en yaygın form tasarımı, kemik iyileşmesi sırasında yalnızca implant gövdesinin yerleştirilmesine izin veren ayrı bir abutment ve implant gövdesine sahiptir. Kemik iyileşmesinden sonra, kemik-implant yüzeyi arasında doğrudan bir temas yüzeyi oluşması sayesinde, implantın kemiğe sağlam bir şekilde sabitlenmesi mümkün olur. İmplant abutmentini takmak için genellikle ikinci bir prosedür gerekir. İki parçalı implant sistemleri için üç farklı cerrahi yaklaşım kullanılmıştır: Bir aşamalı, iki aşamalı ve hemen restorasyon (yükleme) (Misch 2015). Tek aşamalı cerrahi yaklaşım sırasında, implant gövdesi ve iyileştirme vidası, ilk kemik olgunlaşması gerçekleşene kadar beraber yerleştirilir. İki aşamalı cerrahi işlemde implant, ilk kemik iyileşmesi gerçekleşene kadar yumuşak dokunun altına yerleştirilir. Tasarıma dayalı olarak üç ana kök formuna sahip endosteal implant türü vardır: Silindir formunda, vida formunda veya kombine formda (Misch 2015). Acil restorasyon yaklaşımında, implant gövdesi ve protez abutmenti ilk ameliyatta

yerleştirilir. Kemiğe mikroskobik tutunma sağlama durumu silindirik implantlar için kaplamaya veya yüzey durumuna bağlıdır. Vida köklü formlar, biraz daha küçük hazırlanmış bir kemik bölgesine vidalanır ve ilk kemik fiksasyonu için yivlerde makroskopik tutucu elemanlara sahiptir (Misch 2015). Piyasada farklı vida dişi geometrileri mevcuttur; V-yivli, payandalı ve kare yivli tasarımlar. Kombine tasarımlar, hem silindir hem de konik formlardan almış olduğu makroskopik özelliklere sahiptir. Diş implantları, yerleştirme, iyileşme, cerrahi gereksinimler, yüzey özellikleri ve arayüzlerine göre tanımlanır (Misch 2015).

1.4.2. Dental İmplantlarda Başarı Kriterleri

Albrektsson ve ark. başlangıçta implant başarısının değerlendirilmesi için bazı kriterler önermişlerdir (Albrektsson ve ark., 1986), ancak bu kriterler, ilk yıl boyunca kaybedilen krestal kemiğin miktarını dikkate almamaktadır. Yıllar boyunca implant başarısının değerlendirilmesi için sağ kalım oranları, devam eden protez stabilitesi, radyografik kemik kaybı ve implant çevresi yumuşak dokularda enfeksiyon yokluğu gibi çeşitli kriterler kullanılmıştır (Papaspnyidakos ve ark., 2012). Sağ kalım oranı, implantın hala fiziksel olarak ağızda olup olmadığını ifade eden orandır (Ten Bruggenkate, 1990). Dental implantın başarısını değerlendirmek için diğer kriterler ağrı ve hareketliliğin olmamasıdır. Ağrı, ilk iyileşme döneminden sonra dikey ve yatay kuvvetler altında değerlendirilir ve iyileşme döneminden sonra implantla hiçbir ağrı ilişkilendirilmemelidir (Misch ve ark., 2008). İmplantın sertliği, 500 g'ın altındaki dikey veya yatay kuvvetlerle klinik hareketliliğin olmaması olarak kabul edilir (Misch ve ark., 2008). Marjinal kemik seviyesi, implant başarısının değerlendirilmesinde yaygın olarak kullanılan bir parametredir. Bu kritere göre, implant yerleştirilmesinin ilk yılında 1 mm ve sonrasında her yıl 0,2 mm kemik remodelingi makul kabul edilmiştir, ancak implant yüzeylerinde ve protez bağlantılarında son zamanlarda yapılan ilerlemeler ile artık bu kriter sorgulanabilir olmuştur (Papaspnyidakos ve ark., 2012). Marjinal kemik kaybı, genellikle implant gövdesinin mezial ve distal tarafındaki kemik seviyesinin geleneksel radyografi ile ölçülmesiyle değerlendirilir (Misch ve ark., 2008). Dental implantolojideki gelişmeler ve hastanın

beklentilerindeki artış dikkate alındığında, implant ve protez işlemleri için daha kapsamlı başarı kriterleri tanımına ihtiyaç vardır. Genel olarak, implant başarısını tanımlamak için tek bir parametre kullanılmamalı ve implantların tek başına sağ kalım oranlarından ziyade, bir bütün olarak implant-protez bütünü hakkında klinik başarı skoru dikkate alınmalıdır (Papaspıridakos ve ark., 2012). Tedavi sonuçlarını değerlendirmek için genel tedavi ile birlikte hasta memnuniyeti derecelendirilmelidir (Levi ve ark., 2003). 2012’de yayınlanan bir sistematik derlemede, diş implantları ile ilgili sonuçları ölçmek için en çok kullanılan parametrelerin; implantla ilgili, implant çevresi yumuşak doku ile ilgili, protezler ve hastanın öznel değerlendirmesi ile ilgili olduğu bulunmuştur (Papaspıridakos ve ark., 2012). Aslında implant diş hekimliğinde halihazırda kullanılan protokollerden birkaçı kapsamlı başarı kriterleri kullanılarak değerlendirilmiştir (Gallucci ve ark., 2009).

1.4.3. Dental İmplant Endikasyonları

Misch (1989), implant tedavisini kalan sert ve yumuşak doku yapılarının miktarını hesaplayarak, protez protokolüne göre sabit ve hareketli hesaba katmıştır. Sabit implant restorasyonları için en sık bildirilen endikasyonlardan biri, tek bir eksik diştir (Alghamdi ve ark., 2020). Genel olarak, ön bölgedeki dişler çoğunlukla periodontal hastalıklar nedeniyle çekilirken, molar dişler ve premolar dişlerin kaybı esas olarak diş çürüklerine bağlıdır. (Alghamdi ve ark., 2020). Maksillada eksik olan ön dişlerin implant restorasyonu zorlu bir klinik durumdur ve klinik başarıya ulaşmak için yumuşak ve sert doku augmentasyonları ile desteklenmesi gerekebilir. Birden fazla dişin eksik olduğu durum, özellikle serbest sonlu dişsizlik durumunda implant destekli sabit restorasyonlarla da ele alınabilir (Alghamdi ve ark., 2020). Diş implantlarının bir başka endikasyonu da tam dişsiz hastadır. Bu hasta kategorisini rehabilite etmek için hareketli protezler uzun zamandır kullanılmaktadır, ancak çoğu zaman hasta, özellikle hareketli mandibular protezlerin rahatsızlığıyla ilgili sorunlar bildirmiştir. Stabilitiyi iyileştirmenin yanı sıra, implant destekli tam protezler, kemik hacminin korunması, iyileştirilmiş çiğneme kası etkinliği, azaltılmış yumuşak doku

travması, daha iyi estetik ve protezin psikolojik olarak kabulü gibi başka avantajlar da sunmaktadır (Selim ve ark., 2016).

1.4.4. Dental İmplant Kontrendikasyonları

Dental implant rehabilitasyonunda hastaların tedavinin başarısını sağlamak için lokal veya sistemik kontrendikasyonlar olmamalıdır. Kontrendikasyonlar sistemik ve lokal kontrendikasyonlar olarak ikiye ayrılabilir (Bornstein, ve ark., 2009). Diz ve arkadaşları tarafından yapılan bir derleme, implant tedavisinin çok az sistemik kontrendikasyonu olduğu sonucuna varmıştır (Diz ve ark., 2013). Literatürde mutlak kontrendikasyonların, yakın dönem miyokard enfarktüsü ve serebrovasküler olay, transplant veya kapak protezi cerrahisi, derin immünosüpresyon, ciddi kanama sorunları, aktif malignite tedavisi, ilaç kötüye kullanımı, psikiyatrik hastalık ve intravenöz bifosfonat tedavisini içerebildiği sıklıkla bildirilmektedir. Ancak bu iddialarla ilgili pek az kanıt vardır (Diz ve ark., 2013). İlaçlarla ilgili olarak yakın zamanda yapılan bir sistematik inceleme, seçici serotonin geri alım inhibitörleri (SSRI) ve proton pompası inhibitörlerinin implant başarısızlığı ile ilişkisinin olduğunu, başarısızlık oranını artırdığını göstermiştir (Chappuis ve ark., 2018).

Yakın zamanda geçirilmiş miyokardiyal enfarktüs, felç ve kardiyovasküler cerrahi gibi bazı kardiyovasküler olayların implant tedavisi için mutlak bir kontrendikasyon oluşturabileceği öne sürülmüştür (Hwang ve Wang, 2006). Literatürde kardiyovasküler hastalıkların implant tedavisi için kontrendikasyon olduğuna dair herhangi bir kanıt bulunamamıştır, ancak bu hastalara implant yerleştirilmesi sırasında kanama veya kardiyak iskemik gibi diğer sorunlar göz önünde bulundurulmalı ve ameliyattan önce hasta ilgili bölüme konsülte edilmeli ve tıbbi tavsiye verilmelidir (Diz ve ark., 2013).

Kontrolsüz diyabet, osseointegrasyonu olumsuz etkiler. Bununla birlikte, vaka serileri, kohort çalışmaları ve sistematik incelemeler, uyumlu sağlıklı kontrollere kıyasla benzer başarı oranlarına sahip iyi metabolik kontrollere sahip diyabetiklerde

dental implantların yerleştirilmesini desteklemektedir (Diz ve ark., 2013). Aslında, diyabetin implant tedavisi için bir kontrendikasyon olduğuna dair kanıt yoktur, ancak ameliyattan önce ve sonra sıkı glisemik kontrol şiddetle tavsiye edilir.

Bağıışıklık sistemi baskılanmış hastalarda dental implant tedavisinin kontrendike olabileceğini varsaymak mantıklı olabilir. Karaciğer naklinden 6 ay sonra bir hastaya implant yerleştirilmesi hakkında yalnızca anekdot niteliğinde kanıtlar yayınlanmıştır (Bornstein ve ark., 2009). Bununla birlikte, immün yetmezliğin implant tedavisi için bir kontrendikasyon olduğuna dair hiçbir kanıt yoktur. Sıkı enfeksiyon kontrol protokolleri ile tıbbi tavsiye önerilir (Diz ve ark., 2013).

Bir dizi kemik bozukluğu, sonucu potansiyel olarak etkileyebilir, ancak bunu destekleyen çok az çalışma vardır. Çalışmaların çoğu kemik yoğunluğu ve implant başarısına odaklanmıştır. Osteoporoz, kemikle ilgili en çok çalışılan hastalıktır. Bu hastalarda kemik kalitesinin doğru bir değerlendirmesi ve yüzeyi işleminden geçirilmiş daha büyük çaplı implant kullanılması endikedir (Diz ve ark., 2013). Osteoporotik hastalarda diğer bir komplikasyon, çenelerin bifosfonata bağlı osteonekrozu ile ilgilidir (Diz ve ark., 2013). Genel olarak, intravenöz bifosfonatlarla tedavi edilen kanser hastalarında implantların kontrendike olduğu konusunda bir fikir birliği vardır (Madrid ve ark., 2009). Bifosfonatlarla tedavi edilen osteoporozlu hastalarda; artmış implant kaybı, kemik nekrozu riski ve başarısı düşük başarıya sahip sinüs lifting sonuçları söz konusudur (Maurer ve ark., 2010).

Lokal faktörlerle ilgili olarak, enfeksiyonlu bölgelere (apikal patoloji sergileyen) implant yerleştirilmesi durumunda, implantlar eğer debride edilmiş soketlere yerleştirilirse ve primer stabiliteye sahipse %92'den daha yüksek bir sağ kalım oranına sahip olduğu tespit edilmiştir (Lin ve ark., 2009). Genel olarak, belirli risk faktörlerinin implant tedavisinin başarısını etkileyebileceğine dair sınırlı kanıt vardır.

1.5. Atrofik Maksillada Modifiye İmplant Uygulamaları

1.5.1. Kısa İmplantlar

Bazı hastalarda kemik augmentasyonu prosedürleri, genel sağlık durumunun bozulması veya hasta talebi nedeniyle tercih edilmez. Bu bağlamda kısa implantlar da denilen kısaltılmış uzunlukta implantların kullanımı önemli bir rol oynamaktadır. Kısa implant terimi, implant uzunluklarını belirtmek için oldukça gelişigüzel kullanılmaktadır. Farklı yazarlar, 7 mm, 8 mm, 8,5 mm ve hatta 10 mm uzunluğa sahip implantlara kısa demişlerdir, bu da bu konuda genel bir konsensüs olmadığını göstermektedir. Klinik deneyler ve derlemeler, augmentasyon prosedürleri ile kombine halinde yerleştirilen kısa implantlar ve geleneksel implantlar için karşılaştırılabilir klinik sonuçlar ortaya koymuştur. Gastaldi ve ark. kısa diş implantlarının (5 veya 6 mm uzunluğunda) , krestal olarak kaldırılmış sinüslere yerleştirilen 10 mm veya daha uzun implantlara kıyaslandığında önemli bir etkinlik farkı olmadığı sonucuna varmışlardır (Gastaldi ve ark., 2017). Retrospektif bir çalışmada Lorenza ve ark., arka atrofik maksillada kısa implantların (7 mm) yüklendikten 5 sene sonraki klinik ve radyolojik performansına dayanarak, arka maksilladaki eksik dişlerin yerine konmasında sinüs augmentasyon prosedürlerinden kaçınmak için güvenilir bir tedavi seçeneği olduğu sonucuna varmışlardır (Lorenz ve ark., 2019). Nisand ve Renouard, toplam kümülatif sağ kalım oranını %96,67 olarak raporlamıştır (Nisand ve Renouard, 2014). Lemos ve ark. Yaptıkları derlemede kısa implantları (8 mm veya daha küçük) standart implantlarla (8 mm'den büyük) karşılaştırmış ve marjinal kemik kaybı, protez başarısızlıkları ve komplikasyon oranlarının gruplar arasında benzer olduğunu bulmuştur (Lemos ve ark., 2016). Sonlu Eleman Analiziden elde edilen veriler, implant çapının implant uzunluğundan daha önemli olduğunu doğrulamaktadır (Spencer, 2018). Kısa implantların kullanımıyla ilgili temel endişe, teknik ve biyolojik komplikasyonlardan sorumlu olabilecek yüksek kron-implant oranıdır. Özellikle biyolojik komplikasyonlarla ilgili olarak, kanıtlar kron-implant oranının peri-implant krestal kemik kaybını etkilemediğini göstermektedir (Nunes ve ark., 2016).

1.5.2. Pterygoid İmplantlar

Pterygomaxiller “bölge” 3 ayrı anatomik landmarkı içerir: maksiller tüberosite, palatinal kemiğin piramidal prosesi ve sfenoid kemiğin lateral pterygoid prosesi (Reiser ve ark., 2006). Hem piramidal hem de pterygoid prosesler yoğun kortikal kemikten oluşur ve bu nedenle ilk stabiliteyi sağlamak ve maksillanın arka bölgesinde sabit implant destekli protez için destek sağlamak için ideal implant yerleştirme yerlerini temsil eder. Candel ve arkadaşları, 676 hastada toplam 1053 pterygoid implantta %90.7’lik bir başarı oranı bildirmiştir (Candel ve ark., 2012). Bu bölgede farklı implant uzunlukları denenmiştir (10-20 mm). Balashi ve ark., pterygoid implantların (4 mm çaplı) etkin uzunluğunun kümülatif implant sağkalım oranları üzerindeki değerlendirmişlerdir. Daha uzun implantlar kortikal kemik plakları tam olarak kavradığından, güçlü primer stabilite sağladığından ve hastaya posterior dentisyonu geri kazandırmak için daha uygun olabileceğinden, 15 ila 18 mm’lik uzun pterygoid implantların istatistiksel olarak daha yüksek sağ kalım oranlarına sahip olduğu raporlanmıştır (Balshi ve la, 2013). Ancak bu implantların posterior yerleşimlerinden dolayı yerleştirilmesi zor olabilir ve hastaların minimum 35 mm ağız açıklığına sahip olması gerekir (Spencer, 2018).

1.5.3. Açılı İmplant Uygulamaları

İmplantlar başlangıçta kuvvetler uzun eksene paralel olacak şekilde (eksenel yükleme) yerleştirilirdi. Ancak bu, doğal dişler için geçerli olan teorilere dayanmaktadır ve bu kuvvet uygulaması, implantın her yivinde makroskopik olarak kompresyon, gerilme ve kesme kuvvetlerinin var olması nedeniyle implantlarda geçersiz olabilir (Spencer, 2018). Açılı implantların performans sorunlarını ele almayı amaçlayan yakın zamanda yayınlanan sistematik bir derlemede, rezidüel alveoler krete göre aksenal bir konuma yerleştirilen implantlar ile, dişsiz kretin distal yönüne doğru açılı olarak yerleştirilen implantların karşılaştırılmasında klinik performansta hiçbir fark bulunamamıştır (Lin ve Eckert, 2018). Bu derlemede yer alan çalışmaların çoğunda, implantlar, kalıntı kretlerin uzun ekseninde 30 ve 45 derece eğimlidir ve

protez vida erişiminin açılarını hizalamak için 17 ve 30 derece transmukozal protez abutmentleri kullanılmaktadır. Yazarlar, eksenel yükleme kavramının, alveoler kemiğin içine yerleştirilen anterior implantlar için bile geçerli olmadığını, implantın genellikle yüze doğru eğimli olduğu ve dolayısıyla eksenel yüke maruz kalmadığı bir durumun ortaya çıktığını belirlemişlerdir (Lin ve Eckert, 2018) .

1.5.4. Tüber İmplantları

Sinüs boşluğunun arkasında yeterince kemik olması durumunda (Spencer, 2018) maksiller tüberosite'ye de bir implant yerleştirilebilir. Sistematik bir derlemede (Lopes ve ark., 2015) 6-144 aylık bir takip dönemi boyunca %94,63'lük bir sağkalım oranı raporlanmıştır. İmplantların bu alana yerleştirilmesi, anatomi ve anatomik varyasyonlar hakkında yeterli bilgi gerektirir.

1.5.5. Zygoma İmplantları

Orijinal teknikte, anterior maksillada dört geleneksel dental implant ile birlikte bilateral zigoma implantları kullanılmıştır. Bu orijinal yaklaşımda, parçalar sinüs boşluğuna daha palatal bir pozisyonundan girerek, temizlenmesi zor hacimli bir protez ortaya çıkmasına sebep olur (Spencer, 2018). Malo ve arkadaşları, ucu daraltarak ve koronal yivleri çıkararak zigoma implantlarının tasarımını ve ekstramaksiller (Maksilla dışı) yaklaşım kullanarak cerrahi yaklaşımı modifiye ettiler. (Malo ve ark., 2008) All-on-four konseptinin etkisini takiben, artık iki zigoma dayanağı iki geleneksel implant ile birleştirilmiştir ve yetersiz anterior maksiller kemiğin olduğu durumlarda dört zigoma dayanağı yerleştirilmiştir (Quad zigoma). All-on-four ve zigoma implantları, ayrı ayrı ya da kombine olarak kullanılabilir. Zygoma implantları, bir veya daha fazla implantın All-on-four'da başarısız olması durumunda 'kurtarma prosedürü' olarak kullanılabilir (Spencer, 2018) Zigoma implantları, mevcut sabit proteze entegre edildiğinden hemen yük uygulanabilir.

1.5.6. All-on-four Uygulamaları

All-on-four kavramı, Branemark'ın 4-6 dikey implantı premaksillaya yerleştirdiği orijinal çalışmasından gelişmiştir. Sabit tam ark implant destekli protezlerde uzun distal kantilever probleminden kaçınmak için Mattsson ve ark. (1999), arka implantların maksiller sinüsün ön duvarına paralel bir açıyla yerleştirildiği tekniğin bir modifikasyonunu önermiştir (Mattsson ve ark., 1999). Hemen yükleme konsepti, Malo ve arkadaşları tarafından başlangıçta mandibulaya ve daha sonra maksillaya uygulanarak önerilmiştir (Malo ve ark., 2003).

All-on-four tedavi konseptiyle dişsiz hastalara ön bölgede 2 dikey yönlendirilmiş implant ve 2 eğimli arka implant olacak şekilde, 4 implant kullanılarak hemen/çekim sonrası protez sağlanır (Şekil 1.4) (Taruna ve ark., 2014). Geçici protez, genellikle ameliyatla aynı gün sağlanır. Elbette, her klinik durum dikkatlice değerlendirilmelidir, ancak stabilite sağlarsa ve oklüzal kuvvetler yeterince kontrol edilirse implantların hemen yüklenmesi güvenli kabul edilebilir olmaktadır. Protez perspektifinden, ameliyattan hemen sonraki dönemde yapılan geçici protez, dört implantı stabilize etmenin ve birleştirmenin bir yoludur (Taruna ve ark., 2014). Bu bakımdan oklüzal temaslar da önemlidir: Distal kantileverde temastan kaçınmak üzere; tüm dişlerde aynı anda temas noktaları sağlanmalıdır (Taruna ve ark., 2014).

Dişsiz hastalarda zorlu bir başka durum da, implant yerleştirilmesinden önce genellikle kemik grefti prosedürlerini gerektiren, azalmış kemik hacmi ve düşük kemik kalitesidir. İmplantlar genellikle dikey pozisyonda yerleştirilse de, hafifçe eğme, daha uzun implantların protez desteği için en uygun pozisyonlarda iyi kortikal ankraj ile yerleştirilmesini sağlayacağından, tavsiye edilebilir (Babbush ve ark., 2012). Posterior implantların eğilmesi, protez kantileverinin küçültülmesine veya ortadan kaldırılmasına olanak sağlar. Eğimli ve eğimli olmayan implantlar arasındaki bükülme momentlerinde önemli bir fark gösterilmemiştir (Krekmanov ve ark., 2000). Yüksek olasılıkla, implant boyununun konumu implantların kendi eğiminden daha önemlidir (Taruna ve ark., 2014). Bu protokolün kullanıldığı kümülatif sağ kalım oranının %92,2 ile %100 arasında olduğu bildirilmiştir (Malo ve ark., 2012).

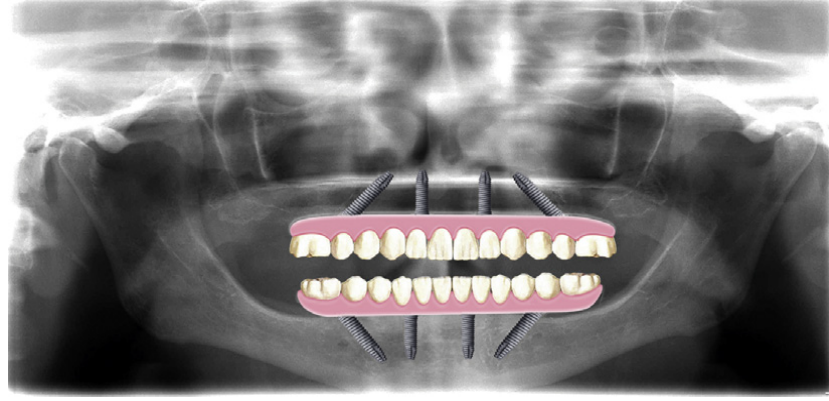
Bunlara ek olarak, All-on-four'un çeşitli varyasyonları da vardır.

All-on-four "Zigoma implantları ve dörtlü zigoma": İmplantın apeksi zigoma gövdesiyle ilişki içinde, maksiller sinüsü geçerek 45 derece açıyla birinci molar pozisyonundan çıkar. İmplant konfigürasyonu; ön konumda 2 aksiyal implant ve arka bölgede 2 zigoma implantı şeklindedir. Zigoma implantları, premolar ve molar bölgelerde yetersiz kemiğin olduğu ve sadece premaksillanın kullanılabilir olduğu durumlarda endikedir (Chan ve Hilmes, 2015). Maxilla'da kesinlikle mevcut kemik yoksa, Quad Zygoma full-arch bir protezi desteklemek için 4 zigomatik implant kullanır (Chan ve Hilmes, 2015).

All-on-four "V-4": Bu teknik şiddetli mandibular atrofisi olan hastalar için endikedir. Tam kavisli bir protezi desteklemeye yardımcı olmak için 4 implant 30 derecelik açıyla yerleştirilir (Jensen ve Admas, 2009).

All-on-four Shelf: Maksilla: Bu teknik için alveol topografisi kemik redüksiyonu ile yeniden oluşturulur ve önden bakıldığında implantların premaksilla içerisine stratejik olarak "M" konfigürasyonunda yerleştirilir (Jensen ve ark., 2010). Anterior ve posterior implantlar apikal olarak 30 derece açılı bir şekilde birleşirler. İmplantların apikal tarafta birbirinden uzaklaşması, daha iyi protez yük dağılımı için antero-posterior aksta daha geniş bir alan ortaya çıkarır (Jensen ve ark., 2010). Jensen ve arkadaşları, dişsiz arkin rehabilite edilmesi için kemik büyütme yerine kemik redüksiyonunun kullanıldığı mandibula için de aynı stratejiyi izlemişlerdir (Jensen ve ark., 2011).

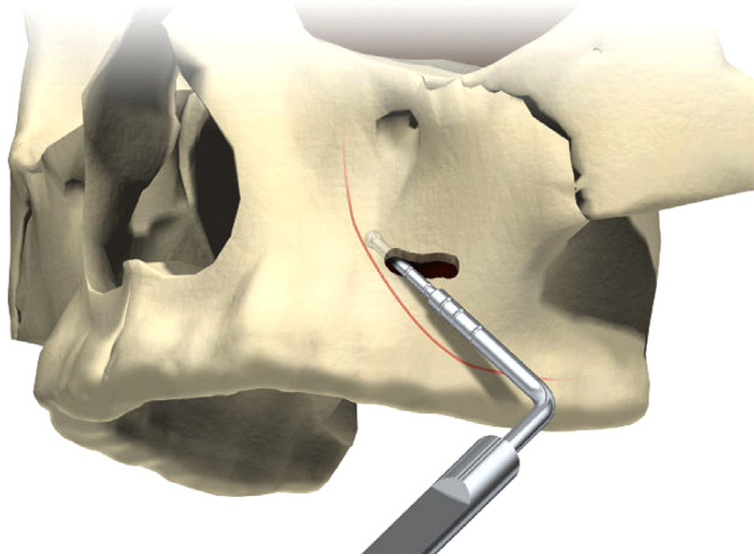
All-on-four Trans-sinüs tekniği: Bu teknik zigomatik implantlara bir alternatif olarak ortaya çıkmıştır ve Bone Morphogenic Protein (BMP) -2 ile eşzamanlı sinüs tabanı greftleme, trans-sinüs implant yerleştirme ve hemen yük bindirme kombinasyonunu kullanır. Prosedür, hem sinüs boşluklarında önemli mezial pnömatizasyonu olan, hem de anteriorda yeterli kemik dokusu kalan hastalar için endikedir (Jensen ve ark., 2012).



Şekil 1.4. All-on-4 konsepti klinik mantığı. Geçici protezde (kantileversiz) minimum 10 diş ve nihai protezde maksimum 2 kantilever dişi olan sabit bir köprüyü destekleyen dört acil fonksiyon implantı. (Malo P ve ark., 2011).

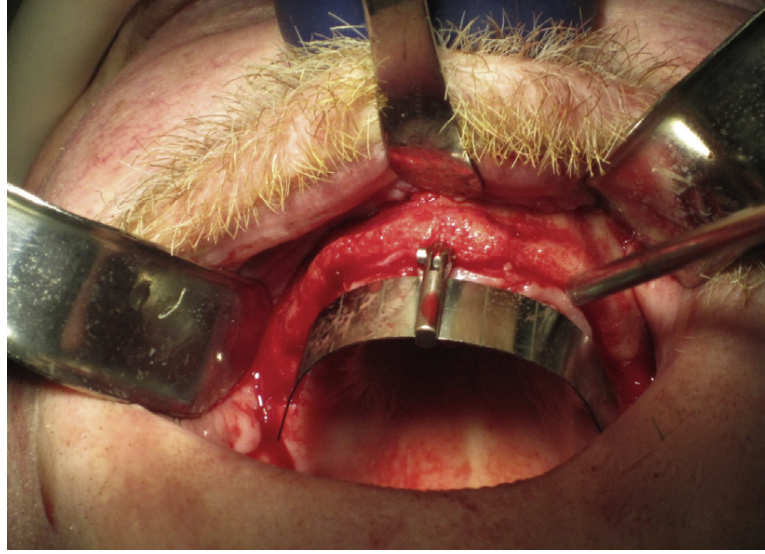
1.5.6.1. Ameliyat Prosedürü

All-on-four tedavi konsepti'nin diğer avantajlarının yanında en önemli avantajı aynı gün geçici bir protez sağlanabilmesi ve çekimden hemen sonra implant yerleştirilebilmesidir. Ekstraksiyon bölgelerine implant yerleştirilmeden önce, soket tamamen debride edilir ve alveoler sırt düzleştirilir (Chan ve Holmes, 2015).

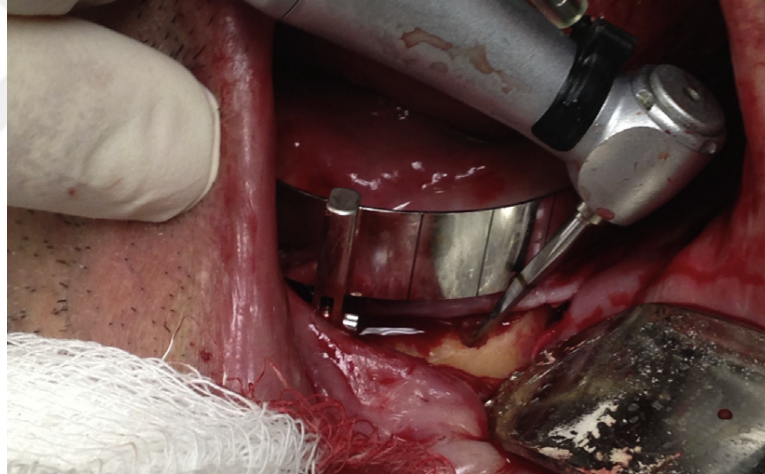


Şekil 1.5. Açıklık, klinisyenin maksiller sinüsün ön duvarının en ön cephesini görmesini sağlamak için oluşturulur (Bedrossian E., 2011). Bölüm 15: atrofik maksilla için greftsiz çözüm). , Babbush C, Hahn J, Krauser J, et al, editors. Dental implants, the arts and science, 2nd edition. Maryland Heights (MO): Saunders, an imprint of Elsevier; 2011).

Genellikle infiltrasyon tekniği ile lokal anestezi veya sedasyonla kombinasyon halinde lokal anestezi ile yapılır. Cerrahi alana ulaşmak için, ilk molardan kontralateral taraftaki molara kadar krestal kesi yapılır. Bazen flebi rahatlatmak için maksillada vertikal distal kesi yapılması da uygundur (Agliardi ve ark., 2010; Crespi ve ark., 2012). Ardından tam kalınlıkta mukoperiosteal flep kaldırılır. Bazı yazarlar güvenlik önlemi olarak, maksilla'nın mezial duvarını tespit etmek için ya da mandibulada mental sinirin nereden geçtiğini görmek için bir pencere açmayı da tavsiye ederler. (Diz ve ark., 2013; Malo ve ark., 2012) (Şekil 1.5). Maksiller sinüsün ön duvarının kesin konumu, posterior implantların distal olarak yerleştirilmesine izin verirken aynı zamanda bu yoğun kortikal kemiğin bulunduğu bölgede yerleşik implant uzunluğunu en üst düzeye çıkaracaktır (Chan ve Holmes, 2015). İmplantlar, bilgisayarla tasarlanmış bir protez splint kullanıldığında flepsiz bir teknik kullanılarak yerleştirilebilir. İmplantları hem maksilla hem de mandibulaya yerleştirmek için genellikle orta hatta, alveoler sırtın ortasında 2 mm çapında bir alan hazırlanır (Soto-Penalosa, 2017) (Şekil 1.6). İmplantların karşıt arka uygun eğimle bakacak şekilde yönlendirilmesine izin vermek için, kılavuzun konturu, karşıt arkı takip edecek şekilde yerleştirilir. Distal implantlar 25° ve 30° açıyla yerleştirilir (Soto-Penalosa, 2017). Başlangıçta, yukarıda belirtildiği gibi maksiller sinüsün ön duvarından en az 4,5 ila 5 mm uzakta hassas bir drilleme (başlangıç drillemesi) gerçekleştirilir (Şekil 1.7). Aynı prosedür karşı taraf için de tekrarlanır. Ameliyat öncesinde gerekli görüldüğü takdirde alveoler sırtın düzenlenmesi yapılır (Chan ve Holmes, 2015). Aynı drilleme, ön bölgeler, santral ve lateral konum için de 0° eğimle kullanılır. Bu noktada, bu drillemelerin derinliğini ve açısını doğrulamak için ameliyat sırasında bir radyografi faydalı olacaktır. İmplantlar genellikle >35 Ncm'lik bir torkla yerleştirilir (Spencer, 2018). Kemik nekrozu ve implant kırığı olabileceğinden, torkun 45 Ncm'yi geçmemesi önerilir (Chan ve Holmes, 2015). Pek çok yazar, distal implantları duruma ve anatomik konuma bağlı olarak 30° hatta 45° derece açıyla yerleştirmiştir (Malo ve la, 2015). Anında yükleme protokolü, 35 ila 45 Ncm'de implant stabilizasyonu gerektirir (Chan ve Holmes, 2015). Hem aksiyal hem de eğimli implantların uzunluğu 7 mm ile 18 mm arasında ve implant çapı 3,3 ile 5 mm arasında değişir (Soto-Penalosa, 2017). Posterior implantlar için önerilen en küçük çap 4.3 mm, anterior implantlar için ise 3,5 mm'dir.



Şekil 1.6. All-on-4 kılavuzu orta hatta yerleştirilmiştir (Chan, MH ve Holmes, C'den (2015, 1 Nisan) Contemporary “All-on-4” Concept. Kuzey Amerika Diş Klinikleri, Cilt. 59, s. 421–470. <https://doi.org/10.1016/j.cden.2014.12.001>).



Şekil 1.7. Drill, posterior osteotomi için kılavuza 30 ° ile 45 ° açıyla konumlandırılmıştır (Chan, MH ve Holmes, C. (2015, 1 Nisan). Contemporary “All-on-4” Concept. Kuzey Amerika Diş Klinikleri, Cilt. 59, s. 421–470. <https://doi.org/10.1016/j.cden.2014.12.001>).

1.5.6.2 Protetik restorasyon prosedürü

Yeterli iyileşmeyi sağlamak için, daimi restorasyon implant yerleştirildikten 4 ila 6 ay sonra gerçekleştirilmelidir (Malo ve ark., 2006). Metal seramik restorasyonlar, kemik yapıda defekt olmadığında ve sadece diş kaybı varlığında endikedir. Defektin derecesine ve yüksek gülümseme sırasında alveoler kretin görünürlüğüne bağlı olarak

iki protez seçeneği mevcuttur (Malo ve ark., 2006). Sabit-hibrit protezler, alveoler kret görünmediği durumlarda kullanılırken, alveoler kret görünür ise sabit hareketli protezler daha uygundur. Sabit-hibrit protez, genellikle titanyumdan elde edilen metal altyapı, akrilik reçine ve akrilik dişlerden oluşur (Şekil 1.8). Tedavinin sonundaki oklüzyon tipi, kanin ve anterior dişlerin rehberliğinde olur ve protezin mukozal tarafı yumuşak dokuya yalnızca hafif bir basınç uygular (Chan ve Holmes, 2015). Temel protez seçeneklerine ek olarak, kompozit ya da porselen ile kaplanmış titanyum bar ve titanyum/zirkonyum altyapı üzerine tek tek alumina veya zirkon diş eklenmesiyle oluşturulan seçenekler de mevcuttur (Chan ve Holmes, 2015).



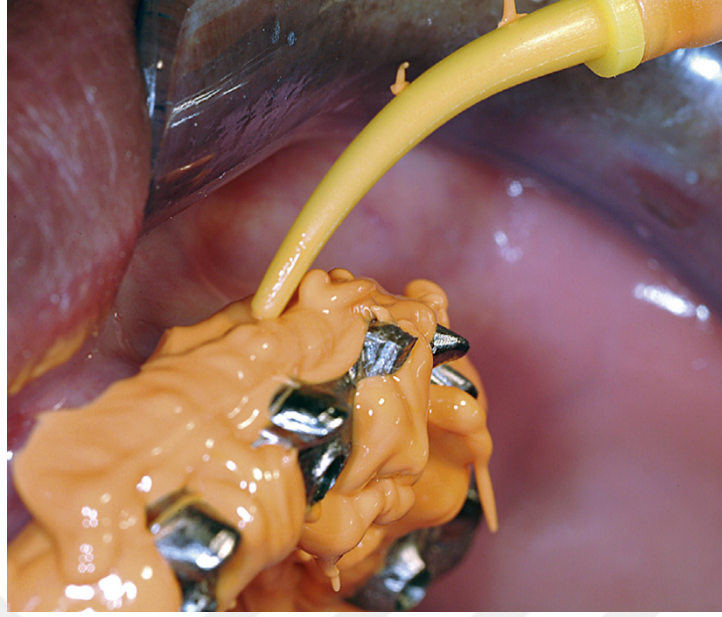
Şekil 1.8. Sabit-hibrit restorasyon (Bedrossian E. Bölüm 15: atrofik maksilla için greftsiz çözüm. , Babbush C, Hahn J, Krauser J, et al, editors. Dental implants, the arts and science, 2nd edition. Maryland Heights (MO): Saunders, an imprint of Elsevier; 2011).

Sabit hibrit protez, kullanım rahatlığına göre farklı tipte metal bar ve ataşmanlar (Ör: locator,ball, klip) kullanılarak dizayn edilebilen akrilik protezi ifade eder. Daimi protezin düzgün işlev ve estetiğe sahip olabilmesi için oklüzyonun en az 1. Molarlara kadar uzanması gerekir. Geçici protezin çıkarılmasından ve implant stabilitesinin fonksiyon gereklilikleri için yeterli olduğuna emin olunduktan sonra, hastanın kapanış kayıtları alınır (Bedrossian, 2010). Daha sonra multiünit laboratuvar analogları proteze yerleştirilir ve protez artikülatör üzerindeki karşıt ark modeliyle kapanış getirilir. Silikon indeksi, laboratuvar teknisyenine daimi protezdeki akrilik altyapının boyutuyla hakkında bilgi sağlayacaktır (Bedrossian, 2010) (Şekil 1.9). Laboratuvarında üretilen silikon indeks hastanın ağzına yerleştirildikten sonra, daha iyi

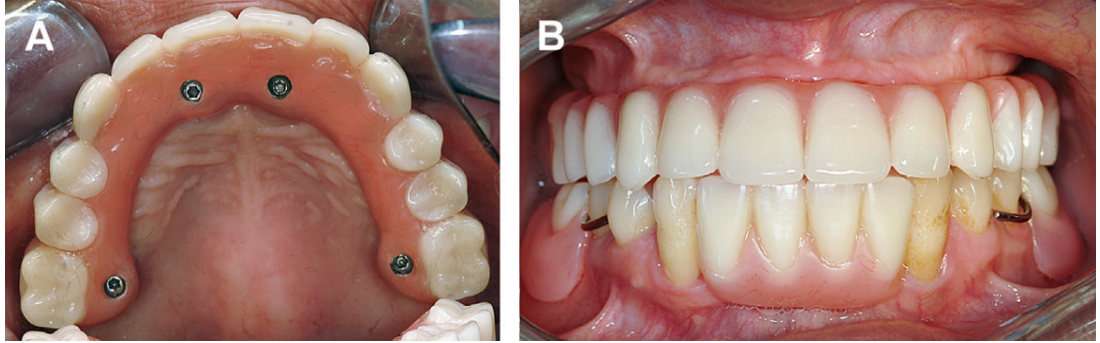
uyumlanması için boşluklar oto-polimerizan akril ile doldurulur (Chan ve Holmes, 2015). Bu, implantların üzerine uygulanan gerilimlerin minimize edilmesini sağlayacaktır. Daha sonra Yumuşak doku indeksi yapılır ve laboratuvar tarafından dişlerin oklüzal seviyesinin ayarlanması için kullanılır (Şekil 1.10). Altyapının mum kapanış provasından sonra, sorun yoksa, bitim protezi ağızına oturtulur (Şekil 1.11).



Şekil 1.9. Multiunit laboratuvar analoğu geçici proteze yerleştirilir. (Bedrossian E.'den Implant treatment planning for the edentulous patients, a graftless approach to immediate loading. St Louis (MO): Mosby, an imprint of Elsevier; 2011. Fig. 13-60B; with permission).



Şekil 1.10. Çerçeve ve intaglio yüzeyinin yumuşak doku indeksi. (Bedrossian E.'den Implant treatment planning for the edentulous patients, a graftless approach to immediate loading St Louis (MO): Mosby, an imprint of Elsevier; 2011. Fig. 13-67A).



Şekil 1.11. Sabit hibrit protezin son yerleştirilmesi. (Bedrossian E.'den Implant treatment planning for the edentulous patients, a graftless approach to immediate loading. St Louis (MO): Mosby, an imprint of Elsevier; 2011. Fig. 13-69).

1.6. İmplant Destekli Protez Sınıflandırmaları

Misch'e göre implant destekli protezler için beş protez seçeneği mevcuttur; üç adet sabit (restore edilen sert ve yumuşak doku miktarına göre değişir) ve iki adet hareketli protez (restorasyon için desteğin miktarına ve türüne bağlı olarak) (Misch, 2015).

Üç sabit alternatifin tümü (FP-1, FP-2, FP-3), kısmi (bir veya birkaç diş kaybı) veya tam diş kaybını restore etmek için kullanılabilen, simante veya vidalı olabilen seçeneklerdir. FP-1, Yalnızca klinik kronun yerini alır. FP-1 protezi için tercih edilen malzeme zirkonyum veya lityum disilikattır. FP-2, kronun ve kökün bir kısmının yerini alır. Mevcut kemik, doğal bir dişe göre daha apikaldır ve implantın daha apikal olarak yerleştirilmesine ihtiyaç vardır. FP-2 genellikle zirkonyumdan veya lityum disilikattan yapılır. FP-3, dişin yerini alır ve yumuşak dokunun bir kısmını yerine koymak için pembe renkli restoratif materyallere sahiptir. Pembe malzeme interdental papilla ve servikal çıkış bölgesini taklit eder ve genel olarak dişler daha doğal bir görünüme sahiptir.

İmplant destekli hareketli protezlerle (RP-4, RP-5) ilgili değinilmesi gereken, bitim protezi hastalar tarafından çıkarılabilen tam ark geleneksel protezlerdir. Bu protez genellikle implant abutmentlerine tutturulmuş implant destekli bir üst yapıya sabitlenir. İki kategori yumuşak doku miktarı ve implant desteği açısından farklılık gösterir; protez dişler ve akrilik reçine ile metal altyapılı hibrid restorasyon ve tümüyle zirkonyum temelli porselen-metal restorasyon. Hibrit protez, metal porselen restorasyonlara göre daha kolay tamir edilebilir ancak akriliğin yorgunluğu geleneksel proteze göre daha fazladır.

RP-4, yumuşak doku desteği bulunmayan implantlarla tamamen desteklenen hareketli bir protezdir. İmplantlar bir çubuk veya üst yapı ile sabitlenir, bu yöntemde mandibulada beş veya altı implant ve maksillada altı ila sekiz implant gerekir. Hasta isteğine bağlı olarak abutmentle bağlı, porselen-metal protezler üretilebilir.

RP-5, primer olarak yumuşak doku desteğini kullanır, implant desteği ise sekonderdir. Mandibulanın rehabilitasyonu için birkaç seçenek vardır; birbirinden bağımsız iki anterior implant, retansiyonu artırmak için kanin bölgesinden splintli implantlar, lateral stabilite sağlamak için premolar ve santral kesici alanlarda üç splintli implant veya yumuşak doku aşınmalarını azaltmak ve protez desteği için gereken yumuşak doku miktarını sınırlandırmak için kantileverli metal bir barla

splintlenmiş implantlar. Maksillada, esas olarak ark formuna göre dört, beş veya altı implant endikedir.

1.7. İmplant Destekli Protetik Restorasyonların Avantajları

Dişsiz hastalar için sıkça tercih edilen tedavi planı; maksiller tam protez ve iki implant ile desteklenen mandibular protezdir. Ancak, bu tedavi seçeneğinin uzun vadede bazı dezavantajları olabilir. Öncelikle, implantların yerleştirilmediği bölgelerde kemik kaybı devam edecek ve yüz görünümü ve posterior oklüzyon açısından değişken sonuçlar doğuracaktır. Ek olarak hareketli protez seçeneklerinde ataşmanların periyodik olarak değiştirilmesi gerekir ve akrilik protez dişler metal destekli porselen veya zirkona göre daha hızlı aşınır (Goodacre ve ark., 2003).

Çıkarılabilir implant protezinin en önemli avantajı yumuşak doku profilini geliştirme yeteneğidir. Diğer avantajları arasında (Misch, 2015):

- Noktürnal parafonksiyonu yönetmek için protez gece çıkarılabilir.
- Daha az implant gerekebilir.
- İmplant yerleştirilmeden önce daha az kemik augmentasyon işlemleri gerekli olabilir.
- Kemik augmentasyonu gerekmediği için daha kısa tedavi süreleri elde edilir.
- Tedavi hastaya daha ucuza mal olur.
- Uzun dönem komplikasyonların tedavisi daha kolaydır.
- Günlük bakım daha kolaydır.
- Tamir, sabit bir protezden çok daha kolaydır.

Tam dişsiz hastada Sabit Restorasyonlar da çeşitli avantajlar sunar (Misch, 2015):

- Daha fazla çiğneme gücü
- Daha fazla hasta memnuniyeti
- Psikolojik avantaj (Doğal dişlere daha çok benzer)
- Daha az yiyecek sıkışması
- Daha az bakım (Değiştirilecek veya ayarlanacak ataşman yok)
- Uzun ömür (Daha az protez bozulma ve kırılması)
- Olası maliyeti, implant destekli overdenture kadar olacaktır

1.8. Sonlu Eleman Analizi Yöntemi

Sonlu eleman yöntemi (FEM) veya sonlu eleman analizi (FEA), dış kuvvetin neden olduğu yapısal bir modeldeki gerim ve gerilimi analiz eden bir dizi hesaplama prosedürüdür (Wakabayashi ve ark., 2018).

1.8.1. Sonlu Eleman Analizinin Avantajları

Sonlu Eleman Analizi yöntemi, araştırmacılar için birçok avantaj sunmaktadır. Başlıca avantajlardan biri, yazılım kitaplığından uygun malzeme türlerinin belirlenerek birçok farklı problem türünün aynı kodla ele alınabilmesidir (Royle, 2001). Diğer bir avantajı ise; simülasyonun insandan alınma materyallere (kadavra, diş vb) ihtiyaç duymadan gerçekleştirilebilmesi ve maksimum standardizasyon sağlamasıdır. Kullanıcıların çoğu ihtiyacı için önceden yazılmış kodlar mevcuttur, ancak özel ihtiyaçlara yönelik yeni kod geliştirmek de mümkündür. Sonlu eleman analizi kodları çok karmaşık değildir (Royle, 2001).

1.8.2. Sonlu Eleman Analizinin Dezavantajları

Tüm avantajlarına rağmen, bu yaklaşımla, farklı malzemelerden yapılmış karmaşık geometrik şekiller, zamana ve uygulama noktasına göre değişen karmaşık yükler ve rezidüel stresler modellenemez (Srirekha ve Bashetty, 2010). Bu modellerin yüksek matematiksel karmaşıklığı ve yüksek bilgisayar işlem kapasitesi gerektirmesi nedeniyle, tipik olarak statik veya yarı statik simülasyonlar gerçekleştirilir. Ek olarak, girdi verilerindeki hata, operatör/analizci tarafından gözden kaçabilecek hatalı sonuçlar üretebilir (Royslance, 2001).

1.8.3. Sonlu Eleman Analizinde Temel Adımlar

FEM genellikle üç adımdan oluşur;

- Ön işleme, analiz edilecek parçanın yani “model”in inşasından oluşur. Modelin geometrik şekli, düğüm (node) adı verilen noktalara bağlı, genellikle üçgen şeklinde bir dizi alt bölgeye veya öğeye (eleman) bölünmüştür. Ayrıca, bilgisayarlı tomografi (BT) veya manyetik rezonans görüntülemekten (MRI) elde edilen üç boyutlu görüntü bilgisi sonlu elemanlar analizinde kullanılan ağa (mesh) dönüştürülebilir. Elemanlara(node) uygulanan sınır koşulları (boundary conditions) ise, modelin yerleşim, dönme, hareket vb. gibi özelliklerinin simülasyonda sınırlandırılmış hallerini ifade eder.
- İşleme veya analiz, bilgisayar yazılımının hesaplama işini yaptığı adımdır. Ön işlemci tarafından hazırlanan veri seti, doğrusal veya doğrusal olmayan cebirsel denklemlerden oluşan bir sistemi oluşturan ve çözen sonlu eleman kodunun kendisine girdi olarak kullanılır.
- Son işleme Simülasyonun sonuçları, doğrulamaları ve sonuçlarını görüntülemek, uzman görüşüyle yorumlamak ve buna ek olarak tasarımı

geliştirmek için atılabilecek adımlar hakkında düşünmektir. Modern FEA'lar, sonuçları görselleştirmek için grafik ekranlar kullanır. Tipik olarak, son işlemci, model üzerindeki gerilim seviyelerini temsil eden renkli konturlar görüntüler.

1.8.4. FEA ve Stres Analizinde Kullanılan Terimler

- a) *Düğüm*: Bir düğüm, alan değişkeninin değerinin hesaplanacağı, sonlu elemandaki belirli bir noktadır. Dış düğümler, sonlu elemanın sınırlarında bulunur ve bir ögeyi bitişik sonlu elemanlara bağlamak için kullanılır. Eleman sınırları üzerinde bulunmayan düğümler iç düğümler olarak adlandırılır ve başka herhangi bir ögeye bağlanamazlar (Matthews ve ark., 2000).
- b) *Eleman*: Bir FEA modeli küçük elemanlara bölünmüştür. Elemanlar arasındaki farklardan biri temel şekilleridir (üçgen, dört yüzlü, altı yüzlü vb.) (Matthews ve la, 2000).
- c) *Sınır koşulları*: Sınır koşulları, modellenmiş bir yapı üzerindeki dış etkileri, genellikle yükleme ve kısıtlamaları tanımlar. Makina Mühendisliğinde, sınır koşulları bir yapıya etki eden ve deformasyona veya hasara neden olan dış kuvvetler ve yükler olarak tanımlanır. Bu yükler çekme, sıkıştırma, kesme vb. Olabilir. Tüm yükler, zaman içinde değişip değişmediklerine bağlı olarak statik veya dinamik olarak sınıflandırılabilir.
- d) *Güç*: Bir nesnenin hareketini, yönünü veya yapısını değiştirecek herhangi bir etkileşim kuvveti olarak kabul edilir. Kuvvet, kütlesi olan bir nesnenin aynı anda hızlanmasına, deforme olmasına veya hızlanıp deforme olmasına neden olabilir. Kuvvet, büyüklüğü ve yönü olan bir vektör miktarıdır ve SI birimlendirme sisteminde Newton birimiyle ölçülebilir. Genellikle F sembolü ile temsil edilir.

- e) *Gerilim*: Germe yükü (veya çekme yükü-tensil yük), iki kuvvet bir nesneyi esnetmek ve daha uzun ve daha ince hale getirmek için zıt yönlerde çektiğinde oluşur.
- f) *Sıkıştırma*: Sıkıştırma, bir nesneyi daha kısa ve kalın hale getirmek için iter veya bastırır. Gerilme ve sıkıştırmanın her ikisi de bazen eksenel yükleme olarak adlandırılır çünkü kuvvetler bir yapının uzunlamasına eksen boyunca hareket eder.
- g) *Stres*: Stres, deformasyona yönelik herhangi bir eğilime direnen mobilize bir iç tepki olarak tanımlanabilir. Kuvvetin etkisi vücudun enine kesit alanına dağıldığından, stres birim alan başına iletilen veya direnilen kuvvet olarak tanımlanır. Stres için SI birimi metrekare başına Newton'dur (N/m^2). Buna Pascal (Pa) da denir. Bununla birlikte, N/mm^2 kullanımı daha fazla tercih edilir.
- h) *Gerginlik*: Bir gövdeye herhangi bir türden yük uygulandığında, gövde her zaman boyut değişikliklerine uğrayacaktır; buna deformasyon denir. Normal gerim, belirli bir yöndeki nesne deformasyonunun derecesini ifade eder. Matematiksel olarak, bir nesnenin eksenel yönündeki uzunluğundaki artışın ($a + b$) böyle bir nesnenin orijinal uzunluğuna (l) bölünmesiyle tanımlanır. Tanım gereği gerinim bir değişim oranıdır ve bu nedenle boyutsuz bir niceliktir.
- i) *Young modülü*: Tüm katı malzemeler gerildiklerinde deforme olurlar ve gerilme arttıkça deformasyon da artar. Deformasyona neden olan yük kaldırıldığında malzeme orijinal boyutuna ve şekline geri döner ve elastik olduğu söylenir. Gerilme-uzama eğrisi (strain-stress curve) çekme testinden (tensile test) elde edilir. Grafiğin elastik bölgesi üzerinde deformasyon, yük ile doğru orantılıdır. Yükün enine kesit alanına (sabit) bölünmesi ve deformasyonun orijinal uzunluğa (sabit) bölünmesi, Gerilme-uzama'nın

grafiksel bir temsilini sağlar. Sabit gerilme ve şekil değiştirme oranı, her malzemenin bir özelliği olan Young Modülü veya Elastik Modülü'dür.

j) *Poisson oranı*: Bir malzemeye yük uygulandıkça, malzeme uzar ve kesit alanı azalır. Kesitsel alandaki bu azalmaya yanıl gerinim (strain) denir ve Poisson oranı ile eksenel gerinim ile ilişkisi kurulur.

k) *Yorgunluk*: Malzeme yorgunluğu, yapıların döngüsel bir yüke maruz kalarak bozulduğu olguları tanımlar.

l) *Torsiyon*: Genellikle sadece torsiyon olarak adlandırılan torsiyon yüklenmesi, bir yapıya etki eden kuvvetlerin uzunlamasına eksenini etrafında bir bükülmeye neden olduğu yükü ifade eder.

m) *Von Mises stresleri*: Von Mises stresi, birden çok düzlemde (örn. dikey ve yatay düzlemlerde) belirli bir stres ölçüsüdür.

n) *Shear stress*: Shear gerilmesi, enine kesit düzlemine paralel veya teğet hareket eden kuvvetler tarafından üretilir ve τ (Yunanca tau harfi) ile sembolize edilir.

o) *Principal stres*: Prinsiplal stresler, shear streslerin sıfır olacağı şekilde yönlendirilmiş düzlemler üzerindeki normal gerilmeler olarak tanımlanır - bir noktadaki maksimum ve minimum normal gerilmeler, prinsiplal gerilmelerdir.

1.9. Dental İmplantlara Uygulanan FEA Çalışmaları

Sonlu eleman analizi (FEA), temel olarak farklı implant tasarımlarının performansını ve farklı faktörlerin klinik başarı üzerindeki etkisini incelemek için

implant diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılmaktadır. Daha önce yapılmış olan birkaç FEA çalışması, bir implantın boyun bölgesinde daha yüksek kemik rezorpsiyonu riskinin oluştuğunu göstermiştir (Cleland ve ark., 1991; Meijer ve ark., 1992; Meijer ve ark., 1996; De Faria Almeida ve ark., 2014). Ding ve ark., implant çapı arttığında implant boynu etrafındaki gerim ve uzamanın azaldığını bulmuşlardır (Ding ve ark., 2009). Diğer birkaç çalışma, implant çapındaki bir artışın, daha düşük peri-implant strese neden olacağını bildirmiştir (Guan ve ark., 2009; Li ve ark., 2011). İmplant çapı, çevreleyen kemikte stresi azaltmada uzunluktan daha büyük bir etkiye sahiptir. (Himmelova ve ark., 2014). Kemik seviyesinde stres üzerindeki bu etki kemik kalitesiyle ilişkilidir ve bu nedenle kemik kalitesi sonlu eleman analizlerinde değişen bir parametre olarak tanıtılmaktadır (Consuela ve ark., 2019). İmplant yivleri, implant-kemik arayüzündeki streslerde önemli bir rol oynar. Eraslan ve ark. farklı implant yiv formlarının kemik üzerindeki von Mises gerilim dağılımlarını etkilemediğini bulmuşlardır (Eraslan ve Inan, 2010). Ancak başka yazarlar, küçük bir kısmı kesilmiş kare yiv şeklinin diğer diş implantlarıyla kıyaslandığında daha üstün olduğunu bulmuşlardır (Chun ve ark., 2002).

Geng ve arkadaşları (2001) implant diş hekimliğinde FEA uygulamalarının durumunu gözden geçirdikleri makalelerinde; FEA analizini kemik-implant arayüzü, implant-protez bağlantısı ve çoklu implant protezlerindeki kullanımını değerlendirmiştir. Dental implantlarda FEA çalışmalarının yorumlanmasında model hazırlanırken yapılan varsayımlar hesaba katılmalıdır çünkü bu varsayımlardan bazıları FEA modelinin tahmin doğruluğunu büyük ölçüde etkiler. Bu tahminler model geometrisi, malzeme özellikleri, uygulanan sınır koşulları ve kemik-implant arayüzü ile alakalı varsayımları içerir (Geng ve ark., 2001).

Önceki çalışmalarda çene kemiği ve diş implantının 2D modeller ile temsil edilebildiği varsayılıyordu. Bununla birlikte, 2D analizin sonuçları gerçek durumdan uzaktır ve bu nedenle klinik uygulama bulamamaktadır. Geleneksel modelleme tekniklerini kullanarak çene kemiği ve diş implantlarının (3D) sonlu eleman modelini oluşturmak zor bir iştir. Dijital görüntüleme teknikleri, anatomik olarak doğru modeller geliştirmek için geçerli ve kolay bir yöntem sunar. Görüntüler doğrudan

bilgisayarlı tomografi (BT) veya manyetik rezonans görüntüleme (MRI) formundan FEA meshlerine dönüştürülebilir (Geng ve ark., 2001).

Malzeme özellikleri, bir yapıdaki stres ve gerinim dağılımını büyük ölçüde etkiler. özellikler izotropik, ortotropik, anizotropik, hiperelastik, viskoelastik, plastik (plastisite) vb. olarak modellenenebilir. Malzemeler doğrusal olarak izotropik olduğunda, özellikleri tüm yönlerde aynıdır ve malzemenin Young Modülüsü ve Poisson Oranı, malzemenin iki sabiti olarak tanımlanmalıdır. Ortotropik malzemeler farklı yönlerde farklı özelliklere sahiptir. Malzemenin uygunluğunu belirlemeye yardımcı olabilecek çeşitli test türleri mevcuttur (Grbović ve Mihajlović, 2017). Kortikal ve trabeküler kemik Young modülüsü için sırasıyla 13.7 ila 20.7 GPa ve 1.37 ila 14.8 GPa arasındaki değerler sıklıkla kullanılmış ve bir çok çalışmada Poisson oranının her ikisi için de 0.3 olduğu varsayılmıştır (Ming-Lun ve Chih-Ling, 2010). Yayınlanan çalışmaların çoğunda yapılan varsayım, malzemelerin homojen ve doğrusal olduğu ve elastik malzeme davranışına sahip olduklarıdır. Ancak kortikal kemik ne homojen ne de izotropiktir (Patra ve ark., 1998). Kortikal kemik, hem transvers hem de longitudinal düzlemde ayrı birer modüle sahiptir, yani anizotropik davranır (Van Staden ve ark., 2006). Kortikal kemik elastik davranış olarak ortotropik bir materyale yaklaştığı ve trabeküler kemik de enine izotropik olduğu için, maksilla veya mandibuladaki kortikal kemik dokuları için FEM’de tam ortotropi ön kabulüyle uygulanabileceği öne sürülmüştür (Grbović ve Mihajlović, 2017). Diş implantı (titanyum) ile ilgili olarak, malzeme testine dayalı olarak çeşitli malzeme sabitleri hesaplanmıştır, genel kabul olarak Titanyum için young modülüsü 102,2 ile 113,8 GPa arasında ve Poisson oranı da 0,29 ile 0,35 arasındaki değerler benimsenmiştir (Van Staden ve ark., 2006).

FEA çalışmaları, sıklıkla implantları çevreleyen çene kemiğinin yalnızca küçük bir bölümünü dikkate alır (Patra ve ark., 1998; Tada ve ark., 2003) ya da sınır koşulları çenenin alt bölgesine uygulanır (Patra ve ark. 1998). Ancak, ideal olarak, tüm çene kemiği yapısı, diş implantına uygulanan kuvvete katkısı açısından değerlendirilmelidir (Van Staden ve ark., 2006) . Çoğu FEA modeli için neredeyse mükemmel bir osseointegrasyon varlığı varsayılır. Bu modeller, metodolojik olarak,

kortikal ve trabeküler kemiği implanta mükemmel bir şekilde bağlanmış olarak tasarlamak zorundadır. Halbuki, osseointegrasyon derecesi, kemik kalitesine ve iyileşme ve işlev sırasında gelişen streslere bağlıdır.

Bu çalışmanın amacı, All-on-four konseptine göre hazırlanmış 4 modelin farklı yükleme koşulları altında, sonlu elemanlar analiz yöntemi ile kemik, implant ve protetik üstyapı üzerindeki stres dağılımını değerlendirmektir.

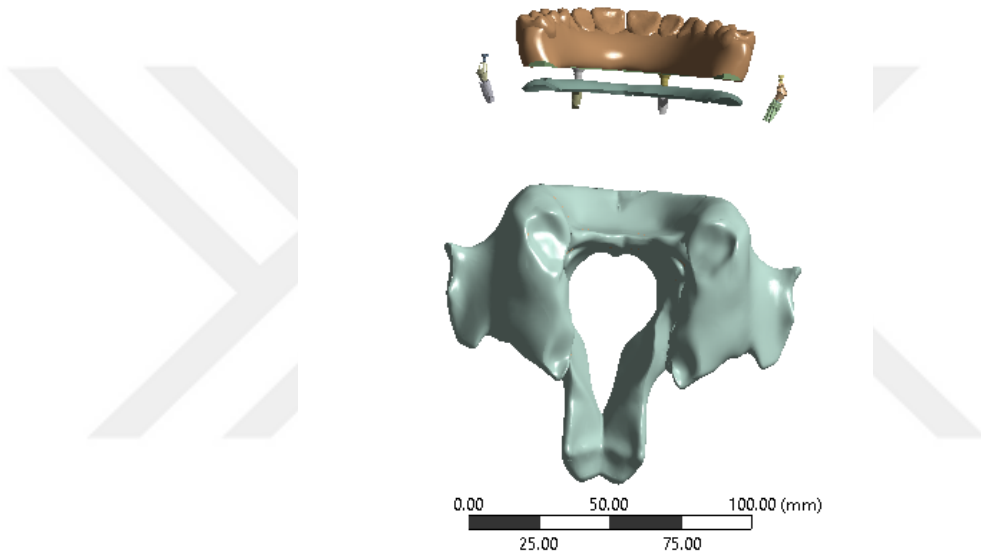


2. GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmamızda protez yüksekliği ve implant boyları gözetilerek dört grup oluşturulmuştur. 1. Senaryoda 18 mm protez yüksekliği 11 mm düz anterior ve 13 mm eğimli posterior implantla (Kısa protez - Kısa implant), 2. Senaryoda 18 mm protez yüksekliği 13 mm düz anterior ve 16 mm eğimli posterior implantla (Kısa protez - Uzun implant), 3. Senaryoda 22 mm protez yüksekliği 11 mm düz anterior ve 13 mm eğimli posterior implantla (Uzun protez - Kısa implant), 4. Senaryoda 22 mm protez yüksekliği 13 mm düz anterior ve 16 mm eğimli posterior implantla (Uzun protez - Uzun implant) kombinlenmiştir. Tüm simülasyonlarda, modeller tek parça hibrid protezi destekleyen birbirine paralel ve kemik kretine dik iki adet anterior düz implant ve 40 derece açılı iki arka implant içermektedir.

Maksilla orta hat ile ön implant arasındaki mesafe ile 15,4 mm, iki implant arasındaki mesafe 30.8 mm, ön ve arka implantlar arasındaki mesafe 31 mmdir. All-on-four konseptlerine uygun olarak, distal implant, krestal kemiğe göre 40°'lik bir açıyla yerleştirilmiştir. Protez yapısı ve iç titanyum bar ayrı ayrı olarak tasarlanmıştır. Bar yapısı 5 mm genişliğinde, 3 mm yüksekliğinde ve 95,8 mm uzunluğundadır. Bir kemer şeklinde tasarlanarak proteze gömülmüştür. Bar kantileveri, arka implantların platformunun yaklaşık 6,3 mm arkasına kemik krest boyunca uzanacak şekilde tasarlanmıştır. Akrilik reçine diş etini ve akrilik reçine protez dişlerini simüle etmek için referans olarak model kütüphanesinden bir protez kullanılmıştır.

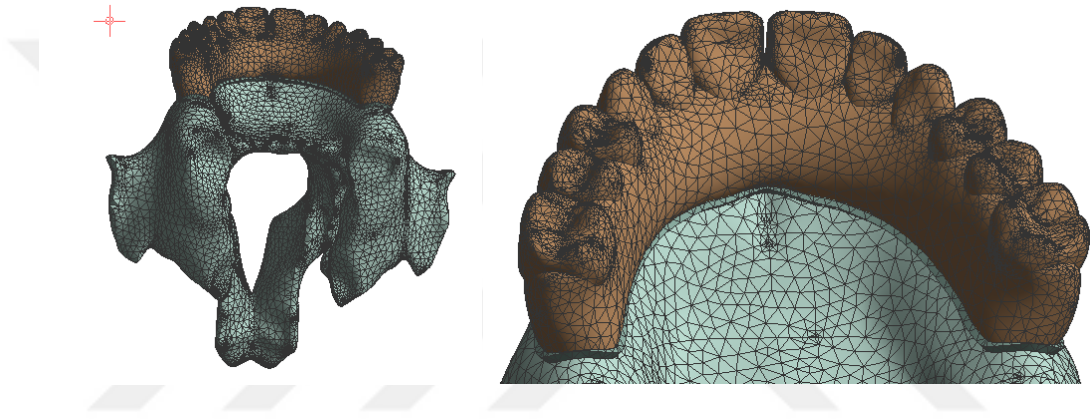
Maksilla, referans anatomi ders kitabı kullanılarak düzenlenmiştir ve kemik segmentleri, 2 mm kalınlığa sahip kortikal kemik katmanı ve süngerimsi kemik dokusunu temsil eden bir iç hacim olan dış segment olmak üzere iki hacimle modellenmiştir, iki katmanın mükemmel bir şekilde bağlantılı olduğu varsayılmıştır. Peri-implant geometrileri, iyileşme döneminden sonra işleyen bir implantın etrafındaki kompakt kemiği temsil edecek şekilde modellenmiştir. Diş eti, kortikal kemik üzerinde modellenen ortalama 2 mm kalınlığında tasarlanmıştır (Şekil 2.1).



Şekil 2.1. Maksilla'nın FEA modeli.

İmplant ve üst yapıların tasarımı, Ansys 18.2 yazılımının geometrik modülü olan Design Modeler modülünde, model kütüphanesinden alınan modeller modifiye edilerek hazırlanmıştır. 4 mm çapında kök şekilli implantlar (OsseoSpeed tx 4.0 S Astra Tech; Dentsply Sirona, York, PA) ön bölgeler için düz abutmentler (20° UniAbutment 3.5 / 4.0; Astra Tech) ve posterior bölge için açılı abutment (Açılı Abutment 3.5 / 4.0; Astra Tech) kullanıldı. İmplantlar kemik seviyesinde dizilmiş, implant-abutment bağlantısı internal-altıgen tipi yansıtacak şekilde modellenmiştir. İmplant-abutment ve abutment protezi arasındaki vidalar, farklı simülasyonlar için benzer şekilde tasarlanmıştır. Daha sonra tasarım sürecinin tüm çıktıları, ticari bir sonlu eleman analiz sistemi kullanılarak (Ansys 18.2 ANSYS, Inc, Canonsburg, Pa)

kullanılarak maksilla için çözülmüştür. Yazılımın mekanik modülü, ayrık sonlu eleman ağları (mesh) oluşturmak ve çözmek için kullanılmıştır. Ağ, tetrahedral elemanlar kullanılarak oluşturulmuştur. Eleman boyutunu belirlemek için sayısal yakınsaklık analizi kullanılmıştır. Kuvvet analizi ilk olarak birinci ağ üzerinde gerçekleştirilmiştir ve daha sonra Türker ve ark. (Türker ve ark., 2019) tarafından açıklandığı gibi daha küçük elemanlarla tekrarlanmıştır. Tekillik tespit edildiğinde, eleman boyutları yeniden düzenlenerek ortadan kaldırılmıştır. Sonlu eleman modeli ağ yapısı şekilde gösterilmiştir (Şekil 2.1).



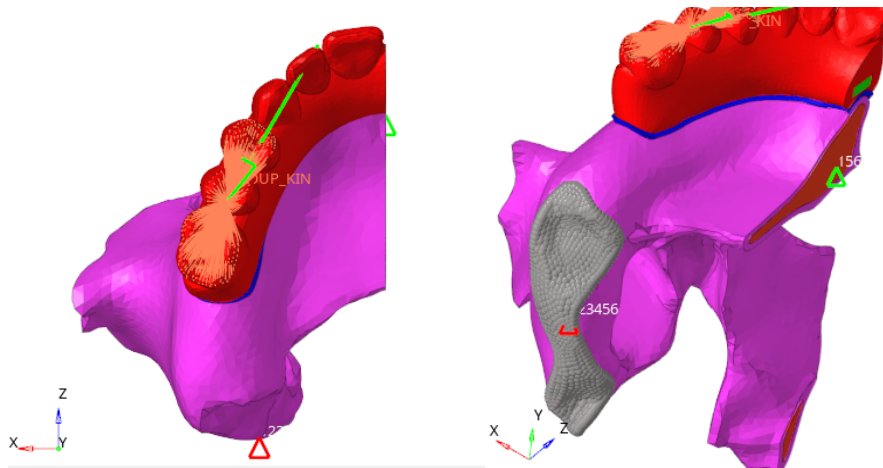
Şekil 2.2. Ağ yapısı modeli.

Modeldeki tüm parçaların doğrusal elastik izotropik davranışa sahip olduğu varsayılmış ve tüm malzeme hacimleri homojen kabul edilmiştir. Implantlar ve abutmentlerin, young modülü ve poisson oranı sırasıyla 96 GPa ve 0,36 olan bir titanyum alaşımından yapıldığı varsayılmıştır (Türker ve ark., 2018) (Çizelge 2.1). Malzeme özellikleri Çizelge 2.1’de sunulmuştur. Hem kortikal hem de trabeküler kemiğin Poisson oranı 0,3 olarak kabul edilmiştir. Trabeküler kemik için Tip II’nin fiziksel özellikleri seçilmiştir (Branemark ve ark., 1986). Tüm modellerin homojen, izotropik ve tamamen bağlı olduğu varsayılmıştır Maksilla modellerini stabilize etmek için kemik bağlantı alanları kullanılmıştır (Şekil 2.2).

Çizelge 2.1. Malzeme özellikleri.

	Elastisite (Young) Modülü (Gpa)	Poisson Katsayısı	Gerilme Direnci (MPa)	Baskı Direnci (MPa)	Maksimum Gerilme Direnci (MPa)	Maksimum Baskı Direnci (MPa)
Kortikal Kemik	13,7	0,3	133	133	150	150
Trabeküler Kemik	1,37	0,3	1,92	1,75	2,23	2,23
Protez	3,2	0,37	70	70	79,8	79,8
Diş eti	0,099	0,48	10	10	27,2	27,2
Titanyum	96	0,36	930	930	1070	0

Oklüzal kuvvetler oklüzal yüzeye 30 derece açıyla 50 N ve 300 N ve 600N olarak uygulanmıştır. Kuvvetler maksimum temas ile oluşturulan temaslara göre uygulanmıştır (Şekil 2.3). Oklüzal ve bukkal kesitlerde stres seviyeleri ve dağılımları analiz edilmiştir. Karşılaştırmalar görsel analiz ve sayısal verilerle yapılmıştır. Kemik (kortikal ve trabeküler) implantlar (düz ve açılı), bar (metal çubuk) ve protez, von Mises kriterine göre analiz edilmiştir. Kemik implantı modellerinin sayısal analizi ile, peri implant bölgesindeki hem kortikal hem de trabeküler kemik üzerindeki stres dağılımını değerlendirilmiş ve böylelikle kemik aşırı yüklenmesinin genel bir ölçüsü tanımlanmış olmuştur (Türker ve ark., 2019). Ayrıca mm cinsinden yer değiştirmeler (displacement) hesaplanmıştır. Sınır koşulları olarak model tüm hareket açılarından, maksillanın arka yüzeyi (maksiller tüberden) fiksle edilerek sabitlenmiştir.



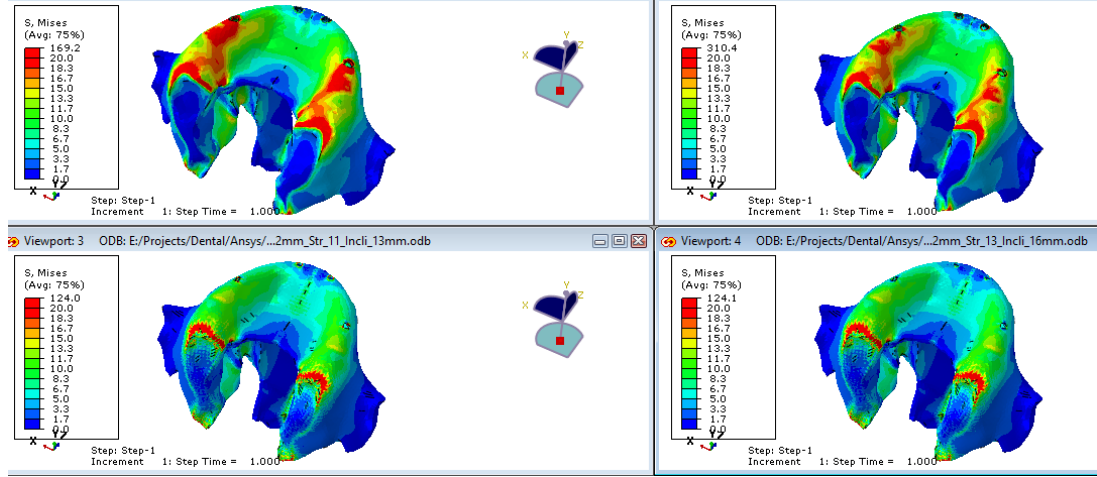
Şekil 2.3. Yükler ve sınır koşulları. Model, tüm hareket açılarından sabitlenmiştir.

3. BULGULAR

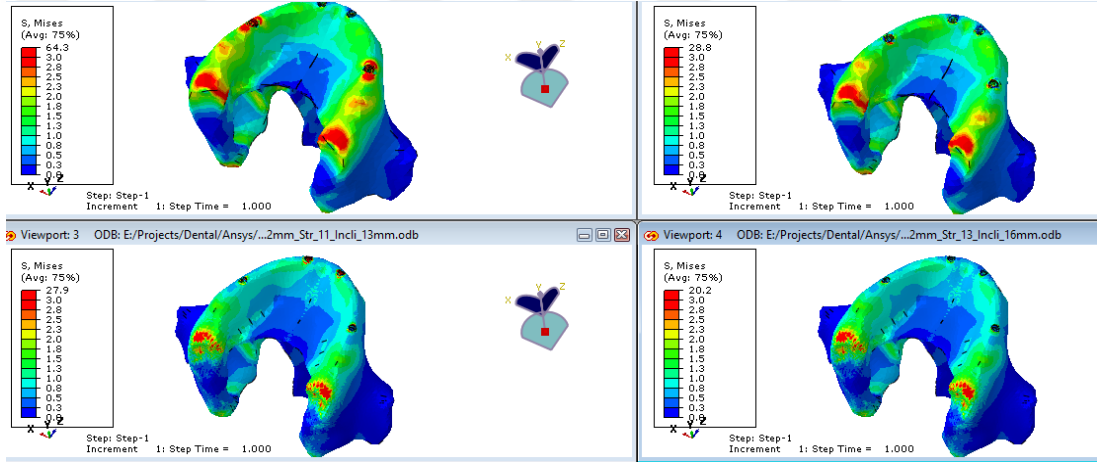
Bu çalışmada, Von Mises stresleri ele alınmıştır. Bu, çeşitli malzemelerin esneme / bozulma davranışını değerlendirmek için yaygın olarak kullanılan sayısal değerli bir gerilim (stres) ölçüsüdür. Sonuçlar, ham veriler olarak kaydedilir, sonra maviden kırmızıya renk skalası kullanılarak görselleştirilir, burada kırmızı en yüksek stres değerini temsil eder.

3.1. Kemik Bulguları

İmplantların etrafındaki kemikteki stres değeri ve dağılımı Şekil 3.1 ve 3.2’de gösterilmektedir. Genel olarak, tüm senaryolarda, kortikal kemik için benzer dağılım modelleri gözlemlenmiştir. 18 mm protez yüksekliğine sahip birinci ve ikinci modellerde en yüksek stres değerleri distal implantların etrafındaki peri-implant bölgesinde gözlenmiştir. Protez yüksekliği 22 mm olan üçüncü ve dördüncü model için en yüksek gerilmeler protezin distal kısmında yoğunlaşmış, dağılım paterni her iki model için de benzer bulunmuştur. Von Mises stresi ön bölgede 13 mm, arka bölgede 16 mm implant kullanıldığında (uzun implant konfigürasyonu grubunda), protez yüksekliği değiştiğinde dahi, benzerdir. Protez yüksekliğindeki artış, yapmış olduğumuz sonlu eleman analizinde, kortikal kemik için kaydedilen Von Mises gerilmelerinin değerlerinde bir azalmaya neden olmuştur. Ancak, uzun implant konfigürasyonu kullanıldığında bu etkinin belirgin olmadığını eklemek isteriz. Genel olarak, Von Mises değerleri trabeküler kemik için daha düşüktür. Tüm senaryolar ve farklı yükleme koşulları için kortikal ve trabeküler kemikte Von Mises stresinin değerleri Çizelge 3.1’de sunulmuştur. Trabeküler kemik için de benzer dağılım modelleri gözlenmiştir (Şekil 3.2).



Şekil 3.1. Kortikal kemik için Von mises stres dağılım patternleri.



Şekil 3.2. Trabeküler kemik için Von mises stres dağılım patternleri.

3.2. İmplant, Abutment ve Abutment Vidası Bulguları

50 N yük için implant seviyesindeki gerilim büyüklüğü ve dağılımı Çizelge 3.1 ve Şekil 3.3-3.6’da sunulmuştur. Düz ve açılı implantlardaki gerilmenin protez yüksekliğinden etkilendiği görülmektedir. Ön ve arka implantların yüksekliği kısa konfigürasyonla düzenlendiğinde, protez yüksekliğinin 18’den 22 mm’ye yükseltilmesi, düz ve açılı implantlar için sırasıyla 102,8 MPa’dan 44,7 MPa’ya ve 361,4’ten 37,6 MPa’ya düşmüştür. Protez yüksekliğinin stres azaltma üzerindeki etkisi, üçüncü ve dördüncü senaryoda, 13 mm düz implantlar ve 16 mm açılı implantlarda implant yüksekliği artırıldığında daha hafif olmuştur. Her iki durumda

da, açılı implantlar için stres azaltma üzerindeki etki daha belirgindir. Distal implantlar üzerindeki baskı, mezial implantlardan daha fazla bulunmuştur. Streslerin, esas olarak distal implantların abutmentinde ve boynunda yoğunlaşmış olduğu gözlenmiştir. Abutment vidası üzerindeki gerilim dağılımı Şekil 3.4 ve 3.5’de gösterilmektedir.

Çizelge 3.1. Tüm bileşenler ve tüm simülasyonlar için Von Mises stresi (50N).

	Von Mises Stresi (MPa)			
	Senaryo 1	Senaryo 2	Senaryo 3	Senaryo 4
Kortikal Kemik	9.6	6.1	6.6	2.3
Trabeküler kemik	2.0	1.9	1.1	0.8
Protez	7.1	6.2	3.0	1.7
Bar	8.4	10.8	21.3	21.1
Düz implant	102.8	70.7	44.7	41.1
Açılı implant	361.4	113.1	37.6	97.7

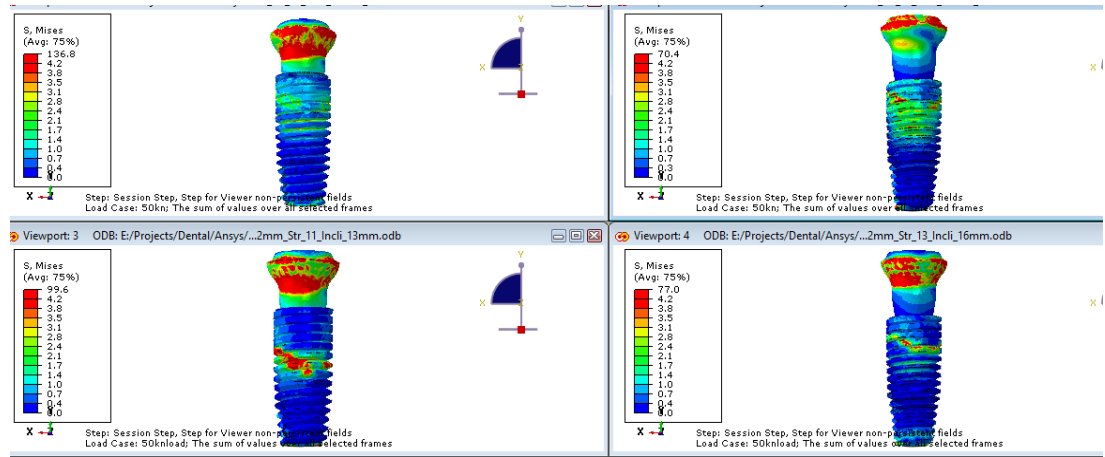
300 N yük için dental implantlar ve abutment için gerilim dağılımı ve seviyesi Çizelge 3.2 ve Şekil 3.7-9’de ve abutment vidası için Şekil 3.8’de sunulmuştur. Protez yüksekliğindeki artış, düz ve açılı implant-abutment sistemi için kaydedilen von Mises gerilimlerinde ciddi bir düşüşe neden olmuştur. Kısa implant konfigürasyonunda, protez yüksekliği 18 mm’den 22 mm’ye yükseltildiğinde, açılı implant için stres 2168,5 MPa’dan 225,8 MPa’ya ve düz implant için 616,5 MPa’dan 268,4 MPa’ya düşmüştür. Benzer şekilde, implant yüksekliği düz ve açılı implantlar için sırasıyla 13 ve 16 mm iken ikinci ve dördüncü senaryo için protez yüksekliği arttığında gerilimler çok büyük seviyelerde olmasa da azalmıştır. Distal implantlar üzerindeki baskı, mezial implantlardan daha fazladır. Streslerin, esas olarak distal implantların abutmentinde ve boynunda yoğunlaşmış olduğu gözlenmiştir. Abutment vidası üzerindeki gerilim dağılımı Şekil 3.8’de gösterilmektedir. Yükleme kuvveti 600 N’a çıkarıldığında da benzer sonuçlar elde edilmiştir (Şekil 3.10-3.13), (Çizelge 3.3).

Çizelge 3.2. Tüm bileşenler ve tüm simülasyonlar için Von Mises stresi (300N).

	Von Mises Stresi (MPa)			
	Senaryo 1	Senaryo 2	Senaryo 3	Senaryo 4
Kortikal Kemik	57,9	36,5	39,4	13,9
Trabeküler kemik	11,9	11,2	6,6	4,7
Protez	42,5	37,5	18,2	10,2
Bar	50,6	64,5	127,9	126,7
Düz implant	616,5	424,0	268,4	246,5
Açılı implant	2168,5	678,5	225,8	586,0

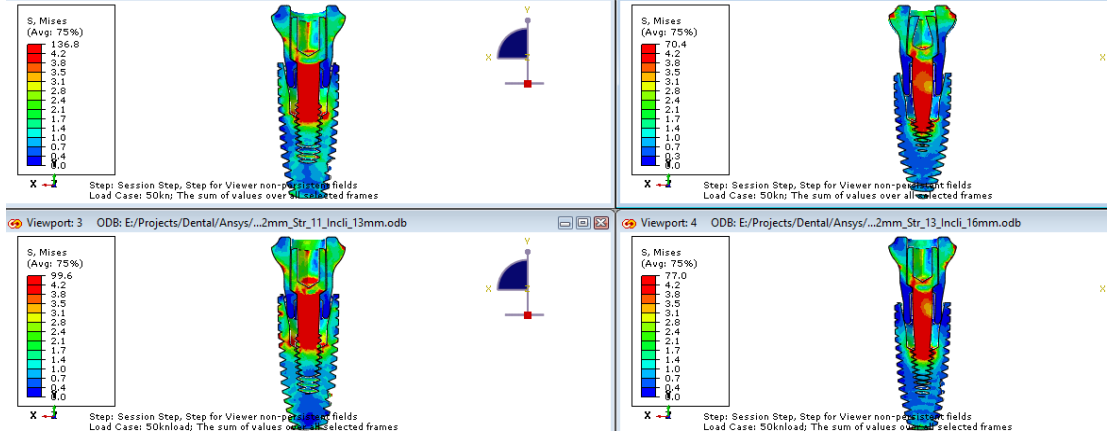
Çizelge 3.3. Tüm bileşenler ve tüm simülasyonlar için Von Mises stresi (600N)

	Von Mises Stresi (MPa)			
	Senaryo 1	Senaryo 2	Senaryo 3	Senaryo 4
Kortikal Kemik	115,7	72,9	78,8	27,8
Trabeküler kemik	23,8	22,4	13,2	9,4
Protez	84,9	74,9	36,3	20,4
Bar	101,2	129,0	255,7	253,3
Düz implant	1233,0	848,0	536,8	493,0
Açılı implant	4337,0	1357,0	451,6	1172,0

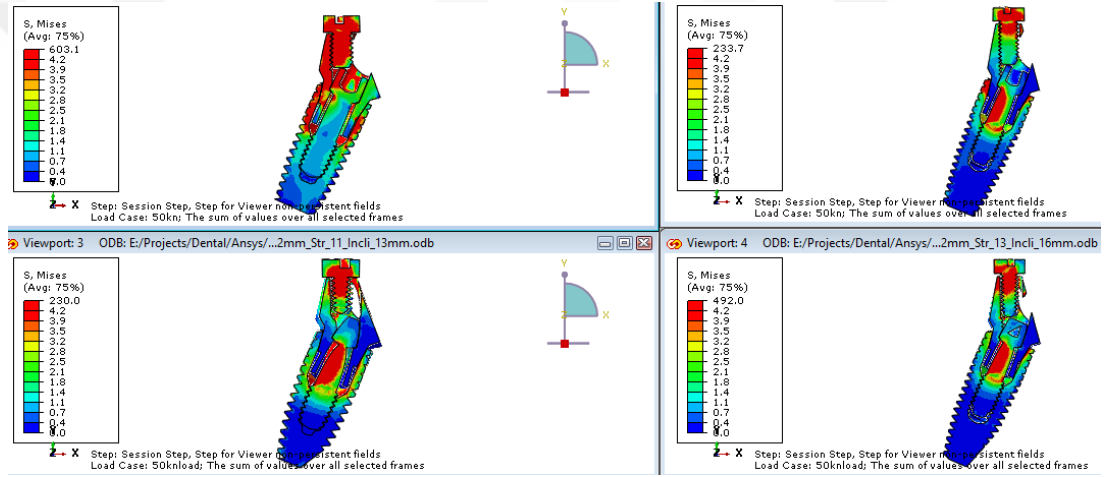


16

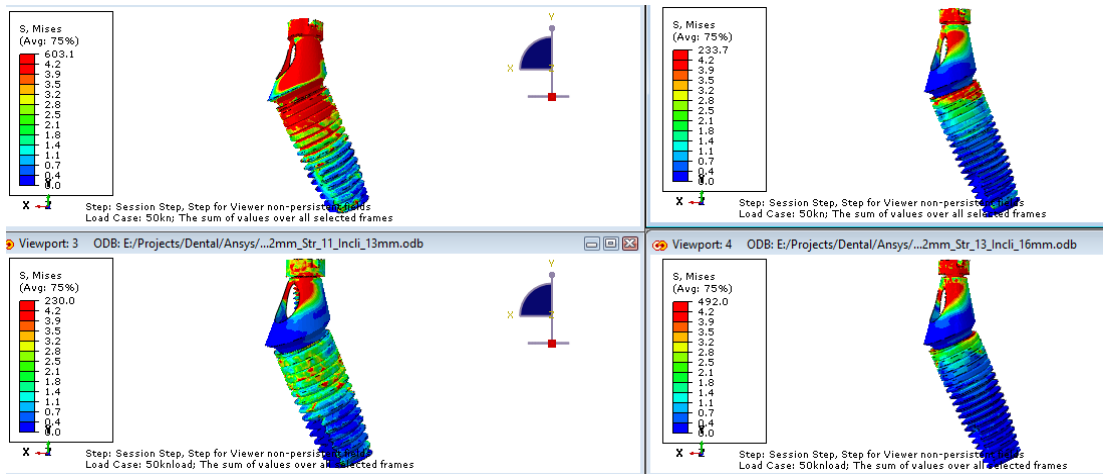
Şekil 3.3. Oklüzal kuvvet 50 N iken düz implant-abutment üzerindeki gerilim dağılımı.



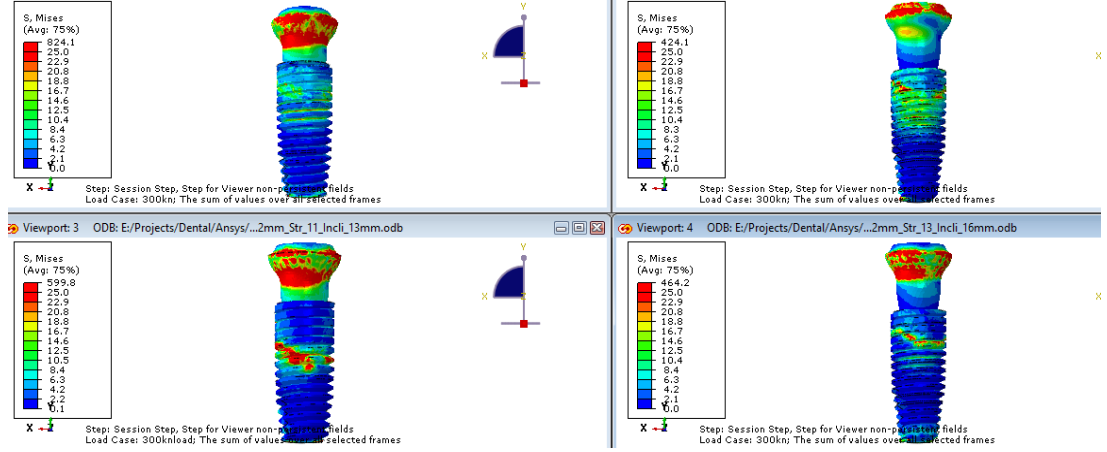
Şekil 3.4. Oklüzal kuvvet 50 N iken düz abutment vidasında gerilim dağılımı.



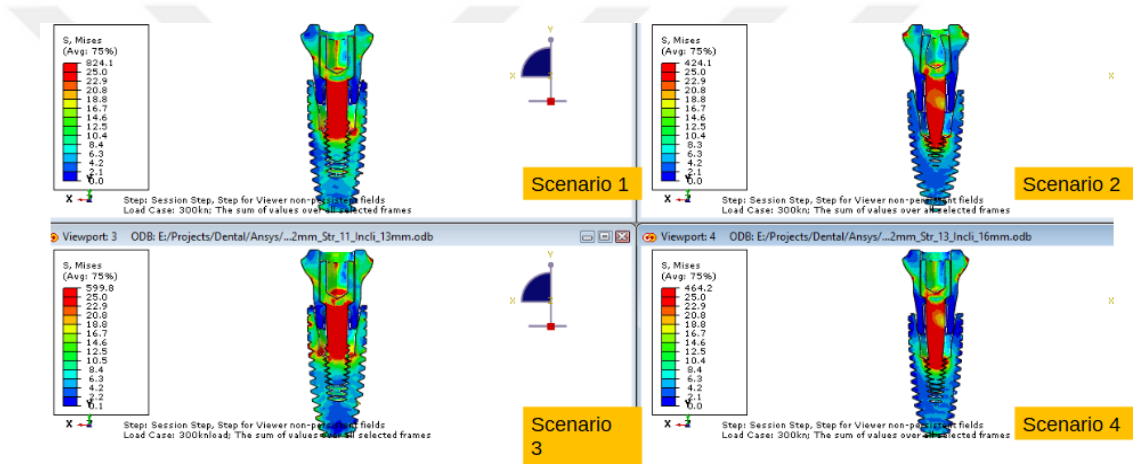
Şekil 3.5. Oklüzal kuvvet 50 N iken açılı abutment ve protez vidası üzerindeki gerilim dağılımı.



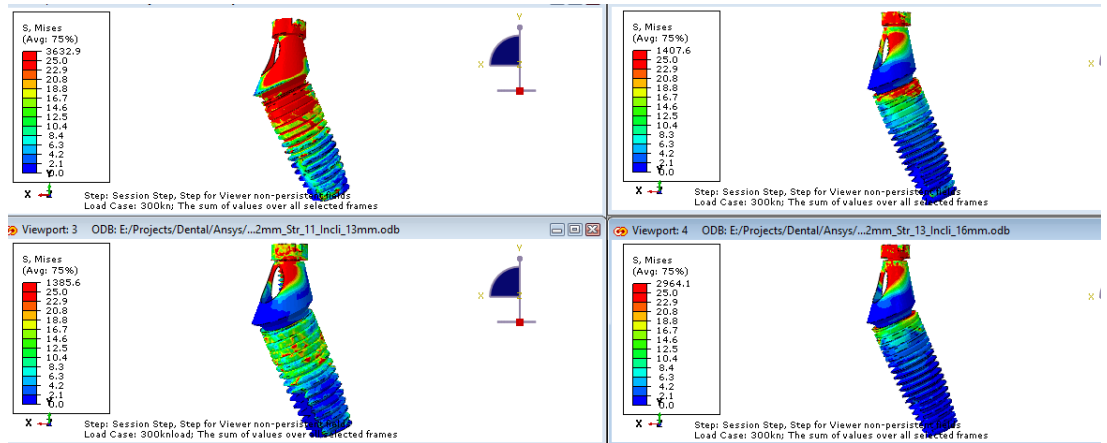
Şekil 3.6. Oklüzal kuvvet 50 N iken açılı implant-abutment üzerindeki gerilim dağılımı.



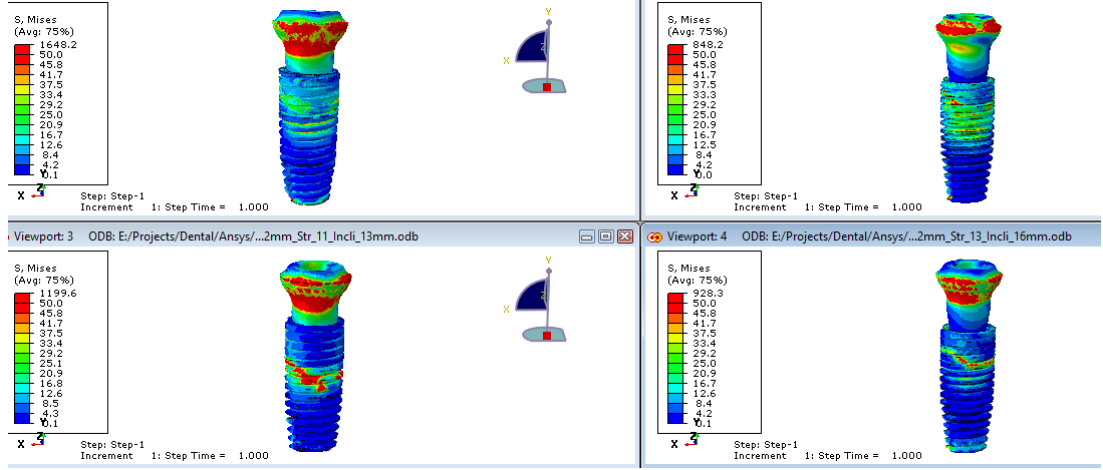
Şekil 3.7. Oklüzal kuvvet 300 N olduğunda düz implant-abutment üzerindeki gerilim dağılımı.



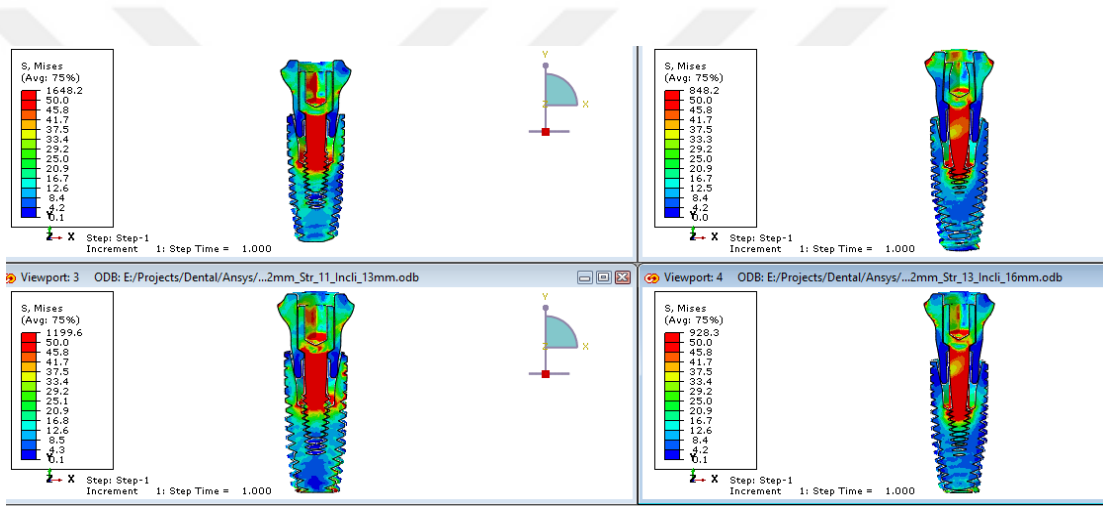
Şekil 3.8. Oklüzal kuvvet 300 N iken düz abutment vidasında gerilim dağılımı.



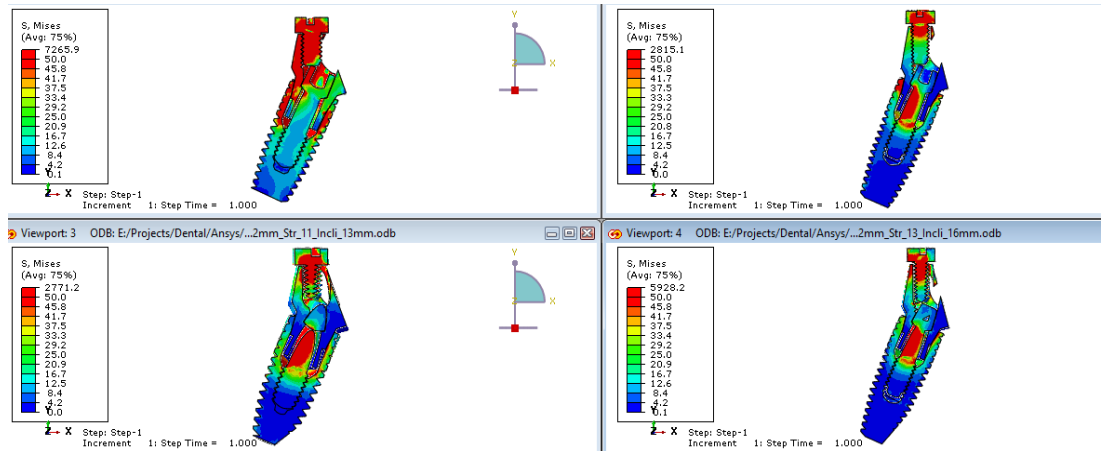
Şekil 3.9. Oklüzal kuvvet 300 N olduğunda açılı implant-abutmentteki gerilim dağılımı.



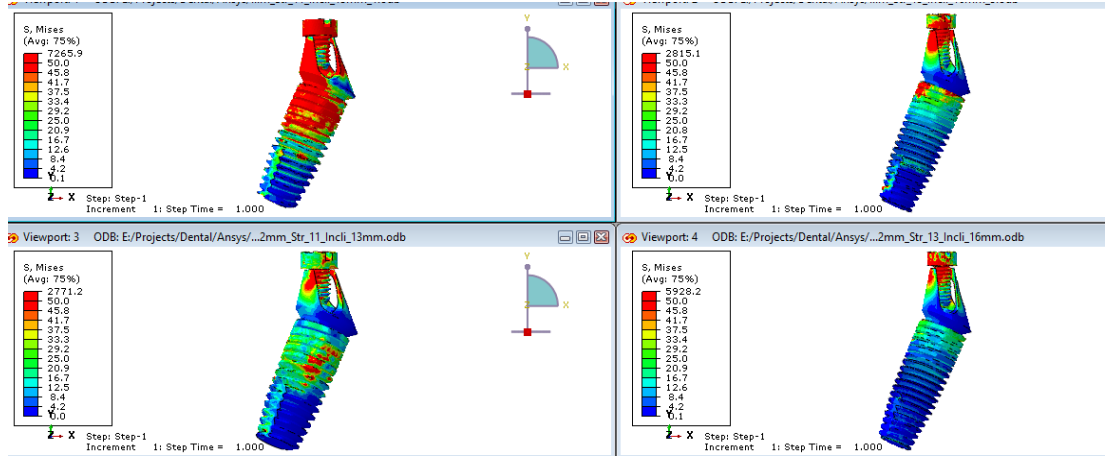
Şekil 3.10. Oklüzal kuvvet 600 N iken düz implant-abutment üzerindeki gerilim dağılımı.



Şekil 3.11. Oklüzal kuvvet 600 N iken düz implant abutment vidasındaki gerilim dağılımı.



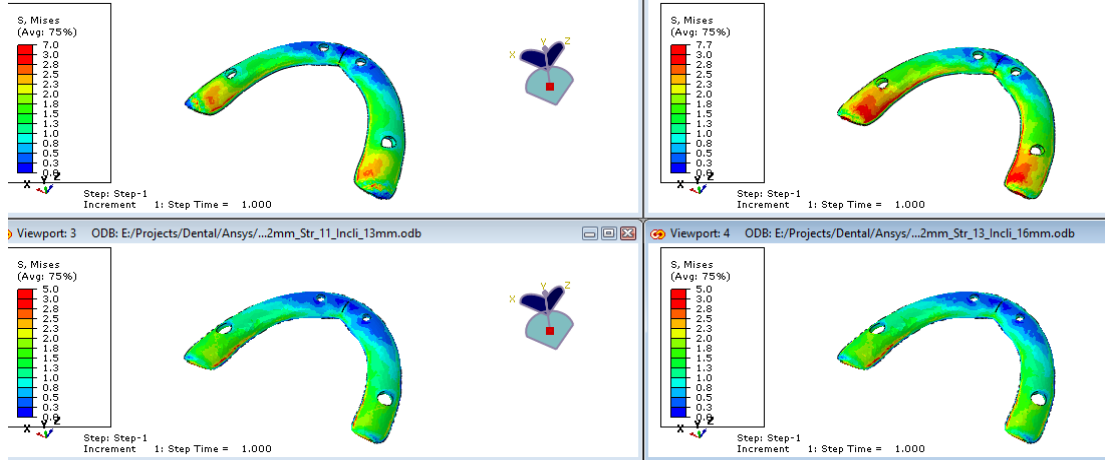
Şekil 3.12. Oklüzal kuvvet 600 N olduğunda açılı abutment ve protez vidasındaki gerilim dağılımı.



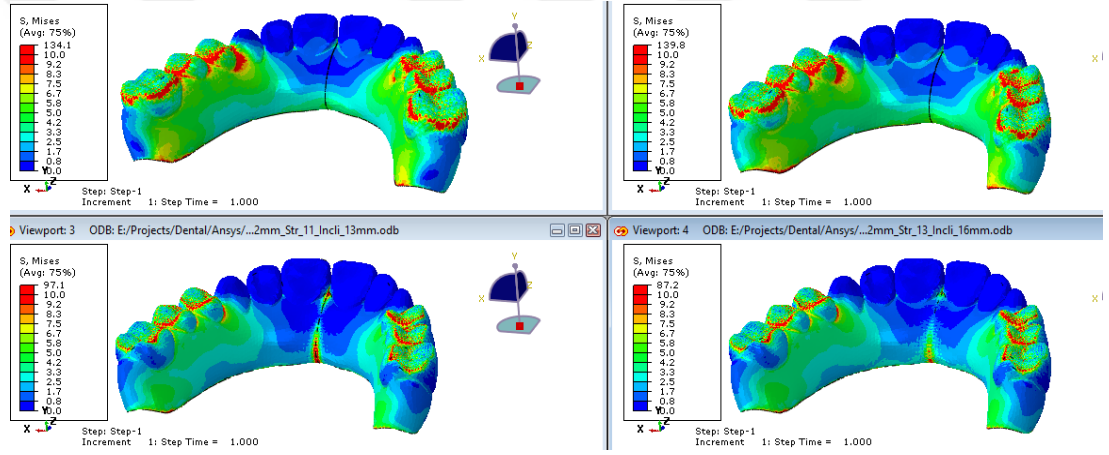
Şekil 3.13. Oklüzal kuvvet 600 N olduğunda açılı implant abutmentindeki gerilim dağılımı.

3.3. Von Mises Stres Dağılımı

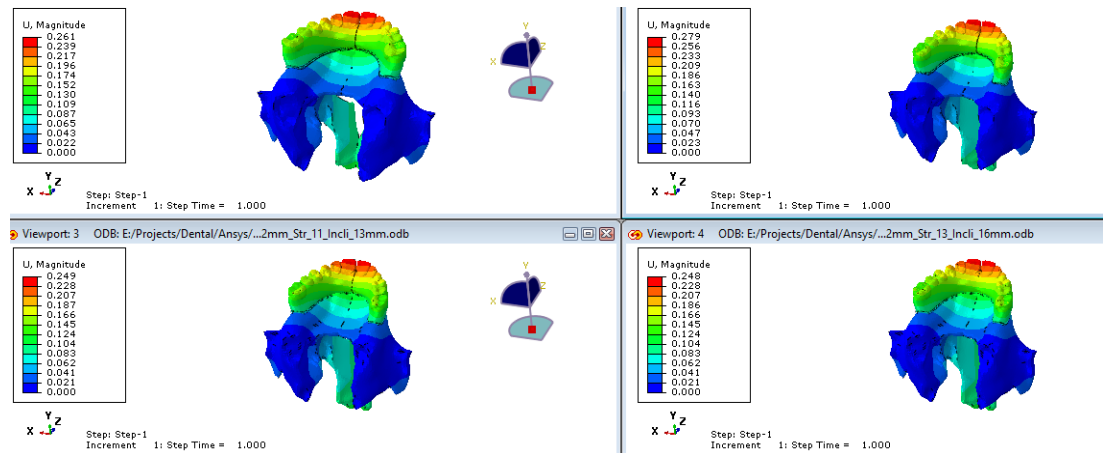
Sayısal simülasyonlar, stres konsantrasyon alanlarının implant boynunun etrafındaki kortikal kemikte yerleştiğini tekrar göstermiştir. Tepe değerleri, ilk simülasyon için arka implantın kortikal kemiği çevresinde ve arka implantın distalindeki krestal kortikal kemikte kaydedilmiştir. Simülasyon 3 ve 4 için protezin distal ucunda yer alan küçük bir stres konsantrasyon alanı çok benzerdir. Muhtemelen, protez yüksekliği, kortikal kemikte stresin daha iyi dağıtılmasına yardımcı olmuştur. Trabeküler kemik üzerindeki stres dağılımı için de aynı şey söylenebilir. En yüksek Von Mises gerilmeleri, tüm simülasyonlar için titanyum barın kantilever seviyesinde kaydedilmiştir (Şekil 3.14). İmplant ve protez yüksekliğinin artması ise, titanyum bar seviyesinde kaydedilen tepe gerilimlerini olumsuz etkilemiştir. Protez seviyesindeki stres seviyesi ve dağılımı esas olarak yüksekliğinden etkilenmiştir. Stres dağılımı modelleri (Şekil 3.15)'de gösterilmektedir. Düz ve açılı implant, abutment ve abutment vidası için daha düşük von Mises gerilmeleri ve daha iyi stres dağılımı gözlemlenmiştir. En büyük protez yer değiştirmesi (displacement), senaryolar arasında, tepe değerlerinde ve dağılımda küçük farklılıklar ile birlikte ön bölgede kaydedilmiştir (Şekil 3.16).



Şekil 3.14. Metal bar (F=600N) üzerinde gerilim dağılımı.



Şekil 3.15. Protez üzerindeki gerilim dağılımı (F=600N).



Şekil 3.16. Protez yer değiştirme patternleri (mm cinsinden).

4. TARTIŞMA

“All-on-four”, 2 düz anterior ve 2 açılı (eğimli) posterior implant olmak üzere, premaksilla veya anterior mandibula’ya yerleştirilmiş 4 implantla desteklenen bir tam ark sabit protez yaklaşımıdır. Mattsson ve arkadaşları (1999), sinüs büyütme prosedürlerinden kaçınmak için premaksillaya 4-6 implant yerleştirerek ve implantları açılıdırarak dişsiz maksillayı rehabilite eden “All-on-four” konseptinin öncül tasarımlarını yapmışlardır (Mattsson ve ark., 1999). Yazarlar 15 hastaya yerleştirilen 68 implant içerisinde 3 ila 4.5 yıl arasındaki izlemiden sonra, %99 protez sağ kalım oranı ve yalnızca bir implant başarısızlığı bildirmişlerdir (Mattson ve ark., 1999). Malo ve arkadaşları ise 2003 yılında “All-on-four” anında yükleme konseptini tanıtmıştır. Bu çalışmada, tam dişsiz mandibulayı 4 implantla; aksiyal olarak yerleştirilmiş 2 anterior implant ve para-simfizal bölgeye yerleştirilmiş 2 distal eğimli arka implant ile rehabilite etmişler ve ardından implantlar, ameliyattan sonraki 2 saat içinde hemen yüklenmiştir (Malo ve ark., 2003). Aynı tasarım 2005 yılında maksilla rehabilitasyonu için de benimsenmiştir (Bedrossian ve ark., 2010, Chan ve Holmes, 2015).

Yine de, Tekniğin prostetik ve cerrahi komplikasyonları da mevcuttur. Yaygın intra ve postoperatif komplikasyonlar arasında kanama, şişme, morarma, ağrı ve olası geçici parestezi bulunur (Chan ve Holmes, 2015) . Ameliyat sonrası ilk dönemden sonra implant komplikasyonları, teknik ve biyolojik komplikasyonlar olmak üzere ikiye ayrılır. En yaygın teknik veya protez komplikasyonu, %23,2 olarak bildirilen bitim protezinde veneer kırılmasıdır (Francetti ve ark., 2015). Bu komplikasyonu %19,8 ile vida gevşemesi ve vida kırılması, %10,5 ile geçici protezden diş ayrılması ve %7 ile bitim protezinde metal barının kırılması izlemiştir (Francetti ve ark., 2015). Biyolojik komplikasyonlar peri-implant sert ve yumuşak doku sorunları ile ilişkilidir. Kötü ağız hijyeni, %30,2 oranında peri-implant mukozitine ve %10,4 peri-implantite yol açan biyolojik komplikasyonların ana belirleyicisi olarak bildirilmiştir (Francetti ve ark., 2015). Peri-implant mukoziti, alveoler kemik kaybı olmadan peri-implant

mukozada kızarıklık ve şişlik olarak tanımlanır, peri-implantitis ise klinik ve radyografik kemik kaybı ile birlikte peri-implant yumuşak doku iltihabının varlığıdır (Corbella ve ark., 2011).

All-on-four tekniğinin etkilerini ve uzun vadeli komplikasyonlarını araştıran klinik takip çalışması sayısı oldukça azdır. İlk sistematik inceleme 2013 yılında Patzelt ve arkadaşları tarafından yayınlanmıştır. Yazarlar, İngilizce ve Almanca yayınlanmış çalışmaları dahil etmiş ve üç farklı alanı araştırmıştır: (1) Maksilla ve mandibulada gerçekleştirilen implantlar için implant sağkalım oranları; (2) Sabit protez için sağ kalım oranları; ve (3) Kemik-implant seviyesindeki değişiklikler (Patzelt ve ark., 2014). İmplantların sağ kalım oranının yüksek olduğunu, takıldıktan sonraki ilk iki yılda %99,8’lik bir sağkalım raporlamışlardır (Patzelt ve ark., 2014). Başarısızlık, sigara içimi ve bifosfonat tedavisi gibi risk faktörlerine bağlanmıştır. En sık görülen protez komplikasyonu, takılan 1.201 protezden 57’si kırık olan akrilik veneerin kırılması olarak bulunmuştur (Patzelt ve ark., 2014). Protez komplikasyonlarının çoğu geçici protezle ilişkili olup ve basit onarımla çözülebileceği söylenmiştir. Protez komplikasyonlarında neden olarak genellikle parafonksiyonel alışkanlıklar tanımlanmış ve bu vakalarda çözümünü, vidanın yeniden sıkılması ve gece plağı kullanımı olarak belirtilmiştir. (Malo ve ark., 2011; Malo ve ark., 2012). Vida gevşemesi, geçici protezde gözlenen bir başka komplikasyondur (Crespi ve ark., 2012; Francetti ve ark., 2012). Kalıcı protez için toplam 3 başarısızlık bildirilmiştir (Hinze ve ark., 2012; Francetti ve ark., 2012; Landázuri-Del Barrio ve ark., 2013). Birkaç yıl sonra yayınlanan başka bir sistematik derleme, 24 çalışmanın verilerini analiz etmiştir (Soto-Pentaloza ve ark., 2017). İmplantların bildirilen sağ kalım oranı, 24 aydan uzun bir takip süresi boyunca %99,8 ile, oldukça yüksek bulunmuştur. Bildirilen en düşük başarı oranı 10 yıllık takipten sonra %94,8’idir. En sık görülen implant komplikasyonu implantın kaybı (en az bir) ve ikinci en yaygın komplikasyon, implantın yerleştirilmesinden iki yıl sonra peri-implantit gelişmesidir. Teknik ve mekanik komplikasyonlarla ilgili olarak, hastaların %23,2’sinde en sık bildirilen sorun, akrilik dişin ayrılmasıdır (Soto-Pentaloza ve ark., 2017). Nitekim, akrilik kaplamalı metal barlı protezler kullanıldığında, akrilik dişlerin kırılması veya ayrılması gibi komplikasyonlar yüksek oranda ortaya çıkar (Gallucci ve ark., 2017).

Tam dişsiz maksilla'nın diş implantları ile rehabilitasyonu birkaç faktör tarafından sınırlandırılır. Bu faktörler arasında, tam dişsiz mandibula ile karşılaştırıldığında düşük kemik kalitesi başlıca engelleyicidir. Kemik hacmi ayrıca maksillada bireyler arasında önemli ölçüde değişir. Daha önceki bir retrospektif çalışmanın sonuçlarına dayanarak, All-on-four konseptine göre rehabilite edilen maksillada, %3,47'lik bir implant başarısızlığı oranı mevcuttur (Parel ve Phillips, 2011). Zayıf kemik kalitesi, erkek hasta, parafonksiyonel alışkanlıklar ve distal olarak yerleştirilmiş implantlar gibi çeşitli faktörler, maksillada All-on-four konsepti için dental implant başarısızlığına katkıda bulunan faktörler olarak tanımlanmıştır (Parel ve Phillips, 2011).

Malo ve arkadaşları, All-on-four konseptiyle maksillada 242 hastada 968 implant için 5 yılda %98 kümülatif başarı oranı bulmuşlardır (Malo ve ark., 2012). Abutment implant arayüzünün altındaki ortalama marjinal kemik kaybı 3 yılda 1.52 mm ve 5 yılda 1.95 mm olarak bulunmuştur (Malo ve ark., 2012). Duell, maksiller implantlar için 1-7 yılda %92.5 ile %100 arasında değişen benzer başarı oranları bulmuştur (Duell, 2012). 3 yıllık bir klinik çalışmada mandibulada kümülatif implant sağkalımı, 980 implanta sahip 245 hastada (Malo ve ark., 2012) %98.1 ve 875 mandibular implantın 217 çenede diş çekiminden hemen sonra yerleştirilmesi sonucunda %99.6 olarak bildirilmiştir (Butura ve ark., 2011). "All-on-four" tasarımını kullanan tam arklı sabit protez için 10 yılda mandibulada %99,2 ve maksillada %100 5 yıllık kümülatif başarı oranı bildirilmiştir (Malo ve ark., 2011; Malo ve ark., 2012).

Dört implant ve tek parça protez kullanırken en büyük sorun, implant kaybı nedeniyle protezin başarısızlıkla sonuçlanmasıdır. Bununla birlikte, bu yaklaşım, cerrahın kemik grefti deneyimi olmasını gerektirmeden, hastaya daha az cerrahi maliyet ve cerrahi sürenin azalma ihtimali dahil olmak üzere çeşitli avantajlar da sunmaktadır (Gallucci ve ark., 2017).

Maksillanın başlangıç klinik durumuna bağlı olarak zigomatik ve pterygoid implantlar gibi kısa, açılı veya ekstra-alveoler implantların kullanıldığı yaklaşımdır.

Dört implantın da bu tür implantlardan oluştuğu tedavilerin başarı ve komplikasyon oranına ilişkin kanıtlar tutarsızdır (Gallucci ve ark., 2017).

Marjinal kemik seviyesi göz önüne alındığında, geleneksel vertikal olarak yerleştirilmiş implantlarla, aksiyel ve eğimli yerleştirilmiş implant kombinasyonları arasında birçok yazar tarafından önemli bir fark bulunmamıştır (Testori ve ark., 2008; Krekmanov ve ark., 2000; Apaicio ve ark., 2001).

Bellini ve arkadaşları, eğimli ve düz implantları karşılaştırdıkları çalışmalarında, kantilever uzunluğunun, marjinal kemik stres seviyelerine katkıda bulunan önemli bir faktör olduğu sonucuna vardılar (Bellini ve ark., 2009).

Doğal dişlerin aksine, dental implantlarda içerisinde sinir uçları bulunan periodontal bağlar ve diğer yumuşak doku yapıları eksiktir, dolayısıyla implantlar aşırı yüke ve tedavi başarısızlığına yol açabilecek oklüzal yükleri algılayamaz.

Ozan ve Kurtulmuş-Yılmaz, implant eğiminin (0, 17, 30 ve 45° açılar) mandibular kortikal kemik ve implantta stres dağılımına etkisini 3D sonlu elemanlar statik analizi ile değerlendirdikleri çalışmalarında; posterior implantların 30° veya 45° eğilmesinin stres düzeylerini önemli ölçüde azalttığını göstermişlerdir (Ozan ve Kurtulmuş-Yılmaz, 2018). Posterior implantlar 0, 15, 30 ve 45 derece eğik olduğunda, Saber ve arkadaşları, arka implantlardaki eğimin artmasının hem trabeküler hem de kortikal kemiklerde stres azalmasına neden olduğunu bulmuşlardır (Saber ve ark., 2015). Liu ve arkadaşları, statik ve dinamik yükleme yöntemlerini içeren bir simülasyon ve analiz çalışması gerçekleştirmişlerdir. Dinamik yükleme, çiğneme hareketini en yakından taklit eden, dış kuvvetin miktarı ve yönüne bağlı olarak yükün zamanla değişmesini ifade eder. Gerçek hayatta, implant ve çevreleyen kemikteki stresi, anlık kuvvet büyüklüğünden çok, kuvvetin uygulanma süresi etkiler. Yazarlar, mezial implant pozisyonunun ve distal implantın eğim açısının, distal implantların ve çevresindeki kemik dokusunun stresini etkilediğini bulmuşlardır (Lui ve ark., 2019).

Değerlendirilen her modelin üzerindeki stres, esas olarak posterior implant boyunlarında yoğunlaşmıştır ve stres mezial implanta kıyasla distalde daha yüksek bulunmuştur (Liu ve ark., 2019). Benzer şekilde, bu çalışma stresin esas olarak distal implantların servikal marjini ile kortikal kemiğin birleşme noktasında yoğunlaştığını göstermiştir. Değerlendirilmiş olan modeller arasında tüm yerleşimler karşılaştırıldığında ise, anterior implantların kanin bölgesinde yerleştirilmesi ve posterior implantların 30 derece eğimle yerleştirilmesinin en düşük ve düzgün dağılmış streslerle sonuçlanan en iyi biyomekanik davranışı ortaya çıkardığını belirlemişlerdir (Liu ve ark., 2019). Bu çalışmada, arka implantların eğimi tüm simülasyon modeller için aynı olduğu için implant eğiminin etkisi değerlendirilmemiştir. Tekli implantların eğilmesi, fonksiyonel hareketler sırasında bükülmeye neden olabilir ve bu da marjinal kemikte artan strese neden olabilir. Açılı implantların sabit bir implant destekli protezin parçası olması durumunda, implantın geniş arayüzünün bükülme kuvvetlerinin doğasını değiştireceği ve azaltacağı öne sürülmüştür (Doğan ve ark., 2012).

İlgili yapıların herhangi birinde aşırı stres oluşumu, uzun ömürlülük ve uzun vadeli başarı için belirleyici bir faktördür. İmplant başarısızlığı genellikle peri-implant arayüzünde ilerleyici kemik kaybı ile ilgilidir, ayrıca mekanik komplikasyonlara bağlı olarak implant protezlerinde vida gevşemesi ve / veya kırılması, protez kırılması vb. gibi durumlar da söz konusu olabilir (Kim ve ark., 2005). Kemik rezorpsiyonu birkaç faktör tarafından uyarılabilir, ancak en dikkat çekici faktör aşırı yüklenmedir. Peri implant kemiğinin aşırı yüklenmesi, bruksizm gibi parafonksiyonel aktivitelerden kaynaklanabilir. Fonksiyonel kuvvetler altında aşırı yüklenme, öncelikle uygunsuz oklüzyon, kötü protez ve / veya implant tasarımı ve cerrahi yerleştirme nedeniyle yük transfer mekanizmasında meydana gelen bir değişiklikten kaynaklanabilir (Baggi ve ark., 2008).

Yük transferini etkileyen faktörlerin anlaşılması, klinik karar verme ve implant yolunun planlanmasında da önemli olabilir. Sonlu Eleman Analizi, oklüzal yüklemenin implant, çevreleyen kemik ve protez bileşenleri üzerindeki etkisini tahmin etmek için diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılmaktadır. Bu biyomekanik sistem,

deneysel bir yaklaşım kullanılarak değerlendirilmesi zor olan karmaşık süreçlerin incelenmesini için sayısal teknikler kullanılır.

Himmlova ve arkadaşları, implant boy artışı ile çap artışını karşılaştırdıkları çalışmalarında, implant çapındaki artışın, implant üzerindeki maksimum Von Mises stres değerlerinin azaltılmasında uzunluk artışından daha fazla etkiye sahip olduğu sonucuna varmışlardır (Himmlova ve ark., 2004). Diğer çalışmalar, çap sabit tutulduğunda implant uzunluğundaki artışın temel avantajının, kemik implant temas alanının artması ve implantın primer stabilitesinin artışı olduğunu bildirmiştir. Bununla birlikte, marjinal kemik düzeyinde stresi azaltmada çok az etkisi vardır (Sertgöz ve ark., 1996; Malo ve ark., 2011; Doğan ve ark., 2012; Eazhil ve ark., 2016). Çalışmamızda 22 mm'lik protezde de geçerli olmak kaydıyla ama özellikle protez boyu 18 mm iken, implant boyunun arttırılması hem düz hem açılı implantlar için, abutment ve implant düzeyindeki stres dağılımını önemli ölçüde etkilemiştir. İmplant uzunluğunun implant-abutment seviyesinde stres azalması üzerindeki etkisi, anterior implanta kıyasla açılı posterior implant için daha anlamlıdır. İmplant uzunluğunun kemik-implant seviyesinde stres aktarımı üzerindeki etkisi, başka çalışmalarla da değerlendirilmiştir. İmplantlar 7 ila 8 mm'den uzun olduğunda biyomekanik avantaj ihmal edilebilir (Akca ve ark., 2002). Bu, bizim analizimizin sonuçlarıyla da uyumludur.

En yüksek stres değerleri, diğer çalışmalarda da, genellikle kortikal kemik üzerinde kaydedilmiştir. Bunun olası açıklaması, kortikal kemiğin yüksek elastik modülüdür. Kortikal kemiğin, implantın en zayıf kısmı olan implant boynunu çevrelemesi, bu açıdan endişe vericidir. Baggi ve arkadaşları, aşırı yüklemekten etkilenebilecek kortikal peri-implant alanlarının, kemik-implant arayüz uzunluğundan bağımsız olarak, öncelikle implant çapından etkilendiği sonucuna varmıştır. Bununla birlikte, implant uzunluğundaki artış, süngerimsi peri-implant bölgesinde stres gradyanlarını azaltmıştır (Baggi ve ark., 2008). Bu sonuçlar, maksimum implant çapının trabeküler bölgeyi değil kortikal kemikteki stres piklerini etkilediği sonucuna varan diğer çalışmalarla uyumludur, öte yandan, süngerimsi kemik-implant arayüzündeki stres değerleri ve dağılımı esas olarak implant uzunluğundan etkilenir

(Holmgren ve ark., 1998; Bozkaya ve ark., 2004). Yapmış olduğumuz bu çalışmada, yardımcı faktör olarak farklı yükseklik ve yükleme koşulları dikkate alındığında implant uzunluğunun artmasından, kortikal kemik trabeküler kemikten daha fazla etkilendiğinden, bu durum mevcut çalışmanın sonuçlarıyla doğrulanamamıştır.

Literatürde maksiller implant destekli sabit protezleri etkileyen özellikle iki faktör dikkate alınmıştır: Vidalı veya simante; Protetik malzeme seçimi (Gallucci ve ark., 2017).

Protez yüksekliği, kortikal ve trabeküler kemiğe yük aktarım mekanizmasını etkiler. Bildiğimiz kadarıyla, protez yüksekliği konusunda, daha önce yayınlanmış çalışma yoktur. Protez yüksekliğindeki artış, yapmış olduğumuz sonlu eleman analizinde, kortikal kemik için kaydedilen Von Mises gerilmelerinin değerlerinde bir azalmaya neden olmuştur. Bununla birlikte, çalışmamızın sonuç kısmında da belirttiğimiz gibi, daha uzun implantlar kullanıldığında bu etki belirgin değildir. Kortikal kemik söz konusu olduğunda, implant uzunluğundaki artışın stres büyüklüğü üzerinde küçük bir etkisi olmuştur. Kemik ve implantların ön ve arka bölgelerinde üretilen gerilmeler karşılaştırıldığında, tüm modellerde posteriora daha yüksek stresler gözlenmiştir. Bunun nedeninin arka implantların çiğneme alanının merkezinde yer alması ve böylece protezin distal uzantısına uygulanan büyük kuvvetlerin distal implant tarafından absorbe edilmesi olduğunu düşünmekteyiz. Literatürde daha önce yapılmış olan sonlu eleman analizleri(FE), bunun implant sayısı ile ilgili olmadığını göstermektedir.

Doğan ve arkadaşları, implant sayısı arttırılsa bile en yüksek stresin arka implantlarda ve çevreleyen kemik dokuda olduğunu göstermiştir (Doğan ve ark., 2012). Bununla birlikte implant sayısının azalmasıyla kemiğe uygulanan stresin arttığı bildirilmiştir (Carvalho Silva ve ark. 2009; Tucker ve ark. 2019).

All-on-four konseptine benzer bir implant destekli sabit protez tasarlarken, posterior bölge artan stres koşullarına direnç göstermesi gerektiğinden kemik kalitesi dikkatlice değerlendirilmelidir. Bu özellikle maksiller sabit implant destekli protez

için geçerlidir. Maksiller implantların yerleştirilmesi için sayısal yöntemlerin mandibular implantlara göre daha yüksek doğruluğunun olduğu gösterilmiştir (Baggi ve ark., 2008).

Literatürdeki FE analizleri, abutment yüksekliğinin, protez vidasının geriliminin azaltılması üzerinde çok az etkisi olduğunu bulmuştur (Oh ve ark., 2020). Bu sebeple, çalışmamızda abutment yüksekliği sabit tutularak değişkenler arasında yer almamıştır.

Protez vida gevşemesi, sabit tam ark implant destekli protezlerin sık görülen bir komplikasyonudur. Protezin arka vida gevşemesi, ön vida gevşemesine göre daha sık meydana gelir (Oh ve ark., 2020). Ön vidadaki gerilmeler, vidanın boyun, orta ve alt kısmında yoğunlaşma eğilimindeyken, arka protez vidası üzerindeki gerilim, orta kısımda ve genel olarak, ön vidalara göre daha koronal olarak yoğunlaşma eğilimindedir. Vida gevşemesi, vida bağlantısına etki eden ayırma kuvveti, onları bir arada tutan kenetleme kuvvetinden daha büyük olduğunda meydana gelir (Alkan ve ark., 2004). Ön yük olarak adlandırılan bu sıkma kuvveti, vida ilk sıkıldığında oluşur ve vida üzerinde kalır. Ön yükte sürekli bir azalma gelişir ve bu da kritik seviyenin altına düşmesine neden olursa, yivleri gevşer ve vida bağlantısındaki işlevini kayberek vidanın serbest kalmasına sebep olur (Sakagushi ve Bergensen, 1995). Vida gevşemesi, oral sıvılar, çeşitli çiğneme modelleri ve yükler sırasında da meydana gelebilir. Oklüzal aşırı yüklenme de ayrıca vidanın yorulmasına veya gevşemesine neden olabilir (Guda ve ark., 2008).

Metal bar seviyesinde ortaya çıkan stres, diş implantlarının yüklenmesini ve kemik deformasyonunu etkileyebilir. Kemik implant arayüzündeki bu stres, sonunda kemik rezorpsiyonu ve implant kaybına yol açabilir (Rangert ve ark., 1989). Bar üzerinde yaratılan gerilme, diğer faktörlerin yanı sıra malzeme sertliği, barın şekli ve kaplama malzemesinden etkilenir. Zirkonyum ve krom kobalt gibi sert malzemeler, titanyum gibi yumuşak malzemelerden daha yüksek gerilme değerleri gösterir (Bhering, ve ark., 2016).

Nitekim, diğer çalışmalarda da gösterildiği gibi, yüksek elastik modülü olan malzemeler eğilme ve deformasyona karşı daha dirençlidir ve bu nedenle yüksek gerilme değerlerine sahiptir (Bacchi ve ark., 2013). Yüksek stres seviyesi konsantrasyonlarına rağmen, daha sert malzemelerden imal edilmiş protez barı, sistemin diğer bileşenlerine daha düşük gerilmeler iletir. Zr ve CoCr'den yapılmış barleri kullanarak yapılmış olan restorasyonlarda, kortikal kemik, implant, abutment ve protez vidalarında daha az stres, implant destek sisteminde ise daha düşük yer değiştirme tespit edilmiştir (Sertgöz, 1997). Sert malzemeler, kemik ve implantlar üzerinde daha düşük stres değerleri ile sonuçlanır (Benzing ve ark., 1995; Abreu ve ark., 2010; Bacchi ve ark., 2013). Bu çalışmada, tüm simülasyonlar için, bar modellenmesinde kullanılan malzeme titanyumdur. İmplantların uzunluğu ve protezin yüksekliği arttıkça bardaki Von Mises streslerinin arttığı gözlenmiştir.

Çalışmamızda kullandığımız yöntem, oldukça önemli kısıtlılıklara sahiptir. Bu çalışmada analiz edilen tüm malzemeler homojen, izotropik ve doğrusal elastik olarak kabul edilmiştir ve implant ile kemik arasında %100 temas olduğu varsayılmıştır. Bu varsayımlar, basitleştirme amacıyla FEA çalışmalarında yaygındır, zira materyallerin gerçek özelliklerini ve kemik ile implant arasındaki entegrasyon düzeyini modellemek oldukça zordur ve modeller genellikle klinik gerçekliğe karşılık gelmezler. Örneğin kemik, tanımlanmış bir davranış örüntüsü olmayan karmaşık bir yapıdır; özellikleri bireyler arasında farklılık gösterir ve mekanik özellikleri ve zaman etkisi tam olarak açıklanamamıştır (Silva ve ark., 2010; Almeida ve ark., 2015). Ancak, çalışmamızda yapmış olduğumuz karşılaştırmalı analiz, bu ön kabuller tüm simülasyon/senaryolar için uygulandıklarından, sonuçlara daha az etkili olmuştur diyebiliriz. All-on-four konseptinde, genellikle ameliyattan 48 saat sonra geçici bir protez sağlandığından implantlar hemen yüklenmiş sayılır. Protez kullanılmaya başlandığında, henüz implant ile kemik arasında osteointegrasyon sağlanamamıştır. İmplantların histolojik çalışmalarında, 6 aylık iyileşmeden sonra bile osseoentegrasyonun tamamlanamayabileceği söz konusu olmuştur, ancak diğer FEA çalışmalarda olduğu gibi (Doğan ve ark., 2012; Türker l, 2019) implant kemik arayüzünün birbirine %100 entegre olduğu varsayılmıştır. Ayrıca, fonksiyon gören implantlarda krestal kemik kaybının etkisi hesaplanamamış ve bunu temsil eden ayrıntılı geometrik modelleme

yapılamamıştır. Daha önceki çalışmalarda, düşük seviye kemik kaybı modellerinin, kemik dokunun ortadan kaldırıldığı FEA modellerine göre daha iyi stres temelli performans gösterdiği belirlenmiştir (Baggi ve ark., 2008).

Çalışmamızda, mekanik davranışın karşılaştırılmasını kolaylaştırmak için tüm malzemelere aynı sürtünme katsayısı uygulanmıştır, ancak farklı katsayıların uygulanması analizin sonuçlarını etkileyecektir. Yapmış olduğumuz bu çalışmada sadece statik yük uygulanmıştır. Ancak çiğneme sırasında farklı sonuçlar verebilecek döngüsel yükleme meydana gelir. Oklüzal düzleme belli bir açıyla uygulanan eğik kuvvetler, oklüzal yükleri daha iyi yansıtır. (Holmgren ve ark., 1998). Bu çalışmada, oklüzal kuvvetler oklüzal düzleme 30 derece açıyla uygulanmıştır. Ayrıca implant sisteminin biyomekanik davranışını değerlendirmek için bilateral yük uygulanmıştır, çiğneme hareketleri sırasında protezin ilk olarak gıdanın yerleştirildiği bir çalışma tarafı (yük uygulama tarafı) varken kontralateral tarafta oklüzal temas oluşmaz (dengeleme tarafı). Tek taraflı yükün klinik olarak önemli olduğunu düşünüyoruz ve mevcut analizin sonuçlarının kritik bir durumda test edilmekte olan bir implant destek sisteminin sonuçlarını yansıtmadığı vurgularız. Sonuç olarak, dinamik yüklemeyi içeren ve kemiğin anizotropik ve rejeneratif özelliklerini dikkate alan All-on-four konseptin farklı konfigürasyonlarını araştıran daha fazla çalışmaya ihtiyaç olduğunu düşünüyoruz.

5. SONUÇ VE ÖNERİLER

All-on-four tekniğinin etkilerini ve uzun vadeli komplikasyonlarını araştıran klinik takip çalışması sayısı oldukça azdır. En sık görülen implant komplikasyonu en az bir implant kaybı , ikinci en yaygın komplikasyon implantın yerleştirilmesinden iki yıl sonra peri-implantit gelişmesidir. Çalışmamızda amaç atrofik maksillanın implant ile sabit diş rehabilitasyonudur. Bu amaçla kısa ve uzun implantlar, uzun protez ve kısa protezle kombine edilip kıyaslanmıştır.

Tüm simülasyonlarda, modeller tek parça hibrid protezi destekleyen birbirine paralel ve kemik kretine dik iki adet anterior, düz yerleştirilmiş implant ve 40 derece açılı olacak şekilde yerleştirilmiş iki posterior implant içermektedir. Bütün modellerde kantilever uzunluğu standart tutulmuştur. Daha önce kantilever uzunluğunun implantlar üzerinede oluşturduğu stres üzerine çalışmalar yapılmış fakat protez boyunun implantlar üzerinde oluşturduğu stres üzerine daha fazla çalışmaya ihtiyaç vardır.

Standart implant uygulamalarında kron/implant boyu arttıkça implantlar üzerindeki stres artmaktadır. Bu bilinen gerçeğin All-on-four yaklaşımı üzerine yapılan hibrit protezlerde de geçerli olacağı üzerine kurduğumuz çalışmamızda, hibrit protezlerde kullanılan metal barın implantlar üzerindeki stresi azalttığı ve protez yüksekliği arttıkça implant üzerindeki stresin azaldığı bulunmuştur.

Bu çalışmadan elde ettiğimiz bulgular sonucunda , intermaksiller mesafenin arttığı atrofik maksillaya sahip kişilerde, All-on-four yöntemiyle uygulanmış implantlar üzerine yapılan hibrit protezler sayesinde greft ihtiyacı olmaksızın , sabit protez kullanımına olanak sağlanabilmektedir.

Yapmış olduğumuz çalışmanın bulguları doğrultusunda yapılan protezin yüksekliği arttıkça implantlarda oluşan stresin , implantın boyundan bağımsız olarak azaldığı sonucuna varılmıştır.



ÖZET

Maksiller All-On-Four Yaklaşımında Farklı Kron/İmplant Oranlarının Nonlineer Sonlu Elemanlar Metoduyla İncelenmesi

İmplant destekli sabit köprü protezleri ile tam dişsiz hastaları rehabilite etmek için kullanılan All-on-four konsepti, implant-kemik arayüzü sorunlarına bağlı uzun vadeli kemik rezorpsiyonu gibi biyolojik veya vida gevşemesi ve kırılması gibi mekanik komplikasyonlara açıktır. Bu çalışmanın amacı, sözü edilen zorluklara sahip “All-on-four” sisteminin implantlar, kemik (kortikal ve trabeküler), abutment ve abutment vidası, titanyum bar ve akrilik protez gibi bileşenlerinde ortaya çıkan stres örüntülerini değerlendirmektir. Bu amaçla, dişsiz bir maksillanın 3 boyutlu sonlu eleman modeli oluşturulmuş, simülasyonun içinde “All-on-four” konseptine uygun biçimde maksillaya dört implant yerleştirilmiş, implantlar üzerine titanyum bar eklenmiş ve bu bar akrilik reçine ve porselen protez dişlerle sarılmıştır. İki ayrı protetik restorasyon yüksekliği ile (22 mm ve 18 mm) iki farklı implant boyut konfigürasyonu (11 mm anterior ve 13 mm posterior implantların bulunduğu kısa konfigürasyon ile 13 mm anterior – ve 16 mm posterior implantların bulunduğu uzun konfigürasyon) farklı senaryolar halinde birleştirilerek analiz edilmiştir. Simülasyonda Gecikmiş yükleme protokolü (delayed loading protocol) kullanılmıştır. Simülasyonda, arka grup protetik restorasyonlara 50 N, 300 N ve 600 N kuvvetler, oklüzal düzleme 30 derece açıyla uygulanmıştır. Von Mises değerleri ve stres dağılımının yanı sıra protez yer değiştirme örüntüleri analiz edilmiştir. Protez yüksekliğinin, Von Mises stres dağılımını ve kortikal kemikteki tepe değerlerini etkilediği gözlenmiş, bununla birlikte protez yüksekliğinin, stres dağılımını implant uzunluğundan daha fazla etkilediği, tepe değerlerinin iki ortak faktörden hemen hemen aynı derecede etkilendiği gözlenmiştir. Aynı durum trabeküler kemik için de gözlenmiştir. Tüm simülasyonlar için titanyum barın kantilever bölgesinde daha yüksek Von Mises gerilmeleri kaydedilmiştir. İmplant ve protez yüksekliğinin artması ise, titanyum bar seviyesinde kaydedilen tepe gerilmelerini olumsuz etkilemiştir. Protez seviyesindeki stres dağılımı ve tepe noktasının esas olarak protez yüksekliğinden etkilendiği tespit edilmiştir. Düz ve açılı implant, abutment ve abutment vidası için daha düşük von Mises gerilmeleri ve daha iyi stres dağılımı gözlemlenmiştir. Farklı senaryolar arasında tepe değerlerinde ve dağılımlarında küçük farklılıklar gözlenmekle birlikte, protezde ön bölgede belirgin yer değiştirme (displacement) kaydedilmiştir. Bu gözlemin tüm yükleme koşulları için geçerli olduğu da belirtilmelidir. Çalışmanın kısıtlılıkları da göz önünde bulundurularak, senaryo 3 ve 4’ün daha iyi biyomekanik davranış sunduğu sonucuna varılmıştır. Senaryo 4’ün, farklı yükleme kuvvetleri altında çeşitli seviyelerde stres dağılımı dikkate alındığında en iyi performansı gösterdiği kabul edilmiştir.

Anahtar Sözcükler: All on four, Atrofik maksilla, İmplant, Kron/implant oranı, Sonlu eleman analizi

SUMMARY

Biomechanical Comparison of Different Crown/Implant Ratios in The Maxillary All-On-Four Approach: A 3D Nonlinear Finite Element Method

All-on-four concept, that is used to rehabilitate with fixed implant-supported prosthesis the fully edentulous patients, presents several challenges such as biological complications implant–bone interface issues with long-term bone resorption or mechanical complications such as crown loosening and fracture. The aim of this study was to evaluate the stress patterns induced in several components of the “All-on-Four” system; implants, bone (cortical and trabecular), abutment and abutment crown, titanium framework and acrylic prosthesis. For this purpose, a 3D finite element model of an edentulous maxilla was constructed. Four implants were placed into the maxilla according to “All-on-Four” concept. A framework was made of titanium and wrapped with acrylic resin and denture teeth. Different scenarios were analyzed combining two prosthesis heights 18 and 22 mm and implant length 11- and 13-mm and 13 mm anterior implant –16 mm posterior implants. A delayed loading protocol was simulated. Bilateral oblique of 50, 300 N and 600 N at an angle of 30° to the occlusal plane were applied to the posterior teeth. Von Mises values and distribution as well as prosthesis displacement patterns were analyzed. Prosthesis height influenced Von Mises stress distribution and peak values at the cortical bone. Prosthesis height more than implant length seemed to influence the stress distribution while peak values were influenced at almost the same degree by the two co factors. The same was observed for the trabecular bone. Higher Von Mises stresses were registered at the cantilever level of the titanium framework for all the simulations. An increase of the implant and prosthesis height, negatively affected the peak stresses registered at the level of the titanium framework. Stress peak and distribution, at the prosthesis level were influenced mainly by its height. Lower von Mises stresses and better stress distribution was observed for the straight and angulated implant, abutment and abutment crown. Major prosthesis displacement was registered in the anterior region, with small differences in peak values and distribution among different scenarios. These results were valid for all the loading conditions. Within the limitation of this study, it can be concluded that, scenario 3 and 4 presented better biomechanical behavior. Scenario 4 performed better considering the stresses distribution at various levels under different loading forces.

Keywords: All on four, Atrophic maxilla, Crown/implant ratio, Finite element analysis, Implant

KAYNAKLAR

- ABREU RT, SPAZZIN AO, NORITOMI PY, CONSANI RLX, MESQUITA MF (2010). Dikey uyumsuzluk ile overdenture-istinat çubuğu malzemesinin üç boyutlu stres dağılımına etkisi. *Journal of Prosthodontics*, **19**(6), 425–431. <https://doi.org/10.1111/j.1532-849X.2010.00612.x>.
- AGLIARDI E, CLERICÒ M, CIANCIO P, MASSIRONI D. (2010). Immediate loading of full-arch fixed prostheses supported by axial and tilted implants for the treatment of edentulous atrophic mandibles. *Quintessence International*, **41**(4), 285–293, (Berlin, Germany: 1985), Retrieved from <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/20305862/>
- ALGHAMDI A, AL-MOTARI K, SUNDAR C, JANSEN JA, ALGHAMDI H (2019). Dental implants treatment: Clinical indications. In *Dental Implants and Bone Grafts: Materials and Biological Issues* (pp. 23–42). <https://doi.org/10.1016/B978-0-08-102478-2.00002-7>.
- ALKAN I, SERTGÖZ A, EKICI B. (2004). Influence of occlusal forces on stress distribution in preloaded dental implant screws. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **91**(4), 319–325. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2004.01.016>.
- ALMEIDA EO, ROCHA EP, JÚNIOR ACF, ANCHIETA RB, POVEDA R, GUPTA N, COELHO PG (2015). Tilted and short implants supporting fixed prosthesis in an atrophic maxilla: A 3D-FEA biomechanical evaluation. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, **17**(S1), e332–e342. <https://doi.org/10.1111/cid.12129>
- ARAUJO RZ, SANTIAGO JÚNIOR JF, CARDOSO CL, BENITES CONDEZO AF, MOREIRA JÚNIOR R, CURI MM (2019, April 1). Clinical outcomes of pterygoid implants: Systematic review and meta-analysis. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, **47**, 651–660. <https://doi.org/10.1016/j.jcms.2019.01.030>.
- ATWOOD DA (1971). Reduction of residual ridges: A major oral disease entity. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **26**(3), 266–279. [https://doi.org/10.1016/0022-3913\(71\)90069-2](https://doi.org/10.1016/0022-3913(71)90069-2).
- BABBUSH CA, KUTSKO GT, BROKLOFF J. (2011, August 1). The All-on-Four immediate function treatment concept with NobelActive implants: A retrospective study. *Journal of Oral Implantology*, **37**, 431–445. <https://doi.org/10.1563/AID-JOI-D-10-00133>.
- BACCHI A, CONSANI RLX, MESQUITA MF, DOS SANTOS MBF (2013). Effect of framework material and vertical misfit on stress distribution in implant-supported partial prosthesis under load application: 3-D finite element analysis. *Acta Odontologica Scandinavica*, **71**(5), 1243–1249. <https://doi.org/10.3109/00016357.2012.757644>.

- BAGGI L, CAPPELLONI I, DI GIROLAMO M, MACERI F, VAIRO G (2008). The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: A three-dimensional finite element analysis. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **100**(6), 422–431. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(08\)60259-0](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(08)60259-0).
- BALSHI TJ, WOLFINGER GJ, SLAUCH RW, BALSHI SF (2013). Brånemark System Implant Lengths in the Pterygomaxillary Region. *Implant Dentistry*, **22**(6), 610–612. <https://doi.org/10.1097/ID.0b013e3182a5d181>.
- BECKTOR JP, ISAKSSON S, SENNERBY L (n.d.). Survival analysis of endosseous implants in grafted and nongrafted edentulous maxillae. *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, **19**(1), 107–115. Retrieved from <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/14982363/>.
- BELLINI CM, ROMEO D, GALBUSERA F, TASCHIERI S, RAIMONDI MT, ZAMPELIS A, FRANCETTI L (n.d.). Comparison of tilted versus nontilted implant-supported prosthetic designs for the restoration of the edentulous mandible: a biomechanical study. *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, **24**(3), 511–517. Retrieved from <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/19587875/>.
- BENZING U, GALL H, WEBER H (1995). Biomechanical aspects of two different implant-prosthetic concepts for edentulous maxillae. *Implant Dentistry*, **4**(4), 291. <https://doi.org/10.1097/00008505-199500440-00024>.
- BHERING CLB, MESQUITA MF, KEMMOKU DT, NORITOMI PY, CONSANI RLX, BARÃO VAR (2016). Comparison between all-on-four and all-on-six treatment concepts and framework material on stress distribution in atrophic maxilla: A prototyping guided 3D-FEA study. *Materials Science and Engineering C*, **69**, 715–725. <https://doi.org/10.1016/j.Msec.2016.07.059>.
- BOZKAYA D, MUFTU S, MUFTU A (2004). Evaluation of load transfer characteristics of five different implants in compact bone at different load levels by finite elements analysis. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **92**(6), 523–530. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2004.07.024>.
- BRA-NEMARK PI, ZARB GA, ALBREKTSSON T, ROSEN HM. (1986). Tissue-integrated prostheses. Osseointegration in clinical dentistry. *Plastic and Reconstructive Surgery*, **77**(3), 496–497. <https://doi.org/10.1097/00006534-198603000-00037>.
- BUTURA CC, GALINDO DF, JENSEN OT (2011, October). Mandibular all-on-four therapy using angled implants: A three-year clinical study of 857 implants in 219 jaws. *Dental Clinics of North America*, **55**, 795–811. <https://doi.org/10.1016/j.cden.2011.07.015>.
- CANDEL E, PENARROCHA D, PENARROCHA M (2012). Rehabilitation of the atrophic posterior maxilla with pterygoid implants: A review. *Journal of Oral Implantology*, **38**, 461–466. <https://doi.org/10.1563/AAID-JOI-D-10-00200>.

- CAWOOD JI, HOWELL RA (1988). A classification of the edentulous jaws. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, **17**(4), 232–236. [https://doi.org/10.1016/S0901-5027\(88\)80047-X](https://doi.org/10.1016/S0901-5027(88)80047-X).
- CHAN MH, HOLMES C (2015). Contemporary “All-on-4” Concept. *Dental Clinics of North America*, **59**, 421–470. <https://doi.org/10.1016/j.Cden.2014.12.001>.
- CHAPPUIS V, AVILA-ORTIZ G, ARAÚJO MG, MONJE A (2018). Medication-related dental implant failure: Systematic review and meta-analysis. *Clinical Oral Implants Research*, **29**, 55–68. <https://doi.org/10.1111/clr.13137>.
- CHEN Z, LIN CY, LI J, WANG HL, YU H (2019). Influence of abutment height on peri-implant marginal bone loss: A systematic review and meta-analysis. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **122**, 14–21.e2. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2018.10.003>.
- CHIAPASCO M, CASENTINI P, ZANIBONI M (2009). Bone augmentation procedures in implant dentistry. *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, **24**, 237–259. Retrieved from <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/19885448/>.
- CHRCANOVIC BR, ABREU MHNG, CUSTÓDIO ALN (2011). Morphological variation in dentate and edentulous human mandibles. *Surgical and Radiologic Anatomy*, **33**(3), 203–213. <https://doi.org/10.1007/s00276-010-0731-4>.
- CHUN HJ, CHEONG SY, HAN JH, HEO SJ, CHUNG JP, RHYU IC, CHOI YC, BAIK HK, KU Y, KIM MH (2002). Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. *Journal of Oral Rehabilitation*, **29**(6), 565–574. <https://doi.org/10.1046/j.1365-2842.2002.00891.x>.
- CLELLAND NL, ISMAIL YH, ZAKI HS, PIPKO D (1991). Three-dimensional finite element stress analysis in and around the screw-vent implant. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, **6**(4), 1–19. Retrieved from <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/1820307/>.
- CONSUELA FN, FORNA DORIANA A, MOLDOVEANU B, SÎNZIANA A (2019). Current status of finite element analysis based studies on optimal dental implant length and diameter in the posterior mandible bone: a review of the literature. In *Journal of Dental Research and Practice*, **1**(1), 2 - 1.
- CORBELLA S, DEL FABBRO M, TASCHIERI S, DE SIENA F, FRANCETTI L (2011). Clinical evaluation of an implant maintenance protocol for the prevention of peri-implant diseases in patients treated with immediately loaded full-arch rehabilitations. *International Journal of Dental Hygiene*, **9**(3), 216–222. <https://doi.org/10.1111/j.1601-5037.2010.00489.x>.
- CRESPI R, VINCI R, CAPPARÉ P, ROMANOS GE, GHERLONE E (n.d.). A clinical study of edentulous patients rehabilitated according to the “all on four” immediate function protocol. *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, **27**(2), 428–434. Retrieved from <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/22442784/>.

- DE FARIA ALMEIDA DA, PELLIZZER EP, VERRI FR, SANTIAGO JF, DE CARVALHO PSP (2014). Influence of tapered and external hexagon connections on bone stresses around tilted dental implants: three-dimensional finite element method with statistical analysis. *Journal of Periodontology*, **85**(2), 261–269. <https://doi.org/10.1902/jop.2013.120713>.
- DI P, LIN Y, LI J, LUO J, QIU L, CHEN B, CUI H (2013). The all-on-4 implant therapy protocol in the management of edentulous chinese patients. *The International Journal of Prosthodontics*, **26**(6), 509–516. <https://doi.org/10.11607/ijp.3602>.
- DING X, ZHU XH, LIAO SH, ZHANG XH, CHEN H (2009). Implant-bone interface stress distribution in immediately loaded implants of different diameters: a three-dimensional finite element analysis. *Journal of Prosthodontics*, **18**(5), 393–402. <https://doi.org/10.1111/j.1532-849X.2009.00453.x>.
- DIZ P, SCULLY C, SANZ M (2013, March). Dental implants in the medically compromised patient. *Journal of Dentistry*, **41**, 195–206. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2012.12.008>.
- DOĞAN DÖ, POLAT NT, POLAT S, ŞEKER E, GÜL EB (2014). Evaluation of “all-on- four” concept and alternative design with 3d finite element analysis method. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, **16**(4), 501–510. <http://doi.org/10.1111/cid.12024>.
- DOUGLASS JB, MEADER L, KAPLAN A, ELLINGER CW (1993). Cephalometric evaluation of the changes in patients wearing complete dentures: A 20-year study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **69**(3), 270–275. [https://doi.org/10.1016/0022-3913\(93\)90105-W](https://doi.org/10.1016/0022-3913(93)90105-W).
- DUELLO GV (2012). An evidence-based protocol for immediate rehabilitation of the edentulous patient. *Journal of Evidence-Based Dental Practice*, **12**(3), 172–181. [https://doi.org/10.1016/S1532-3382\(12\)70031-3](https://doi.org/10.1016/S1532-3382(12)70031-3).
- EAZHIL R, SWAMINATHAN S, GUNASEELAN M, KANNAN G, ALAGESAN C (2016). Impact of implant diameter and length on stress distribution in osseointegrated implants: A 3D FEA study. *Journal of International Society of Preventive and Community Dentistry*, **6**(6), 590–596. <https://doi.org/10.4103/2231-0762.195518>.
- ERASLAN O, INAN Ö (2010). The effect of thread design on stress distribution in a solid screw implant: A 3D finite element analysis. *Clinical Oral Investigations*, **14**(4), 411–416. <https://doi.org/10.1007/s00784-009-0305-1>.
- ESPOSITO M, GRUSOVIN MG, FELICE P, KARATZOPOULOS G, WORTHINGTON HV, COULTHARD P (2010). The efficacy of horizontal and vertical bone augmentation procedures for dental implants: A cochrane systematic review. In *Evidence-based practice: Toward Optimizing Clinical Outcomes* (pp. 195–218). https://doi.org/10.1007/978-3-642-05025-1_13.
- FRANCETTI L, CORBELLA S, TASCHIERI S, CAVALLI N, DEL FABBRO M (2015). Medium- and long-term complications in full-arch rehabilitations supported by upright

- and tilted implants. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, **17**(4), 758–764. <https://doi.org/10.1111/cid.12180>.
- FRANCETTI L, ROMEO D, CORBELL A, TASCHIERI S, DEL FABBRO M (2012). Bone level changes around axial and tilted implants in full-arch fixed immediate restorations. Interim results of a prospective study. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, **14**(5), 646–654. <https://doi.org/10.1111/j.1708-8208.2010.00304.x>.
- GALLUCCI GO, DOUGHTIE CB, HWANG JW, FIORELLINI JP, WEBER HP (2009). Five-year results of fixed implant-supported rehabilitations with distal cantilevers for the edentulous mandible. *Clinical Oral Implants Research*, **20**(6), 601–607. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2008.01699.x>.
- GALLUCCI G, AVRAMPOU M, TAYLOR J, ELPERS J, THALJI G, COOPER L. (2017). Maxillary implant-supported fixed prosthesis: a survey of reviews and key variables for treatment planning. *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, **31**, 192–197. <https://doi.org/10.11607/jomi.16 suppl. g5.3>.
- GAVIRIA L, SALCIDO JP, GUDA T, ONG JL (2014). Current trends in dental implants. *Journal of the Korean Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*, **40**(2), 50. <https://doi.org/10.5125/jkaoms.2014.40.2.50>.
- GENG JPA, TAN KBC, LIU GR (2001). Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **85**, 585–598. <https://doi.org/10.1067/mpr.2001.115251>.
- GERKEN U, ESSER F, MÖHLHENRICH SC, BARTELLA AK, HÖLZLE F, FISCHER H, RAITH S, STEINER T (2020). Objective computerised assessment of residual ridge resorption in the human maxilla and maxillary sinus pneumatization. *Clinical Oral Investigations*, **24**(9), 3223–3235. <https://doi.org/10.1007/s00784-020-03196-6>.
- GOODACRE CJ, BERNAL G, RUNGCHARASSAENG K, KAN JYK (2003, August 1). Clinical complications with implants and implant prostheses. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **90**, 121–132. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(03\)00212-9](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(03)00212-9).
- GUAN H, VAN STADEN R, LOO YC, JOHNSON N, IVANOVSKI S, MEREDITH N (n.d.). Influence of bone and dental implant parameters on stress distribution in the mandible: a finite element study. *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, **24**(5), 866–876. Retrieved from <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/19865627/>.
- GUDA T, ROSS TA, LANG LA, MILLWATER HR (2008). Probabilistic analysis of preload in the abutment screw of a dental implant complex. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **100**(3), 183–193. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(08\)60177-8](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(08)60177-8).
- HERFORD AS, NGUYEN K, ROJHANI A (2016). Alveolar ridge augmentation: an algorithmic approach. In *Vertical alveolar ridge augmentation in implant dentistry: A surgical manual* (pp. 61–70). <https://doi.org/10.1002/97811119082835.ch07>.

- HIMMLOVÁ L, DOSTÁLOVÁ T, KÁCOVSKÝ A, KONVIČKOVÁ S. (2004). Influence of implant length and diameter on stress distribution: A finite element analysis. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **91**(1), 20-25. <https://doi.org/10.1016/j.Prosdent.2003.08.008>.
- HINZE M, THALMAIR T, BOLZ W, WACHTEL H (n.d.). Immediate loading of fixed provisional prostheses using four implants for the rehabilitation of the edentulous arch: a prospective clinical study. *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, **25**(5), 1011–1018. Retrieved from <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/20862417/>.
- HOLMGREN EP, SECKINGER RJ, KILGREN LM, MANTE F (1998). Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis—a two-dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction. *The Journal of Oral Implantology*, **24**(2), 80-88. [https://doi.org/10.1563/1548-1336\(1998\)024<0080:EPOODI>2.3.CO;2](https://doi.org/10.1563/1548-1336(1998)024<0080:EPOODI>2.3.CO;2).
- HUUMONEN S, SIPILÄ K, HAIKOLA B, TAPIO M, SÖDERHOLM A, REMES-LYLY T., OIKARINEN K, RAUSTIA AM (2010). Influence of edentulousness on gonial angle, ramus and condylar height. *Journal of Oral Rehabilitation*, **37**(1), 34–38. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.2009.02022.x>.
- JENSEN OT and ADAMS MW (2009). All-on-4 treatment of highly atrophic mandible with mandibular v-4: report of 2 cases. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, **67**(7), 1503–1509. <https://doi.org/10.1016/j.Joms.2009.03.031>.
- JENSEN OT, ADAMS MW, COTTAM JR, PAREL SM, PHILLIPS WR (2010). The all-on-4 shelf: Maxilla. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, **68**(10), 2520–2527. <https://doi.org/10.1016/j.joms.2010.05.082>.
- JENSEN OT, ADAMS MW, COTTAM JR, PAREL SM, PHILLIPS WR (2011). The all on 4 shelf: Mandible. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, **69**(1), 175–181. <https://doi.org/10.1016/j.joms.2010.06.207>.
- JENSEN OT, COTTAM J, RINGEMAN J, ADAMS M (2012). Trans-sinus dental implants, bone morphogenetic protein 2, and immediate function for all-on-4 treatment of severe maxillary atrophy. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, **70**(1), 141–148. <https://doi.org/10.1016/j.joms.2011.03.045>.
- JOO W, YOSHIOKA F, FUNAKI T, MIZOKAMI K, RHOTON AL (2014). Microsurgical anatomy of the trigeminal nerve. *Clinical Anatomy*, **27**(1), 61–88. <https://doi.org/10.1002/ca.22330>.
- KIM Y, OH TJ, MISCH CE, WANG HL (2005, February 1). Occlusal considerations in implant therapy: Clinical guidelines with biomechanical rationale. *Clinical Oral Implants Research*, **16**, 26–35. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2004.01067.x>.
- KONG L, SUN Y, HU K, LI D, HOU R, YANG J, LIU B (2008). Bivariate evaluation of cylinder implant diameter and length: A three-dimensional finite element analysis.

Journal of Prosthodontics, **17**(4), 286–293. <https://doi.org/10.1111/j.1532-849X.2007.00286.x>.

KREKMANOV L, KAHN M, RANGERT B, LINDSTRÖM H (n.d.). Tilting of posterior mandibular and maxillary implants for improved prosthesis support. *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, **15**(3), 405–414. Retrieved from <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/10874806/>.

KUMAR P, MAHANTY M, CHATTOPADHYAY A (2019). An overview of stress-strain analysis for elasticity equations. In *Elasticity of materials – basic principles and design of structures*. <https://doi.org/10.5772/intechopen.82066>.

LANDÁZURI-DEL BARRIO RA, COSYN J, DE PAULA WN, DE BRUYN H, MARCANTONIO E (2013). A prospective study on implants installed with flapless-guided surgery using the all-on-four concept in the mandible. *Clinical Oral Implants Research*, **24**(4), 428–433. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2011.02344.x>.

LEKHOLM UZG (1985). Tissue-integrated prostheses: Osseointegration in clinical dentistry (Brånemark, 54). Retrieved from http://www.quintpub.com/display_detail.php?psku=b1293#.X-KDAhKiUk.

LEMOS CAA, FERRO-ALVES ML, OKAMOTO R, MENDONÇA MR, PELLIZZER EP. (2016). Short dental implants versus standard dental implants placed in the posterior jaws: A systematic review and meta-analysis. *Journal of Dentistry*, **47**, 8–17. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2016.01.005>.

LEV D, ARTZI Z (2020). The Anatomy of the Maxilla and the Mandible. In *bone augmentation by anatomical region*, (pp. 1–16). <https://doi.org/10.1002/9781119427926.ch1>.

LEVI A, PSOTER WJ, AGAR JR, REISINE ST, TAYLOR TD. (n.d.). Patient self-reported satisfaction with maxillary anterior dental implant treatment. *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, **18**(1), 113–120. Retrieved from <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/12608676/>.

LI T, HU K, CHENG L, DING Y, DING Y, SHAO J, KONG L (2011). Optimum selection of the dental implant diameter and length in the posterior mandible with poor bone quality – A 3D finite element analysis. *Applied Mathematical Modelling*, **35**(1), 446–456. <https://doi.org/10.1016/j.Apm.2010.07.008>.

LI X, WANG M, ZHANG W, BAI Y, LIU Y, MENG J, ZHANG L (2020). A magnesium-incorporated nanoporous titanium coating for rapid osseointegration. *International Journal of Nanomedicine*, **15**, 6593–6603. <https://doi.org/10.2147/IJN.S255486>.

- LIN W, ECKERT SE (2018). Clinical performance of intentionally tilted implants versus axially positioned implants: A systematic review. *Clinical Oral Implants Research*, **29**(16), 78–105. <https://doi.org/10.1111/clr.13294>.
- LIU X, PANG F, LI Y, JIA H, CUI X, YUE Y, YANG X, YANG Q (2019). Effects of different positions and angles of implants in maxillary edentulous jaw on surrounding bone stress under dynamic loading: a three-dimensional finite element analysis. *Computational and Mathematical Methods in Medicine*, 2019. <https://doi.org/10.1155/2019/8074096>.
- LOETSCHER CA, WALTON RE (1988). Patterns of innervation of the maxillary first molar: A dissection study. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*, **65**(1), 86–90. [https://doi.org/10.1016/0030-4220\(88\)90198-3](https://doi.org/10.1016/0030-4220(88)90198-3).
- LOPES LFDP, DA SILVA VF, SANTIAGO JF, PANZARINI SR, PELLIZZER EP (2015, February 1). Placement of dental implants in the maxillary tuberosity: A systematic review. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, **44**, 229–238. <https://doi.org/10.1016/j.ijom.2014.08.005>.
- LORENZ J, BLUME M, KORZINSKAS T, GHANAATI S, SADER RA. (2019). Short implants in the posterior maxilla to avoid sinus augmentation procedure: 5-year results from a retrospective cohort study. *International Journal of Implant Dentistry*, **5**(1), 3. <https://doi.org/10.1186/s40729-018-0155-1>.
- MALÓ P, ARAÚJO NOBRE MDE, LOPES A, RODRIGUES R. (2015). Double full-arch versus single full-arch, four implant-supported rehabilitations: a retrospective, 5-year cohort study. *Journal of Prosthodontics*, **24**(4), 263–270. <https://doi.org/10.1111/jopr.12228>.
- MALÓ P, DE ARAUJO NOBRE M, LOPES I (2008). A new approach to rehabilitate the severely atrophic maxilla using extramaxillary anchored implants in immediate function: A pilot study. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **100**(5), 354–366. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(08\)60237-1](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(08)60237-1).
- MALÓ P, DE ARAÚJO NOBRE M, LOPES A, FRANCISCHONE C, RIGOLIZZO M. (2012). “All-on-4” immediate-function concept for completely edentulous maxillae: a clinical report on the medium (3 years) and long-term (5 years) outcomes. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, **14**(Suppl. 1). <https://doi.org/10.1111/j.1708-8208.2011.00395.x>.
- MALO P, DE ARAÚJO NOBRE M, LOPES A, MOSS SM, MOLINA GJ (2011). A longitudinal study of the survival of All-on-4 implants in the mandible with up to 10 years of follow-up. *Journal of the American Dental Association*, **142**(3), 310–320. <https://doi.org/10.14219/jada.archive.2011.0170>.
- MALÓ P, LOPES I, NOBRE M (2011). All on-4 konsepti . , Babbush C, Hahn J, Krauser J, et al, editors. *Dental implants, the arts and science, 2nd edition. Maryland Heights (MO): Saunders, Elsevier; 2011. P. 436. Şekil 27-1; Elsevier; 2011. S. 436. Şekil 27-1.*

- MALÓ P, RANGERT B, NOBRE M (2003). "All-on-four" immediate-function concept with brånemark system® implants for completely edentulous mandibles: A retrospective clinical study. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, **5**(1), 2–9. <https://doi.org/10.1111/j.1708-8208.2003.tb00010.x>.
- MALÓ P, RANGERT B, NOBRE M (2005). All-on-4 immediate-function concept with Brånemark System® implants for completely edentulous maxillae: A 1-year retrospective clinical study. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, **7**(1), 88–94. <https://doi.org/10.1111/j.1708-8208.2005.tb00080.x>.
- MARTIN W, LEWIS E, NICOL A (2009). Local risk factors for implant therapy. *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 24 Suppl, 28–38. Retrieved from <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/19885433/>.
- MARUO K, WILSON C, IWANAGA J (2019). Anatomy and variations of the floor of the maxillary sinus. In *Anatomical variations in clinical dentistry*, (pp. 83–92). https://doi.org/10.1007/978-3-319-97961-8_8.
- MATTHEWS FL, DAVIES GAO, HITCHINGS D, SOUTIS C (2000). Fundamentals of finite element analysis. In *Finite element modelling of composite materials and structures* (pp. 41–68). <https://doi.org/10.1533/9781855738928.2.39>.
- MATTSSON T, KÖNDELL PÅ, GYNTER GW, FREDHOLM U, BOLIN A (1999). Implant treatment without bone grafting in severely resorbed edentulous maxillae. *Oral ve Maksillofasiyal Cerrahi Dergisi*, **57**(3), 281–287. [https://doi.org/10.1016/S0278-2391\(99\)90673-0](https://doi.org/10.1016/S0278-2391(99)90673-0).
- MAURER P, SANDULESCU T, KRIWALSKY MS, RASHAD A, HOLLSTEIN S, STRICKER I, HÖLZLE F, KUNKEL M. (2011). Bisphosphonate-related osteonecrosis of the maxilla and sinusitis maxillaris. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, **40**(3), 285–291. <https://doi.org/10.1016/j.ijom.2010.11.006>.
- MCGARRY TJ, NIMMO A, SKIBA JF, AHLSTROM RH, SMITH CR, KOUMJIAN JH. (1999). Classification system for complete edentulism. *Journal of Prosthodontics*, **8**(1), 27–39. <https://doi.org/10.1111/j.1532-849X.1999.tb00005.x>.
- MEIJER HJA, KUIPER JH, STARMANS FJM, BOSMAN F. (1992). Stress distribution around dental implants: Influence of superstructure, length of implants, and height of mandible. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **68**(1), 96–102. [https://doi.org/10.1016/0022-3913\(92\)90293-J](https://doi.org/10.1016/0022-3913(92)90293-J).
- MEIJER HJA, STARMANS FJM, STEEN WHA, BOSMAN F (1996). Loading conditions of endosseous implants in an edentulous human mandible: A three-dimensional, finite-element study. *Journal of Oral Rehabilitation*, **23**(11), 757–763. <https://doi.org/10.1046/j.1365-2842.1996.d01-185.x>.
- MEYER TN, LEMOS LL, DO NASCIMENTO CNM, DE LELLIS WRR (2007). Effectiveness of nasopalatine nerve block for anesthesia of maxillary central incisors

- after failure of the anterior superior alveolar nerve block technique. *Brazilian Dental Journal*, **18**(1), 69–73. <https://doi.org/10.1590/s0103-64402007000100015>.
- MISCH CE (2015). Generic root form component terminology. In *Dental implant prosthetics* (pp. 26–45). <https://doi.org/10.1016/B978-0-323-07845-0.00002-6>.
- MISCH CE (2015). Prosthetic Options in Implant Dentistry. In *Dental Implant Prosthetics* (pp. 193–205). <https://doi.org/10.1016/B978-0-323-07845-0.00009-9>.
- MISCH CE, PEREL ML, WANG HL, SAMMARTINO G, GALINDO-MORENO P, TRISI P, ... VALAVANIS DK. (2008). Implant success, survival, and failure: the international congress of oral implantologists (ICOI) pisa consensus conference. *Implant Dentistry*, **17**(1), 5–15. <https://doi.org/10.1097/ID.0b013e3181676059>.
- MOMBELLI A, CIONCA N. (2006). Systemic diseases affecting osseointegration therapy. *Clinical Oral Implants Research*, **17**(2), 97–103. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2006.01354.x>.
- NISAND D, RENOUEARD F (2014). Short implant in limited bone volume. *Periodontology* **2000**, **66**(1), 72–96. <https://doi.org/10.1111/prd.12053>.
- NUNES M, ALMEIDA R, FELINO A, MALO P, DE ARAÚJO NOBRE M (2016). The influence of crown-to-implant ratio on short implant marginal bone loss. *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, **31**(5), 1156–1163. <https://doi.org/10.11607/jomi.4336>.
- OH JH, KIM YS, LIM JY, CHOI BH (2020). Stress distribution on the prosthetic screws in the all-on-4 concept: a three-dimensional finite element analysis. *Journal of Oral Implantology*, **46**(1), 312. <https://doi.org/10.1563/aaid-joi-D-19-00090>.
- ÖZDEMİR DOĞAN D, POLAT NT, POLAT S, ŞEKER E, GÜL EB (2014). Evaluation of “All-on-Four” concept and alternative designs with 3D finite element analysis method. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, **16**(4), 501–510. <https://doi.org/10.1111/cid.12024>.
- OZTURK CN, OZTURK C, BOZKURT M, UYGUR HS, PAPAY FA ZINS JE (2013). Dentition, Bone Loss, and the Aging of the Mandible. *Aesthetic Surgery Journal*, **33**(7), 967–974. <https://doi.org/10.1177/1090820X13503473>.
- PAPASPYRIDAKOS P, CHEN CJ, SINGH M, WEBER HP, GALLUCCI GO (2012, March). Success criteria in implant dentistry: A systematic review. *Journal of Dental Research*, **91**, 242–248. <https://doi.org/10.1177/0022034511431252>.
- PAREL SM, PHILLIPS WR (2011). A risk assessment treatment planning protocol for the four implant immediately loaded maxilla: Preliminary findings. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **106**(6), 359–366. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(11\)60147-9](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(11)60147-9).

- PATZELT SBM, BAHAT O, REYNOLDS MA, STRUB JR (2014). The all-on-four treatment concept: A systematic review. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, **16**(6), 836–855. <https://doi.org/10.1111/cid.12068>.
- PAULSEN F, WASCHKE J (2013). Sobotta atlas of human anatomy. (Vol. 3), (15th ed.), English. Head, Neck and Neuroanatomy. Elsevier, 24: Şekil 8.26, 8.79, 8.128 a ve b.
- PICCION, MARV, CAMPOS EA, SAAD JRC, DE ANDRADE MF, GALVÃO MR. RACHED AA (2013). Application of the finite element method in Dentistry. RSBO (Impr.), 170–177. Retrieved from http://revodonto.bvsalud.org/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1984-56852013000400011.
- RANGERT B, JEMT T, JÖRNEUS L (1989). Forces and moments on Branemark implants. *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, **4**(3), 241–247. Retrieved from <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/2700747/>.
- REISER GM, DDS MN, MELLONIG JT (2006). Implant use in the tuberosity , pterygoid and palatine region : Anatomic and surgical considerations. In *Quintessence books*, **2**, 1-10.
- ROCCHIETTA I, FONTANA F, SIMION M (2008). Clinical outcomes of vertical bone augmentation to enable dental implant placement: A systematic review. *Journal of Clinical Periodontology*, **35**(8), 203–215. <https://doi.org/10.1111/j.1600-051X.2008.01271.x>.
- ROYLANCE D (2001). *Sonlu elemanlar analizi*.
- SAKAGUCHI RL, BORGERSEN SE (1996). Nonlinear contact analysis of preload in dental implant screws. *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, **10**(3), 295–302. Retrieved from <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/7615325/>.
- SALEH SABER F, GHASEMI S, KOODARYAN R, BABALOO A, ABOLFAZLI N (2015). The comparison of stress distribution with different implant numbers and inclination angles in all-on-four and conventional methods in maxilla: a finite element analysis. *Journal of Dental Research, Dental Clinics, Dental Prospects*, **9**(4), 246-253. <https://doi.org/10.15171/joddd.2015.044>.
- SANNINO G (2015). All-on-4 Concept: A 3-dimensional finite element analysis. *Journal of Oral Implantology*, **41**(2), 163–171. <https://doi.org/10.1563/AAID-JOI-D-12-00312>.
- SELIM K, ALI S, REDA A (2016, December 15). Implant supported fixed restorations versus implant supported removable overdentures: A systematic review. *Macedonian Journal of Medical Sciences*, **4**, 726–732. <https://doi.org/10.3889/oamjms.2016.109>.
- SERTGÖZ A, GÜVENER S. (1996). Finite element analysis of the effect of cantilever and implant length on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **76**(2), 165–169. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(96\)90301-7](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(96)90301-7).

- SHANKLAND WE (2001). The trigeminal nerve. Part III: The maxillary division. *Cranio*, **19**(2), 78–83. <https://doi.org/10.1080/08869634.2001.11746155>.
- SHARAWY M (2016). Applied surgical anatomy of the jaws. In *Horizontal alveolar ridge augmentation in implant dentistry: A Surgical Manual*, (pp. 7–18). <https://doi.org/10.1002/9781119019916.ch02>.
- SILVA GC, MENDONÇA JA, LOPES LR, LANDRE J Jr (2010). Stress patterns on implants in prostheses supported by four or six implants: a three-dimensional finite element analysis. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, **25**(2), 239–246.
- SOTO-PENALOZA D, ZARAGOZÍ-ALONSO R, PEÑARROCHA-DIAGO M, PEÑARROCHA-DIAGO M (2017). The all-on-four treatment concept: Systematic review. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, **9**, e474-488. <https://doi.org/10.4317/jced.53613>.
- SPENCER K (2018). Implant based rehabilitation options for the atrophic edentulous jaw. *Australian Dental Journal*, **63**, 100-107. <https://doi.org/10.1111/adj.12595>.
- SRIREKHA A, BASHETTY K (2010). Infinite to finite: An overview of finite element analysis. *Indian Journal of Dental Research*, **21**(3), 425. <https://doi.org/10.4103/0970-9290.70813>.
- TADA S, STEGAROIU R, KITAMURA E, MIYAKAW, O, KUSAKARI H (n.d.). Influence of implant design and bone quality on stress/strain distribution in bone around implants: a 3-dimensional finite element analysis. *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, **18**(3), 357–368. Retrieved from <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/12814310/>.
- TALLGREN A (1970). Alveolar bone loss in denture wearers as related to facial morphology. *Acta Odontologica Scandinavica*, **28**(2), 251–270. <https://doi.org/10.3109/00016357009032033>.
- TARUNA M (2014). Prosthodontic perspective to all- on-4 ® concept for dental implants. *Journal of Clinical And Diagnostic Research*, **8**(10), ZE16. <https://doi.org/10.7860/jcdr/2014/9648.5020>.
- TEN BRUGGENKATE CM, VAN DER KWAST WA, OOSTERBEEK HS. (1990). Success criteria in oral implantology. A review of the literature. *The International Journal of Oral Implantology : Implantologist*, **7**, 45–51. Retrieved from <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/2103118/>.
- TESTORI T, DEL FABBRO M, CAPELLI M, ZUFFETTI F, FRANCETTI L, WEINSTEIN RL (2008). Immediate occlusal loading and tilted implants for the rehabilitation of the atrophic edentulous maxilla: 1-year interim results of a multicenter prospective study. *Clinical Oral Implants Research*, **19**(3), 227–232. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2007.01472.x>.

- TOMASZEWSKA IM, ZWINCZEWSKA H, GŁADYSZ T, WALOCHA JA (2015, May 28). Anatomy and clinical significance of the maxillary nerve: A literature review. *Folia Morphologica (Poland)*, **74**, 150-156. <https://doi.org/10.5603/FM.2015.0025>.
- TÜRKER N, BÜYÜKKAPLAN US, SADOWSKY SJ, ÖZARSLAN MM (2018). Finite element stress analysis of applied forces to implants and supporting tissues using the “all-on-four” concept with different occlusal schemes. *Journal of Prosthodontics*, **28**(2), jopr.13004. <https://doi.org/10.1111/jopr.13004>.
- VAN STADEN RC, GUAN H, LOO YC (2006). Application of the finite element method in dental implant research. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, **9**(4), 257–270. <https://doi.org/10.1080/10255840600837074>
- WAGNER F, DVORAK G, NEMEC S, PIETSCHMANN P, TRAXLER H, SCHICHO K, SEEMANN R (2017). Morphometric analysis of sinus depth in the posterior maxilla and proposal of a novel classification. *Scientific Reports*, **7**(1), 1–7. <https://doi.org/10.1038/srep45397>.
- WAKABAYASHI N, MURAKAMI N, TAKAICHI A (2019). Current applications of finite element methods in dentistry. In *Handbook of Mechanics of Materials*, (pp. 1757–1783). https://doi.org/10.1007/978-981-10-6884-3_37
- YAN Q, WU X, SU M, HUA F, SHI B (2019). Short implants (≤ 6 mm) versus longer implants with sinus floor elevation in atrophic posterior maxilla: A systematic review and meta-analysis. *BMJ Open*, **9**(10). <https://doi.org/10.1136/bmjopen-2019-029826>.

ÖZGEÇMİŞ

I-Bireysel Bilgiler

Adı : Kadir Anıl
Soyadı : NANEÇİ
Uyruğu : TC

II- Eğitimi

Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakóltesi, Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi
Anabilim Dalı, Doktora
Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakóltesi, Lisans
Nuh Mehmet Kúçúkalık Anadolu Lisesi, Lise
Şúkrú Malaz İlköğretim Okulu, İlköğretim – Ortaokul

Yabancı Dil: İngilizce (Intermediate)

III. Bilimsel Kongre/Sempozyum ve Bilimsel Toplantılar

- AÇBİD 7th International Congress 2013, Belek Antalya.
- AÇBİD 10th International Congress 2016, Belek Antalya.