



**T.C.
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

BİTİRME TEZİ

İMLANT ÜSTÜ PROTEZLERİN BİYOMEKANİK ÖZELLİKLERİ

KURON KÖPRÜ PROTEZİ ANABİLİM DALI

Hazal DEMİRKOL 0801150176

Tez Danışmanı: Prof. Dr. Gökhan AKGÜNGÖR

MAYIS 2020

İSTANBUL

TEŞEKKÜR

Bu tezi hazırlarken bilgi ve deneyimlerinden yararlandığım değerli hocam Prof. Dr. Gökhan Akgüngör'e, eğitim öğretim hayatım boyunca emeği geçen saygıdeğer tüm hocalarıma, koşulsuz sevgileriyle beni hep destekleyen, bugünlere gelmemi sağlayan canım annem, babam ve sevgili arkadaşlarıma, en içten teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

TABLOLARIN LİSTESİ

ÖZET

SUMMARY

1.GİRİŞ.....	1
2. İMPLANT-KUVVET İLİŞKİSİ.....	2
2.1. STRES(GERİLİM).....	3
2.2. STRAİN(GERİLME).....	4
2.3. ELASTİKLİK MODÜLÜ.....	4
2.4. STRES ANALİZ YÖNTEMLERİ.....	5
2.5. SIKIŞTIRMA KUVVETLERİ.....	6
2.6. KLİNİK MOMENT KOLLARI.....	6
2.6.1. OKLÜZAL YÜKSEKLİK.....	6
2.6.2. KANTİLEVER UZUNLUĞU.....	7
2.6.3. OKLÜZAL GENİŞLİK.....	11
2.7. KEMİK YOĞUNLUĞU.....	12
2.7.1. KUVVETLER KARŞISINDA KEMİK CEVABI.....	14
3.İMPLANT TASARIMI.....	14
3.1. İMPLANT ÇAPI.....	15
3.2. İMPLANT UZUNLUĞU.....	19
3.3. YİV GEOMETRİSİ.....	21
4.İMPLANT SAYISI.....	24
5. İMPLANT YÜZEY KAPLAMALARI.....	25
6. İMPLANT-ABUTMAN BAĞLANTISI.....	26
7. İMPLANTIN GÖVDE DİZAYNI.....	29
8. İMPLANT YERLEŞİMİ.....	29
9. DOĞAL DİŞLER VE İMPLANTLARIN BİYOMEKANİK AÇIDAN KARŞILAŞTIRILMASI.....	34
10. VİDALANAN VEYA SİMANTE EDİLEN PROTEZLER.....	36
11. İMPLANT DESTEKLİ PROTEZLERDE OKLÜZYON.....	37
11.1. TEK DİŞ EKSİKLİĞİNDE UYGULANAN İMPLANT DESTEKLİ RESTORASYONLARDA OKLÜZYON TİPİNİN BELİRLENMESİ.....	38

11.2. PARSEYEL DİŞSİZLİK DURUMUNDA UYGULANAN İMPLANT DESTEKLİ RESTORASYONLARDA OKLÜZYON TİPİNİN BELİRLENMESİ...	39
11.3. TAM DİŞSİZLİK DURUMUNDA UYGULANAN İMPLANT DESTEKLİ RESTORASYONLARDA OKLÜZYON TİPİNİN BELİRLENMESİ.....	40
12. SONUÇ.....	43
13. KAYNAKLAR.....	44
14. ÖZGEÇMİŞ.....	52

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil 1: Dental implant üzerine gelen klinik kuvvet eksenleri

Şekil 2: Stres(gerilim) ve strain(gerilme) ilişkisi

Şekil 3: Oklüzal yük ve kantilever etki

Şekil 4: Moment kolu yük ilişkisi

Şekil 5: Lingual kuvvet ve kantilever

Şekil 6: Lekholm ve Zarb'ın sınıflaması

Şekil 7: Misch'in maksilla ve mandibula için kemik yoğunluğu sınıflaması

Şekil 8: İmplant tasarımı

Şekil 9: İmplant çapları

Şekil 10: İmplant çapı ile yüzey alanı arasındaki ilişki

Şekil 11: İmplant çapı(mm) ve stres eğrisi

Şekil 12: İmplant boyu (mm) ve stres eğrisi

Şekil 13: Yiv adımı(h), yiv açısı(alfa), implant çapı(D)

Şekil 14: Yiv alan, derinlik ve genişliği

Şekil 15: Yiv çeşitleri

Şekil 16: İmplant yivleri

Şekil 17: İmplantın gövde bölümleri/Doku seviyesi (sol taraf) ve kemik seviyesi (sağ taraf) implant

Şekil 18: Hollow implant (sol taraf), vent implant (sağ taraf)

Şekil 19: Silindirik (sol), Açılı (orta), Basamaklı implant tasarımları (sağ)

Şekil 20: İmplant şekli ve makaslama gerilimi arasındaki ilişki

Şekil 21: İmplant dayanağı tipleri

Şekil 22: Eksternal ve internal bağlantı sistemleri

Şekil 23: İmplantın gövde tasarımı

Şekil 24: Yapay model içine yerleştirilen 3 implant

Şekil 25: Tripodal yerleşim

Şekil 26: Düz yerleşim

Şekil 27: 4-6 implant varlığında 12 üyeli sabit bölümlü protez ve anterior-posterior uzaklık

Şekil 28: Mental foramenler arasına yerleştirilmiş 5 implant ve foramenler üzerine yerleştirilmiş 2 implantın ağız içi görüntüsü

Şekil 29: Tek taraflı kanat uzantısının ortadan kalktığı durum

Şekil 30: Kanat uzantısına gerek kalınmayan durum

Şekil 31: Tripod (Üçlü temas)

Şekil 32: Oklüzyon analizi için kullanılan bilgisayarlı analiz yönteminin hasta ağızına uygulanması

Şekil 33: Kanin varlığında ve kanin yokluğunda(kanin diş implantsa) implant üstü protezlerdeki oklüzyon

Şekil 34: Distal kantilever ve implant dayanakları üzerine etkiyen kuvvetler

Şekil 35: Maksilla ve mandibulanın ark şekillerine göre kantilever uzunlukları

TABLolarIN LİSTESİ

Tablo 1: Dişsiz Premaksilla için Tedavi Planlaması

Tablo 2: Maksilla ve mandibuladaki kemik tipleri bölgeye göre dağılımı

Tablo 3: Ortalama kök yüzeyi miktarları (kök boyu* mesiodistal servikal çap; mm²)

Tablo 4: İmplantların ortalama yüzey alanları (uzunluk* implant çapı)

Tablo 5: Mesiodistal mesafeye göre implant çapları

Tablo 6: Doğal diş ve implantın karşılaştırmalı biyomekanik özellikleri

Tablo 7: Dişsizlik durumuna göre önerilen protez tipleri ve oklüzyon tipleri

Tablo 8: İmplant destekli protezlerde oklüzyon

ÖZET

Dişlerin kaybı ile ortaya çıkan estetik, fonetik ve fonksiyonel problemleri önlemek için günümüzde implant destekli protezler yapılmaktadır. İmplantların çigneme kuvvetlerine karşı koyması ve bu kuvvetleri kemiğe iletirken biyomekanik kurallara uygun olarak iletmesi implantın uzun dönem başarısında önemli rol oynar. Doğal dişlerin ve dental implantların gelen kuvvetler karşısındaki davranışları birbirinden farklıdır. Bunun yanında, kemiğin kortikal ve spongios gibi iki farklı yapıda olması da kuvvet dağılımlarındaki farklılığa sebep olmaktadır. Protetik üst yapı tasarımı da kuvvet uygulaması ve dağılımında değişikliklere yol açar. Dental implantlarda biyomekanik; implantın şekli, çapı, uzunluğu, çevre kemik dokusunun yapısı, protetik üst yapı tasarımı ve kullanılan materyal gibi pek çok konuyu içerir. Bu çalışmada implant üstü protezler biyomekanik açıdan incelenmiştir.

SUMMARY

Implant-supported prostheses are made today to prevent aesthetic, phonetic and functional problems appearing with the missing of teeth. The implants' resistance to occlusal forces and transmitting these forces to the bone in accordance with the biomechanical rules play an important role in the long term success of the implant. Load response of natural teeth and dental implants against incoming forces is different. In addition, the fact that bone has two different structures such as cortical and spongiosis causes the difference in force distributions. Prosthetic superstructure design also causes changes in force application and distribution. Biomechanics in dental implants consist of various factors as the form of the implant diameter, length, structure of the adjacent bone, design of the superstructure and the material used. In this study, implant prostheses have been examined biomechanically.

1.GİRİŞ

Diş eksiklikleri, doğal dişlerden destek alınarak yapılan, sabit veya müteharrik protezler ile restore edilmekteydi. Ancak osseointegrasyonun gelişimi ile sabit protez kullanım alanı da genişlemiştir. Yaşam süresinin uzaması ve yaşa bağlı diş kayıpları, sabit protezlerde başarısızlık olabilmesi, dişsizliğin fiziksel sonuçları, hareketli protezlerin zayıf performansları, diş kaybının psikolojik etkisi ve artan toplumsal bilinç ile zaman içinde implant uygulamaları daha yaygın hale gelmiştir (1).

İmplant genel olarak; “kaybolan fonksiyonun yeniden kazanılması amacı ile canlı dokular arasına yerleştirilen organik ya da inorganik maddelerdir” şeklinde tanımlanabilir (2).

İmplant sözcüğü Latince “in” ve “planto” kelimelerinin birleşmesinden oluşur. Diş hekimliğindeki anlamı ise “Ağızda eksik dişin yerini alan, hareketli ya da sabit protezlere destek olmak amacı ile kemik içine ya da üzerine yerleştirilen, biyouyumlu ve biyofonksiyonel apareylerdir” şeklinde tanımlanabilir (3).

İmplantların çiğneme kuvvetlerine karşı koyması ve bu kuvvetleri protez-implant ve kemik sisteminde mekanik dengeyi sağlayacak şekilde iletmesi implantın uzun dönem başarısında önemli rol oynar. İmplantlara etki eden kuvvetler çiğneme sisteminin ve protetik materyallerin biyomekanik özelliklerinden etkilenir (4).

Dental implantlar fonksiyon sırasında çok çeşitli şiddet ve yönlerde kuvvetlere maruz kalırlar. Fonksiyonel implant tasarımının amacı kuvvetleri en iyi şekilde yayarak ve dağıtarak implant destekli protezin fonksiyon görebilmesini sağlamaktır. Dental implantlardan çevre biyolojik dokuya kuvvet iletimi mekanizmasının anlaşılması implant ömrünün belirlenmesinde önemlidir (5).

İmplant destekli restorasyonlarda başarı uzun süreli osseointegrasyonun devamlılığıyla sağlanabilir. Buradaki başarı da biyomekanik başarı ile doğrudan ilintilidir. Biyomekanik değerlendirmenin amacı; protez, protezi tutan implant ve biyolojik dokularda herhangi bir problem oluşturmada uzun süreli tedavi başarısını hasta konforuyla birlikte sağlamaktır. Dental implantlarda biyomekanik, implantın şekli, çapı, uzunluğu, çevre kemik dokusunun yapısı, protetik üst yapı tasarımı ve kullanılan materyal gibi pek çok konuyu içerir. İmplant restorasyonları; tasarım, materyal, teknik olarak sürekli geliştirilmekte ve epidemiyolojik çalışmalarda gösterilmiş olan mekanik komplikasyonlar ve yüklerdeki hatalı paylaşım azaltılmaya çalışılmaktadır (6).

Doğal bir diş ile implant arasındaki en önemli yapısal fark, doğal diş köküyle alveol kemiği arasında bulunan, adeta bir amortisör görevi görerek dişe gelen kuvvetleri azaltarak çene kemiğine aktaran periodontal ligamentin, dental implant ile onu destekleyen alveol kemiği arasında bulunmamasıdır (7).

Bu farklılık implant ile kemik dokusu arasındaki kuvvet dağılımının, doğal diştekinden tamamen farklı olmasının en önemli nedenidir. Osseointegre olmuş implant canlı kemik dokusu ile doğrudan, yapısal ve fonksiyonel bir birleşim göstermektedir. Osseointegrasyonu tamamlanmış implantlar, kemik içerisinde tamamen hareketsiz iken, periodonsiyum doğal dişlere belirgin derecede aksiyal ve horizontal hareketlilik kazandırmaktadır (7,8).

Diş implantlarında duyuşal sinirler olmadığından, doğal diş gibi oklüzal travmanın öncü işareti bulunmamaktadır. Bu nedenle implant destekli protezin tasarımı gerekli özenle yapılmalı ve periyodik kontrollerle hasta mutlaka görülmelidir. Diş implantları, fonksiyona girdiklerinde çok çeşitli şiddet ve yönlerde kuvvetlere maruz kalır. Biyomekanik prensipler göz önünde bulundurularak yapılan implant tasarımının amacı, kuvvetleri çevre destek dokulara en iyi

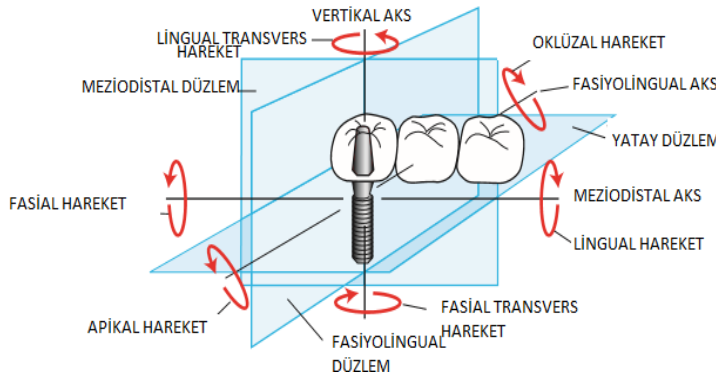
şekilde dağıtarak, implant destekli protezin uzun süre fonksiyonda kalmasını sağlamaktır. İmplant destekli protezlerin başarılarında, biyomekanik faktörlerin etkisi son derece önemlidir (1)

2.İMLANT-KUVVET İLİŞKİSİ

Kuvvet; büyüklük, süre, yön, tip ve büyütme faktörleri ile tanımlanabilir. Kuvvet, implantlar üzerinde büyüklük ve yön vektör nicelikleri yoluyla etki gösterir (9).

Yetişkinlerde tipik maksimum ısırma kuvveti; yaş, cinsiyet, dişsizlik derecesi ve özellikle parafonsiyonlarca etkilenmektedir (10,11).

Dental implant üzerine gelen bir kuvvet, nadiren tek bir eksen üzerinde ve uzun eksen yönündedir. Gerçekte, implant diş hekimliğinde üç baskın klinik kuvvet eksenini vardır; mesiodistal, fasiolingual ve oklüzopikal. Örneğin, fasiolingual ekseninde (lateral yüklenme) yüksek değerlerde kuvvet komponentinin iletildiği oklüzal düzleme sahip bir implant restorasyonu yapıldığında, implant yorgunluk kırığı açısından yüksek riskte demektir (9).



Şekil 1: Kuvvetler, üç boyutludur, komponentler ile bir veya daha fazla klinik koordinat eksenine iletilirler; mesiodistal, fasiolingual ve oklüzopikal (vertikal).

Kuvvetler baskı, çekme ya da makaslama kuvvetleri olarak tanımlanabilirler. Basınç kuvvetleri, kütledeki partikülleri birbirine sıkıştırma işlevi yapar. Çekme kuvvetleri objeleri birbirinden ayırır. İmplantlar üzerinde makaslama kuvvetleri kaymaya sebep olur. Baskı kuvvetleri, kemik-implant arayüzünün bütünlüğünü sağlama eğiliminde iken çekme ve makaslama kuvvetleri ayrılmış veya bozulmuş bir arayüz oluşturur eğilimindedir. Diğer yük modelleri ile kıyaslandığında makaslama kuvvetleri, implantlar ve kemikte en yıkıcı kuvvet tipidir. Kortikal kemik baskı kuvvetlerine dayanıklı, makaslama kuvvetlerine karşı ise zayıftır (12).

Kemik, baskı tipi kuvvetlere karşı dayanıklı iken, çekme tipi kuvvetlere %30 daha az dayanıklıdır. Makaslama kuvvetleri ise implantlar ve kemik için en yıkıcı kuvvet tipidir. Kemik makaslama kuvvetlerine, baskı kuvvetlerinden %65 daha az dayanıklıdır (13).

Bu nedenle implant destekli protetik restorasyonlar, baskı kuvvetleri etkin olacak, makaslama kuvvetleri en aza indirilecek şekilde tasarlanmalıdır (1).

Kuvvetin momenti bir noktada dönme veya eğilme oluşturur. Moment vektör olarak tanımlanır. Momentin büyüklüğü, kuvvetin büyüklüğü ve moment kolunun çarpımına eşittir. Moment kuvveti implant sisteminde oldukça zararlıdır, kemik-implant ara yüzünde yıkıcı olabilir; kemik kaybı ve protezde kırılmaya yol açabilir. Bu nedenle kuvvet ve momentleri göz önünde bulunduran restorasyonların uygulanması gereklidir. Protezlerin oklüzal yüksekliği

bukkolingual ve mesiodistal yönde moment kolu oluşturur. Lingual kuvvet ise implantın boyun kısmında lingual transvers moment oluşturur (14).

Mekanostatik teorisine göre kemiğe gelen yüklerin az olması alveolar kemikte atrofiye neden olurken, yüklerin miktarının fazla olması ise rezorpsiyona neden olabilmektedir. Bu durumdan özellikle normal dişin etrafındaki alveolar kemikten 20 kat daha fazla remodelinge uğrayan peri-implant kemik daha fazla etkilenebilir bu yüzden yapılan implantların tasarımının yükleri kemiğe homojen şekilde iletebilmesi istenmektedir (15).

Kemik remodelasyonu ile mekanik kuvvetler arasında direkt bir ilişki vardır. Julius Wolf'un ortaya attığı ve daha sonra birçok araştırmacı tarafından da gösterildiği gibi fonksiyonel mekanik kuvvetler ile belirli alt ve üst sınırlar dahilinde kemik dokusu devamlılığını korurken bu sınırların altında ve üzerinde patolojik dekalsifikasyon ve rezorbsiyon olayları başlamaktadır (16).

Peri-implant kemiğe gelen aşırı kuvvetler implant kemik ara yüzünün reaksiyonunu değiştirebilir ve kemikte yorgunluk hasarına yol açabilir. Roberts, normal trabeküler kemiğin fizyolojik şekillenmesini %20 implantın çevresindeki kemiğin her yıl yeniden şekillenme oranını %500 olarak belirtmiştir, burada meydana gelen sürekli döngü yorgunluk zararı ile kısmen ilgili olabilir. Bu döngüyü azaltabilmek için üzerine gelen kuvvetleri kemiğe homojen bir şekilde iletebilecek implant tasarımları hem implant kırıklarının hem de peri-implant kemik kaybının önlenmesi açısından faydalı olabilir (17).

Protez tipi ile rezorpsiyon ilişkisi araştırıldığında en çok rezorpsiyon geleneksel tam protez kullanan hastalarda olurken en az kret rezorpsiyonu ise implant destekli sabit restorasyonlarda görülmüştür (18).

İmplantın protetik oklüzyonunda baskı kuvvetleri tipik olarak baskın olmalıdır. Özellikle distal kantileverli çok destekli restorasyonlar, protezde ve kemik-implant ara yüzünde oldukça kompleks yük profili üretirler. Bu klinik gerçekler, bu tip kuvvetlerin dağıtılmasında maksimum fonksiyonel yüzey alanının sağlanması için dental implant tasarımının optimizasyon ihtiyacını vurgulamaktadır (9).

Bir yük altında implant sistemi ve çevre biyolojik dokularda gelişen internal stresler, implantların in vivo uzun ömürlülüklerinde önemli bir etkiye sahiptirler. Genel kurala göre tedavi planında amaç, implant sistemi ve periferik kemikte mekanik stresleri dağıtmak ve azaltmak olmalıdır. Stresin büyüklüğü iki değişkene bağlıdır; kuvvet büyüklüğü ve üzerinde kuvvetin dağıtıldığı çapraz kesit alanı. Kuvvet büyüklüğü nadiren tamamen diş hekimi tarafından kontrol edilir. Kuvvetin büyüklüğü şu önemli kuvvet artırıcılar azaltılarak düşürülebilir: kantilever uzunluğu, telafi edici yükler ve krun yüksekliği. Fonksiyonel çapraz kesit alanı, yük taşıma ve stres dağılımı için özelleşmiş yüzey olarak tanımlanmaktadır. Bu alan, verilen dişsiz alanda implant sayısı artırılarak, fonksiyonel çapraz kesit alanını artırmak için dikkatli tasarlanmış bir implant geometrisi seçimi ile uygun hale getirilebilir. Fonksiyonel yüzey alanındaki bir artış, protez, implant ve biyolojik dokulardaki mekanik stresin büyüklüğünü azaltma görevi gerecektir (9).

2.1.Stres (Gerilim)

Bir yapıya dışarıdan bir kuvvet uygulandığında bu dış kuvvete karşı bir direnç gelişir. Stres olarak tanımlanan bu iç reaksiyon dış kuvvetle eşdeğer şiddette ve zıt yöndedir. Kuvvet altında oluşan iç direnç (stres) pratik olarak ölçülemeyeceğinden kesit alanına uygulanan dış kuvvet ölçülerek "Stres değeri" tespit edilir (19).

$$\text{Stres } (\sigma) = \text{Kuvvet}(F)/\text{Alan} = N/mm^2 = MPa$$

İmplantın uzun aksı boyunca etki eden kuvvetler daha eşit stres dağılımı gösterir. Uzun aksa eğimli gelen kuvvetler kemik-implant ara yüzünün bazı bölgelerinde stres artışına neden olurlar. Böylece implantta eğilme meydana gelebilir. Bunu önlemek için dişsiz bölgeye yeterli sayıda ve en uygun pozisyonda implant yerleştirilmelidir. Dişsiz alveol kretinin şekli son derece önemlidir. Rezorbe alveol kretlerinde kısa implantlar ve vertikal yüksekliği fazla olan kuronlar aşırı yük oluşturur. Rezorbe kretlerdeki bu aşırı yükü önlemek amacıyla mandibula için bikortikal fiksasyon, maksilla için kemik transplantasyon işlemleri uygulanmalıdır (20).

2.2.Strain (Gerilme)

Bir yapıya dışarıdan bir kuvvet uygulandığında kuvvet sonucu oluşan stres yapıda deformasyona sebep olur. Bu stres nedeniyle malzemenin birim uzunluğunda meydana gelen uzunluk değişimi strain (gerilme,uzama) olarak ifade edilir ve “ ϵ ” simgesiyle tanımlanır. Gerilmenin ölçüsel birimi yoktur ve deformasyonun ($\Delta L = L - L_0$), orjinal uzunluğa (L_0) oranlanmasıyla hesaplanır (19).

$$\text{Strain}(\epsilon) = \text{Deformasyon} / \text{Orjinal Uzunluk} = \Delta L / L_0$$

Fonksiyonel kuvvetler altında farklı protez tasarımlarından dolayı protez, implant ve destekleyen dokular sistemi içinde farklı stres ve strain dağılımı meydana gelmektedir (21).

Genelde 2 tip yükleme meydana gelir;

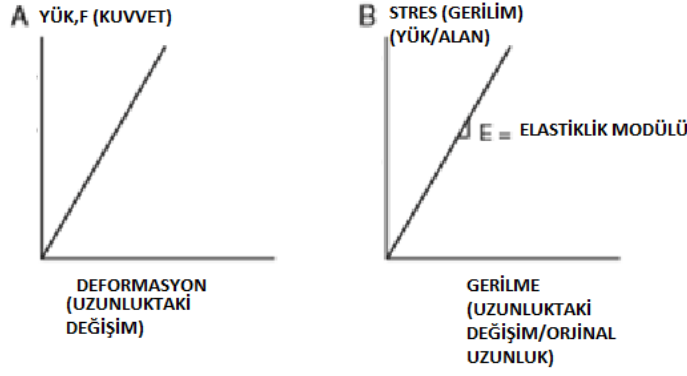
- 1) Eksen boyunca (aksiyel kuvvet)
- 2) Eksen dışı (non-aksiyel, off-set)

Eksen dışı kuvvetler sonucunda farklı düzlemlerde ve farklı eksenlerde sistemi olumsuz yönde etkileyebilecek moment kuvvetleri oluşmaktadır. Eksen boyunca gelen kuvvetler implantta ve destekleyici kemikte uygun şekilde dağılabilirken, eksen dışı yüklemeler sonucunda oluşan moment kuvvetlerinin büyüklüğüne, yönüne bağlı olarak implant-protez parçaları ve/veya destekleyici dokular tarafından tolere edilmeyebilir. Bundan dolayı, protez üstyapının konfigürasyonu, bar tasarımları, kanat uzunlukları momentlerin olası etkileri göz önünde bulundurularak hazırlanmalıdır (21).

2.3.Elastiklik Modülü (Young’s Modulus)

Elastiklik modülü, bir materyalin elastik sınırlar içinde sertliğini ifade eder ve “E” simgesiyle tanımlanır. Elastiklik modülü stresin gerilmeye oranıdır. Gerilme (strain) oransal bir değere sahip olduğundan herhangi bir birim ile tanımlanamaz ve bu nedenle elastiklik modülünün birimi stres birimiyle aynıdır (MPa veya GPa) (19).

Stres/gerilme grafiğindeki düz çizginin eğimi materyalin elastiklik modülü hakkında bilgi verir. Grafikte belirli bir stres değerine denk gelen gerilme değeri ne kadar küçük olursa modülün değeri o kadar büyük ve malzemenin sertliği de bir o kadar yüksek olur (19).



Şekil 2: Stres(gerilim) ve strain(gerilme) ilişkisi

İmplantın elastik modülü, komşu biyolojik dokulara benzerdir. Kortikal kemik, titanyumdan 5 kat daha esnektir. Stres büyüklüğü arttığında kemik ve titanyum arasındaki relatif sertlik farkı artar. Stres büyüklüğü azaldığında, sertlik farkı daha az hale gelir. Stres azalınca viskoelastik kemik, rijit titanyum ile daha iyi temas sağlar. Uygulanan stres ayrıca, oklüzal tablanın boyutu, stres kırıcılar, diş üstü sabit protez kullanımı ve oklüzal temas tasarımını kapsayan restorasyondan da etkilenmektedir (9).

2.4. Stres analiz yöntemleri

Kemikte, implantta ve uygulanan restorasyonlarda fonksiyonel stresleri ölçmek amacıyla farklı analiz metodları uygulanmaktadır (8).

Herhangi bir yapının tasarımı, öngörülen yükler altında meydana gelecek olan streslerin tahminini gerektirir ve bu durum tüm dental yapılar için geçerlidir (22).

Stres analiz yöntemleri, teorik ve deneysel alt gruplara ayrılabilir. Teorik yaklaşımlar, matematiksel formüller ve sonuç denklemlerin çözümünü gerektirir. Deneysel yaklaşımlar ise, genellikle ilgili yapı üzerinde doğrudan veya yapının modellenmesi yoluyla elde edilen ölçümlerin kullanımını içerir (23).

Diş hekimliğinde uygulanan kuvvet analiz yöntemleri şu şekilde sınıflandırılabilir;

1. Sonlu elemanlar kuvvet analiz yöntemi
2. Fotoelastik stres analiz yöntemi
3. Gerilim ölçer kuvvet analizi
4. Kırılgan vernik kaplama tekniği ile kuvvet analizi
5. Holografik interferometri (lazer ışınları) ile kuvvet analizi
6. Termografik kuvvet analiz yöntemi
7. Radyoteleometri ile kuvvet analizi (22).

Sonlu elemanlar analizleri, diğer yöntemlerle karşılaştırıldığında daha doğru sonuçlar vermektedir. Değişik materyallerin karşılaştırılmasına imkân verdiği gibi streslerin üç boyutlu görüntülenebilmesini de sağlar (24).

1. Sonlu elemanlar kuvvet analiz yöntemi

1960'lı yıllarda geliştirilen sonlu elemanlar metodu, biyomekanik sistemin gerçeğe uygun matematiksel modelini çıkartıp bilgisayar ile bu modelin çözümlenmesi esasına dayanır. Bu bir nevi, bilgisayar üzerinde tabiatın taklit edilmesidir.

Sonlu elemanlar yönteminin şu avantajları vardır:

-Sonuçların hassasiyeti çok yüksektir.

-Sonuçlar çok kısa sürelerde elde edilebilir.

-Sonuçlar çok ayrıntılı ve çeşitli olarak örneğin; gerilimler, yer değiştirmeler, esnemeler gibi tüm önemli bilgiler elde edilebilir (22).

2.5.Sıkıştırma kuvvetleri

İki cisim küçük bir zaman dilimi içinde (saniyenin fraksiyonları) çarpıştıklarında geniş reaksiyon kuvvetleri gelişir. Böyle bir çarpışma sıkıştırma olarak da tanımlanır. Sıkıştırma kuvvetinin yüksek olması, implantta riski artırır, köprünün kaybı ve kemik fraktürü riski doğurur. Rijit olarak sabitlenmiş implantlar, periodontal ligamanlara sahip doğal dişlerle kıyaslandığında okluzyon sonucunda daha yüksek interfasial sıkışma kuvveti doğururlar. Yumuşak doku destekli protezler gingival dokuların olması nedeniyle en az sıkıştırma kuvvetine sahiptirler (9).

2.6.Klinik Moment Kolları

Dental implantlarda 3 klinik koordinat ekseninde (okluzoapikal, fasiolingual, mesiodistal eksen) total olarak 6 moment (rotasyon) gelişebilir. Bu tip yükler implant doku ara yüzeyinde alveol kreti tepesinde stres konsantrasyonu ve mikrorotasyonlar yaratarak kaçınılmaz olarak krestal kemik kaybına yol açarlar (9).

Diş implantlarının başarısını gösteren en önemli faktör ise implant etrafındaki kret bölgesindeki kemiğin devamlılığını sürdürmesidir (1).

Yapılan çalışmalarda, implantların uzun dönem başarısının, osseointegrasyona ve kole bölgesindeki kemik yüksekliğinin korunmasına bağlı olduğu bildirilmektedir (1).

İmplant diş hekimliğinde 3 klinik moment kolu mevcuttur: oklüzal yükseklik, kantilever uzunluğu ve oklüzal genişlik (9).

2.6.1.Oklüzal yükseklik

Fasiyolingual yönde iletilen kuvvet komponentleri için oklüzal yükseklik moment kolu olarak işlev görmektedir (25).

Oklüzal yükseklik (okluzo-apikal) olarak tanımlanan moment kolu implantın uzun eksenini tanımlar. Bu tanıma göre bu eksenindeki implantın alveol içerisindeki ve dışındaki bölümleri ve aralarındaki oran önem taşımaktadır. Kuvvet kolunun yük koluna oranı bu eksenindeki implanta etkiyen kuvvetlerin implant-kemik ara yüzünde oluşturacağı streslerin miktarını belirler (26).

Kuron boyu yüksekliğinin 15 mm' den fazla olması sabit protez seçeneğini olumsuz etkiler. Dikey yönde kemik kaybına bağlı olarak kuron boyu mesafesinin artmasının olası olduğu durumlarda; preprotetik olarak kemiği yükseltmeye yönelik cerrahi girişimlerin yapılması ya da protezde stresi azaltacak önlemlerin alınması gerekebilir (25,26).

Aşırı kuron boyu mesafesinin oluşacağı durumlarda cerrahi girişimde bulunulmadığı durumlarda yapılacak protezdeki yüksek kuron boyu, estetik açıdan özellikle ön bölgede sorunlara yol açacaktır (25,26).

Bunun yanında aşırı kuron yüksekliği dikey bir kaldıraç gibi rol oynar ve kuvveti arttıran bir faktördür. Kurona gelen lateral kuvvetler kuron yüksekliği ile direkt ilişkili olarak artar (27).

Kuron yüksekliği 10 mm'den 20 mm 'ye çıktığında, moment kuvvet büyüklüğü %200 artmaktadır (14,28).

İmplant üstü sabit protezlerin dikey parametrelerle ilişkisinin incelendiği bir çalışmada, implant üstü sabit protezler için minimum 8 mm'lik dikey aralığa gereksinim olduğu belirtilmiştir (29).

Bu boşluk siman veya vida tutuculuğu, oklüzal materyalin dayanıklılığı, estetik ve hijyen için uygun mesafedir (30).

İmplant üstü sabit protezler için arka bölgede 9-10 mm, ön bölgede ise 10-12 mm'lik dikey aralığın ideal olduğu belirtilmiştir. Simante ve vidalı sistemler arasında yapılan karşılaştırmalarda, vidalı sistemlerin direkt olarak implant gövdesine bağlanmasından dolayı simante sistemlere göre daha az dikey aralık gerektirdiği; ancak vidalı sistemlerde daha fazla komplikasyon gözlenmesi nedeni ile sıklıkla tercih edilmediği de bildirilmiştir (29).

2.6.2.Kantilever uzunluğu

İmplant destekli protezlerde kantilever uzunluğu konusunda literatürde görüş birliği mevcut değildir. Yapılan çalışmalar kemik kalitesinin kantilever uzunluğunun belirlenmesinde en önemli faktör olduğu vurgulanmıştır (31).

Splintlenmiş implantlara bağlı kantilever protezler kompleks bir yük reaksiyonuna yol açarlar (9).

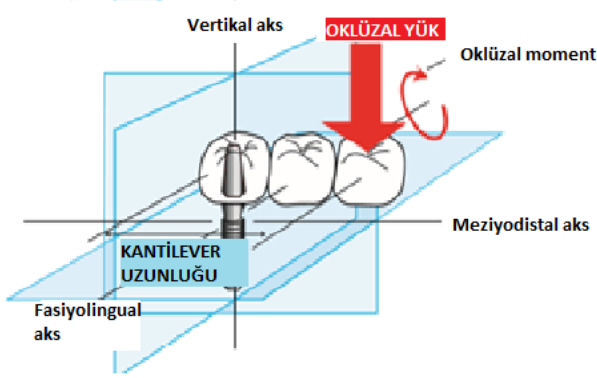
Distal uzantılı protezlerde, eğri üzerine konumlanan anterior splintlenmiş implantlarda, sınıf 1 kaldıraç kuvvetlerine benzer prensiplerle kantilever yükler uygulanır. Misch'e göre distal kantileverlerin uzunluğu sisteme gelen stres miktarı ile saptanmaktadır. Klinik tecrübelerle göre, ideal durumlarda distal kantilever, A-P mesafesinden en fazla 2,5 kat uzun olabilir (parafonksiyon olmamalı) (9).

Üst çene posterior bölgeye kantilever uzantı yapılmadan önce bölgedeki kemiğin yoğunluğu, kullanılacak implantın sayısı, çapı, uzunluğu gibi faktörler göz önüne alınmalıdır (31).

Üst çene posterior bölgede implant destekli kantilever uzantıya sahip sabit protez planlandığında Kuron/İmplant oranını mümkün olan minimum sınırdan tutmak ve mümkün olan en geniş çapta implantı yerleştirmek amaçlanmalıdır. Kemik rezorbsiyonunun oldukça hızlı olduğu üst çene posterior bölgede implant tedavisinin zamanlaması ve mevcut kemik yapının korunması esasının önemi unutulmamalıdır (32).

Kantilever uzunluğunda en büyük belirleyici unsurlardan biri de kuvvet büyüklüğüdür. Bruksizimli hastalar diğer faktörler ne olursa olsun kantileverle restore edilmemelidir (9).

Kantilever uzantı üzerindeki kuvvet 1. sınıf kaldıraca benzediği için bazı komplikasyonlar yaşanabilir. Örneğin yapıştırma simanları baskı kuvvetlerine karşı oldukça zayıftır ve desimantasyon sık görülür. Kantilever uzantısının meziodistal boyutunun kısaltılması çözüm olarak düşünülmüştür (33).



Şekil 3: Oklüzal yük ve kantilever etki

Sabit protetik restorasyonda implanta iletilen stres ve gerilme kuvvetleri hareketli protezlere göre daha fazladır ve protezin distaline yerleştirilen kantilever de aynı şekilde implanta iletilen yükün artmasına neden olur (34).

İmplanta gelen aşırı yükün önlenmesinde protetik kantilever yapımının azaltılması gerektiği söylenmektedir (35).

Tek bir implant üstü restorasyonda kantilevere etkiyen kuvvet;

- a. Vertikal b. Horizontal yöndedir.

Her ikisinde de kuvvetin uygulandığı noktanın implant merkezine olan uzaklığı kuvvet kolu olacaktır. Kuvvetin şiddeti ile uzaklığın çarpımı tek bir implanta etkiyen döndürme kuvvetini verecektir (36).

Her iki düzlemdeki kuvvet de tek implantı döndürmek için yeterlidir. Bu araştırmanın sonuçları Hobo ve arkadaşları tarafından da desteklenmekte ve tek implanta kantilever endikasyonu verilmemektedir (36).

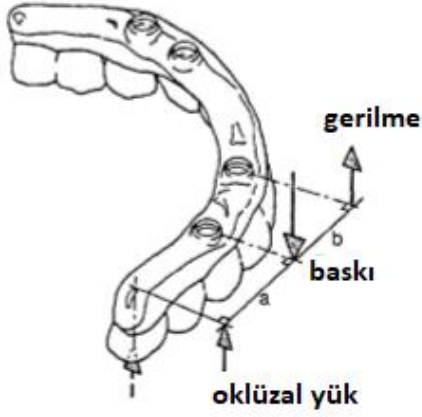
İmplantüstü sabit protetik restorasyonlarda kantilever kullanımında 2 farklı planlama vardır:

- a. Çenenin belli bir bölümünü ilgilendiren doğrusal kantilever dizaynı
- b. Tüm arka ilgilendiren kavisli kantilever dizaynı

Çenenin belli bir bölümünü ilgilendiren doğrusal kantilever tasarımını etkileyen faktörler:

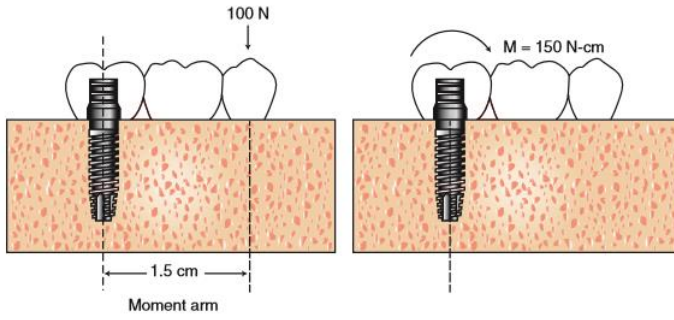
- Kaç implant dayanağının olduğu
- İmplantların alveol içerisindeki uzunlukları
- Kuvvetin son implant dayanağından ne kadar uzakta olduğu

Son implant dayanağının dışından uygulanan kuvvet bu dayanak üzerinde devrilme etkisi yaratacaktır. Son implant dayanağı ile diğer dayanaklara etkiyen kuvvet zıt yönlüdür. Bu kuvvet ilişkisi, sisteme direnç kazandırmaktadır (36).



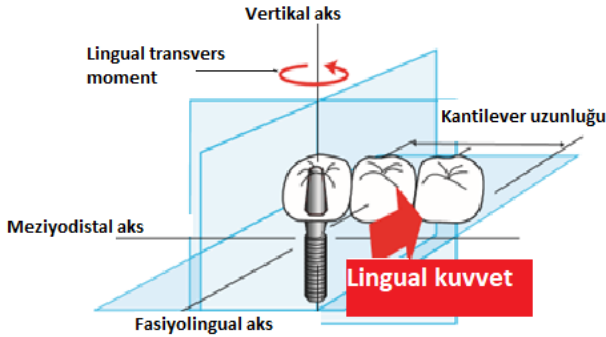
Şekil 34: Distal kantilever ve implant dayanakları üzerine etkiyen kuvvetler

Vertikal kuvvetin uygulandığı nokta son implant dayanağından uzaklaştıkça kaldıraç etkisini artıran kuvvet kolu uzayacak ve sisteme etkiyen döndürme momenti artacaktır. İki dayanak arası mesafe kadar uzaklıktan uygulanacak kuvvet sistemde olumsuz bir sonuca neden olacak hareket yaratmaz (36).



Şekil 4: Moment kolu yük ilişkisi

Bir ya da birden fazla implant destekli doğrusal kantilever tasarımlarda horizontal kuvvetin etkisi de döndürme momentlerine neden olmaktadır. Kantilever kısım döndürme kolu gibi davranmakta ve sistemi son dayanak çevresinde dönmeye zorlamaktadır. Buna karşı oluşacak direnç; dayanak sayısının fazlalığı ve alveol içindeki kemikle entegre olan implant uzunluğu ile doğrudan ilişkilidir (36).



Şekil 5: Lingual kuvvet ve kantilever

Eğer dayanak sayısı 2'den fazla ise horizontal kuvvet etkisine karşı tek bir eksenle kaçınmak gerekir. 2'den fazla dayanak olan sistemlerde tasarımın doğrusal halden çıkarılarak en azından 2 farklı eksen oluşturulması horizontal kuvvet etkisini azaltacaktır (36).

Çenenin tümünü ilgilendiren implant üstü protetik restorasyonların tasarımı ark şeklinde olmaktadır. Özellikle alt çene kemiğinin cerrahi uygulamaya elverişli mental bölgesinde 4-6 adet implant dayanağı kullanılarak ark şeklinde ve kantilever tasarım gerçekleştirilmektedir.

Ark şeklinde tasarımlarda kantilever miktarının ne kadar olması gerektiği konusunda Skalak ve Hobo'nun görüşleri şöyledir (37,38):

- Ark şeklindeki bir tasarımda sistemin ortasına gelecek kuvvetin etkisi daha fazla bir gerilmeye neden olmamalıdır.
- Kantilever bölümüne gelen kuvvet kendisini aşan iç gerilmelere neden olmaktadır.
- Yapılan hesaplamalar sonucunda, dayanaklar eşit aralıklarla yerleştirildiğinde dayanak sayısı ile kantilever boyu arasında bir bağlantı olduğu görülmüştür.
- Sonuç olarak, ark şeklindeki implant üzeri protetik tasarımlarda maksimum kantilever miktarı, sistemin ön arka uzunluğunun maksimum 2 katı olabilir.
- Yukarıdaki sonucu etkileyen diğer bir faktör de implant dayanaklarının alveol içerisindeki derinliğidir. Dayanak derinliği 1/3 azaldığında kantileverde 1/2 oranında kısaltma yapmak gerekir.
- Ark şeklindeki implant üstü protetik sistemlere horizontal kuvvetin etkisi çok düşüktür.

Kantilever tasarımlarda etkileyecek faktörleri tam olarak sıralayacak olursak (36):

- Dayanak sayısı
- Dayanak ölçüleri (alveoldeki uzunluğu-genişliği)
- Kantilever tasarımın yapılacağı çene ve kemik yoğunluğu
- İşlevsel yüzey alanı ve morfolojisi (oklüzal alan)
- Kantilever tasarımına etki eden kuvvetin miktarı, yönü ve sürekliliği
- Bireyin yaşı, cinsiyeti
- Arkın şekli

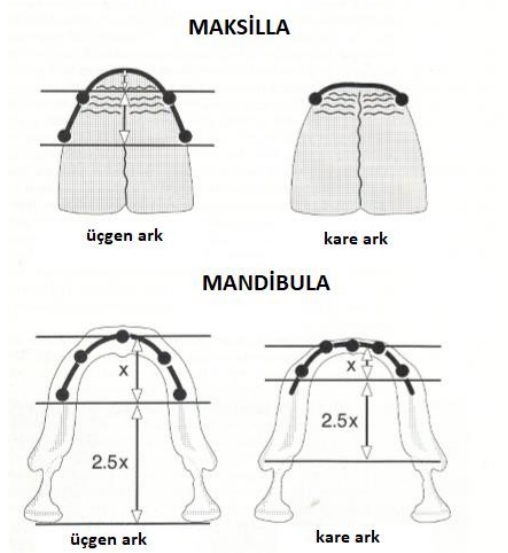
Üst çenenin kavis formu dişsiz premaksillanın tedavi planını etkilemektedir. Maksillanın tipik 3 kavis formu, kare, oval veya üçgen şeklindedir. Estetik sebebiyle, dental kavis formu dişsiz alveol kret formuyla aynı olmayabilir. Kare şeklinde bir alveol kretinde oluşturulacak diş kavis oval olabilir. İmplantların sayısı ve pozisyonu da dişsiz kretin şekli ile ilgili değil, son dentisyonun kavis formu ile ilgilidir (9).

Üçgen ark formlarının, artmış ön kaldırma kolunun sebep olduğu artmış lateral yük ve kuvvet momentine karşı koyabilmek için daha fazla uzunluk ve sayıda ek implantlarla desteklenmesi gerekir (39).

Tablo 1: Dişsiz Premaksilla için Tedavi Planlaması

Kavis Formu	İmplant Sayısı	İmplant Pozisyonu
Kare	2	Kaninler
Oval	3	2 Kanin ve 1 Kesici
Üçgen	4	2 Kanin ve 2 Kesici

Posteriordaki implantların ortasından çizilmiş bir çizgi ile öndeki implantların önünden çizilmiş diğer çizgi ile arasındaki mesafe kantilever genişliği için kılavuz görevi görür. Ön kantilever genişliği maksilladaki bu ön arka mesafeden geniş olmamalıdır, mandibulada ise bu ön arka genişliğin 1,5 katı maksimum 2,5 katı olabilir (39).



Şekil 35: Maksilla ve mandibulanın ark şekillerine göre kantilever uzunlukları

Bu koşullarda kare bir ark formu üçgen ark formuna göre daha kötü bir prognoz sağlar. Üçgen ark formunda ön bölgedeki implantlar distal kantilever kaynaklı kuvvetleri dengeleyebilir (39).

2.6.3.Oklüzal Genişlik

Geniş oklüzal tabla herhangi bir telafi edici oklüzal yük için moment kolunu artırmaktadır. Fasiyolingual tipping (rotasyon), oklüzal tabla daraltılarak veya okluzyon daha sentrik temaslar sağlanacak şekilde ayarlanarak azaltılabilir. Özet olarak, moment yükleri ile zararlı ve yıkıcı siklus gelişebilir ve bu durum krestal kemik kaybı ile sonuçlanabilir (9).

Krestal kemik kaybı geliştiğinde oklüzal yükseklik otomatik olarak artmaktadır. Artmış oklüzal yükseklikte artmış moment kolu, fasiyolingual mikrorotasyon moment kolu, sallantı artmakta ve daha fazla krestal kemik kaybı oluşmaktadır (9).

Kemik, yoğunluk ve güç olarak artmadığından; biyomekanik çevre düzeltilmezse, siklus implantın kaybına kadar sarmal hareket şeklinde devam eder (9).

Kurunun oklüzal tablasının genişliği, kasp yüksekliği, kasp eğimi, aşırı temas gibi oklüzal şemanın anatomik özellikleri yanı sıra dayanağın yüksekliği ve oklüzal düzleme göre

implantın açılanması gibi faktörler implant üzerinde oluşan moment miktarını etkiler. İmplant destekli protezlerde, implantlara ve destekleyen kemiğe gelen oblik kuvvetleri azaltmak için okluzal temasın santral fossada yer alması, kasp eğimlerinin azaltılması, okluzal tablanın boyutunun azaltılması ve okluzal oluklar yerine 1.5mm yatay fossalar yaparak modifiye okluzal anatomi yapılması önerilmektedir (40).

Ayrıca posterior bölgede daha geniş çaplı implant kullanımı ve lateral hareketlerdeki kontakların elimine edilmesi oklüzale gelen kuvvetlerin kemiğe daha homojen bir şekilde aktarılmasına yardımcı olacaktır (31).

2.7.Kemik yoğunluğu

İmplantı çevreleyen kemik dokusunun yoğunluğu; implant seçiminde, tedavi planlamasında, cerrahi yaklaşımda, iyileşme sürecinde ve yükleme aşamasında önemli bir faktördür. Osseointegrasyonun oluşabilmesi için de yeterli kemik yoğunluğu ve kemik hacmi olmalıdır (41).

Yüksek yoğunluktaki kemikte, krestal bölgede daha az miktarda gerilim oluşmakta ve küçük bir alanda etkisini göstermektedirler. Aşırı oklüzal kuvvetler karşısında oluşabilecek rezorpsiyon krestal bölgeyle sınırlı kalmaktadır. Düşük yoğunluktaki kemikte ise krestal bölgede oluşan gerilimlerin şiddeti artmakta ve implantın apikaline doğru daha geniş bir alanı etkilemektedir. Bununla birlikte oluşabilecek rezorpsiyon, implantın apikaline kadar uzanabilecektir (42).

Kemik yoğunluğunun implant başarısı üzerine etkisi uzun yıllardır incelenmektedir. Linkow ve Cherche kemik yoğunluğunu üç grupta toplamışlardır.

Sınıf I kemik yapısı: Kemik, eşit olarak dağılmış trabeküllerden oluşmaktadır.

Sınıf II kemik yapısı: Büyük oranda kansellöz kemik ile daha az düzenli kemik yapısından oluşmaktadır.

Sınıf III kemik yapısı: Her iki trabekül kemik arasında kemik iliği ile dolu geniş alan bulunmaktadır.

Araştırmacılar implant uygulamalarında Sınıf I kemiğin ideal özelliklere sahip olduğunu, Sınıf II kemikte başarılı sonuçlar alınabileceğini, Sınıf III kemikte ise başarı şansının azalabileceğini ve implant kayıplarının görülebileceğini bildirmişlerdir (43).

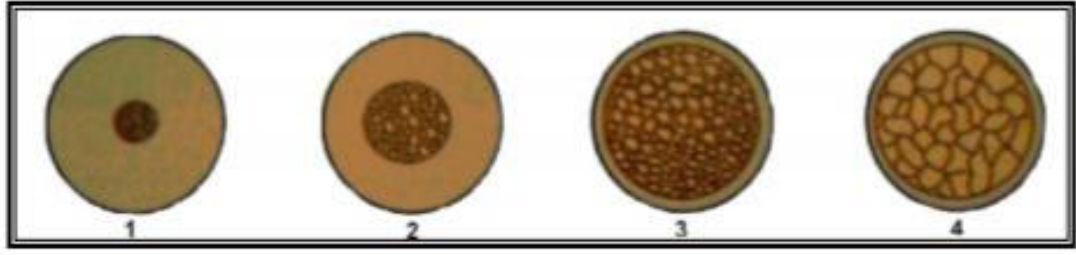
Leckholm ve Zarb ise çene kemiklerinin anterior bölgelerinde dört farklı özellikte kemik yapısı saptamışlardır;

Kalite I: Homojen kompakt kemik

Kalite II: Yoğun trabeküler kemik çevresinde kalın kompakt kemik

Kalite III: Yoğun trabeküler kemik çevresinde ince kompakt kemik

Kalite IV: Düşük yoğunluklu trabeküler kemik çevresinde ince kortikal kemik bulunmaktadır.



Şekil 6: Lekholm ve Zarb'ın sınıflaması

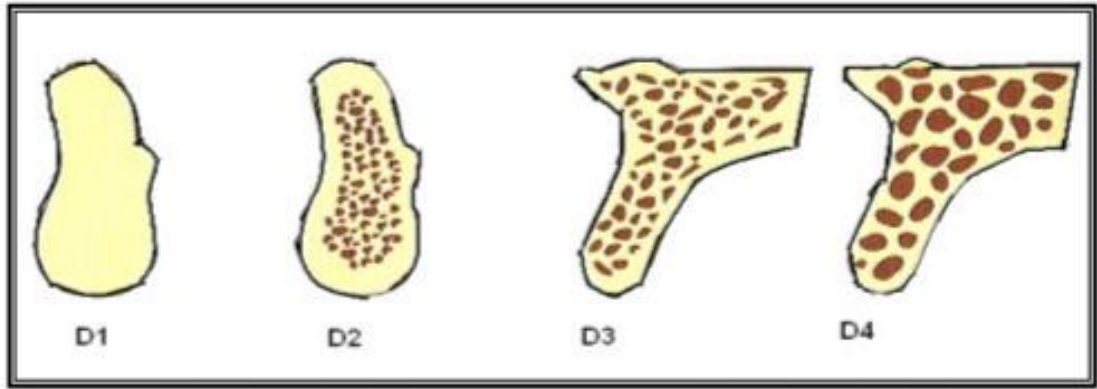
Misch trabeküler ve kortikal kemik özelliklerini göz önünde bulundurarak yaptığı sınıflamada kemik kalitesini dört gruba ayırmıştır:

D1: Yüksek oranda mineralize olmuş hemen hemen tamamı yoğun kompakt kemikten oluşmaktadır. Genellikle aşırı rezorbe dişsiz anterior mandibulada rastlanır.

D2: Kemikğin dış yüzeyinde kalın kompakt kemik varken iç yüzeyinde kalın trabeküler kemik bulunmaktadır.

D3: Kemikğin dış yüzeyinde ince poröz kompakt kemik, iç yüzeyinde ince trabeküler kemik vardır.

D4: Kemikğin neredeyse tamamı trabeküler kemikten oluşmaktadır. Kortikal kemik ya çok az miktarda ya da yoktur.



Şekil 7: Misch'in maksilla ve mandibula için kemik yoğunluğu sınıflaması

Yapılan çalışmalar mandibula ve maksillanın farklı bölgelerinde, farklı yoğunluğa sahip kemik bulunduğunu göstermektedir (44,45).

D1 tipi kemiğe üst çenede neredeyse hiçbir zaman rastlanmamaktadır. Alt çenede ise ön bölgede %6, arka bölgede %3 oranında görülmektedir. D2 tipi kemik alt çenede en çok karşılaştığımız kemik tipidir. D2 kemiğe alt çene ön bölgede %66, arka bölgede ise %50 oranında rastlanmaktadır. D3 tipi kemik özellikle maksillada görülmektedir. Anterior maksilla %65 oranında D3 tipi kemikten oluşmaktadır. D4 tipi kemik ise özellikle posterior maksillada bulunmaktadır (44,45).

Tablo 2: Maksilla ve mandibuladaki kemik tipleri bölgeye göre dağılımı

Kemik Tipi	Anterior maksilla	Posterior maksilla	Anterior mandibula	Posterior mandibula
D1	0	0	6	3
D2	25	10	66	50
D3	65	50	25	46
D4	10	40	3	1

Klinik deneyimler implant kayıplarının büyük çoğunluğunun düşük yoğunluklu, süngerimsi kemiğe sahip üst çenede olduğunu göstermiştir. Uzun süre dişsiz kalan hastalarda bu bölgede, implant yerleştirmek için yeterli kemik miktarı bulmak genellikle güçtür. Cerrahi yöntemlerle kemik miktarını ve yüksekliğini arttırarak, daha geniş destek alanı oluşturmayı hedefleyen sayısız çalışma vardır (46).

2.7.1. Kuvvetler Karşısında Kemik Cevabı

Kemik remodelasyonu karmaşık olaylardan oluşur ve bazı faktörlerden etkilenir. Bu faktörler kemikteki mekanik yükleme, hormonlar, beslenme ve sinirsel etkileşimlerdir (47).

Osseointegre implantlar ve çevreleyen kemik tekrarlayan yüklemeye karşı koyan fonksiyonel bir ünitelerdir. İmplantın yüklenmesini takiben implant çevresindeki alveol kemikte devamlı fonksiyonel adaptasyon gözlenir. Wolff yasaları olarak bilinen bu kavram kemik remodellinginin mekanik fonksiyondan etkilendiğini gösterir (47).

Mevcut alveol kemik yüksekliğinin devamı için rapor edilen fonksiyonel stres 200-700 psi arasındadır. Bu sınırı aşan stresler kemik dokusunda dejenerasyona, düşük stresler ise, kemik atrofisine neden olurlar. Kemik seviyesi, uygun implant ve protez tasarımı ile korunur (47).

3.İMLANT TASARIMI

İmplant kemik arayüzeyine gelen makaslama tipi kuvvetleri azaltacak bir implant tasarımının oluşturulması, implant uygulamalarının uzun dönem başarısında etkilidir (48).

Protezi destekleyen implantların sayısı, boyu, çapı ve çene kemiğindeki dağılımı kuvvet iletimini ve implantların etrafındaki stres dağılımını etkileyen faktörlerdendir. Protezi destekleyen implant sayısındaki artış, çiğneme kuvvetleri karşısında, implantın biomekanik özelliklerini de artırır (41).

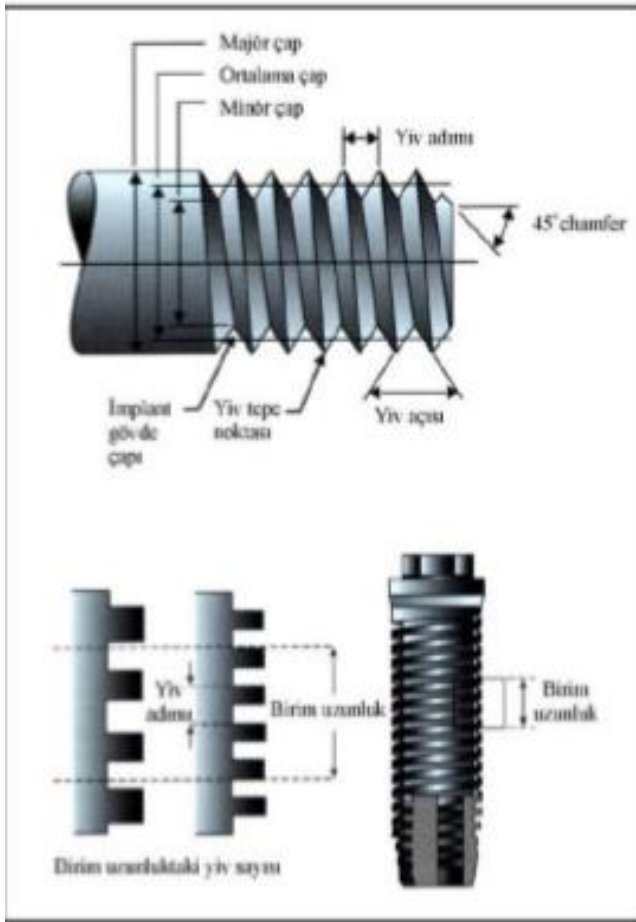
Dental implantın fonksiyonu gelen yükleri çevre biyolojik dokulara iletmektir. Asıl hedef, implant destekli protez fonksiyonunu uygun seviyeye getirmek için biyomekanik yükleri yönetmektir (9).

Biyomekanik yük yönetimi iki faktöre bağlıdır: gelen kuvvetin karakteri ve uygulanan yükün dağıldığı yüzey alanı (9).

İmplant tasarımı, primer stabilizasyon ve çiğneme kuvvetlerinin çene kemiğine iletimi ve dağılımı açısından oldukça önemlidir ve klinik başarıyı doğrudan etkilemektedir (49).

İmplant geometrisinin değişmesiyle kemiğe iletilen stres miktarının değiştiğini gösteren pek çok çalışma vardır (50,51).

Günümüzde kullanılan implantlar sıklıkla, yivli tasarıma sahip vida tipi kök formu implantlar veya yivsiz tasarımda silindirik kök formu implantlardır (52).



Şekil 8: İmplant tasarımı

Ancak vida tipi implantların yüzey alanı daha fazla, primer stabilitesi daha iyidir (53).

Yapılan çalışmalar da vida tipi implantların kuvvet dağılımı açısından silindirik implantlara göre daha olumlu sonuçlar verdiklerini göstermektedir (54).

Dental implantlar kök formlarına göre; hollow (içi boş silindir), silindir ve vida (screw) gibi isimlerle tanıtılırlar. Günümüzde en çok vida tipi implantlar tercih edilmektedir (55).

Silindir ve vida implantlar da düz, daralan (tapered), konik, ovoid yapıdadırlar. Pek çok farklı tasarımı olan implantlar yüzey alanını arttırmak, primer stabiliteyi sağlamak, yük dağılımını dengelemek gibi amaçları hedeflerler. Konik implantların, silindirik implantlara oranla marjinal kemik seviyesinin korunmasında daha başarılı olduğu gösterilmiştir (56).

Tüm bunlara ek olarak, marjinal kemik kaybını önlemek için çift yiv sistemi ile tasarlanmış ve marjinal kemikte stresi azaltmaya çalışan bazı implant dizaynları da mevcuttur (57).

Dental implantların biyomekanik beklentileri karşılayabilmesi için, minimum boy ve çap belirleme çalışmaları yapılmış ve genel olarak 3mm'den ince ve 8mm'den kısa implant sağ kalım oranlarında ciddi bir azalma görülmüştür (58).

Dental implantlar kendilerini çevreleyen biyolojik dokulara kuvvetleri aktaracak biçimde işlev görürler. Bu nedenle düz silindirik implantlara oranla yivli implantlar kuvvet dağılımlarındaki avantajları nedeniyle daha uygun tasarım olarak bildirilmiştir (30).

3.1.İmplant çapı

İmplant yüzey alanı, implant çapıyla doğrudan ilişkilidir. Geniş çaplı implantların, dar çaplılara göre kemik teması daha fazladır. İmplant çapındaki her 0,25 mm lik artış, implant yüzey alanını %5-10 oranında artırır. İmplant çapındaki artışın, boyundaki artıştan daha önemli olduğunu vurgulayan birçok çalışma mevcuttur (59).

Doğal dişlerde de daha az çiğneme kuvvetinin geldiği ön bölge dişleriyle, daha fazla çiğneme kuvvetinin geldiği arka bölge dişleri arasında yüzey alanında farklılıklar vardır. Boyları çok fazla değişmese de arka bölgeye doğru gittikçe çap ve kök sayısındaki artışla doğal dişlerin yüzey alanları üç katına kadar çıkabilmektedir. Ancak implantlardaki çap artışıyla en fazla %50 oranında yüzey alanı artışı sağlanabilmektedir. Bu nedenle stres dağılımı açısından implant sayısının artırılması da önemli faktörlerden biridir (41).

Stres dağılımları, yiv geometrisi, yiv derinliğinden, yiv adımı, implant uzunluğundan, implant çapından, implant boyun tasarımı ve implantın yerleştirme açısından etkilenir (50).

İmplantın çevresinde ortaya çıkan gerilmelerin en çok krestal kemikte görülmesi nedeniyle çap, uzunluğa göre krestal bölgedeki gerilmelerin azaltılması açısından daha etkili bir faktördür (39).

Ivanoff ve arkadaşlarının yaptıkları klinik çalışma sonucunda implantların posterior maksilladaki idame başarısı 4 mm çapındaki implantların oranı %100, 3.75 mm çapındaki implantların ise %95 olarak bulunmuştur (60).

İmplantların çapında yapılacak 0,25 mm'lik bir artış yüzey alanının %5-10 oranında artmasına neden olmaktadır. Çapın 0,5 mm artması ise yüzey alanında %10-15'lik bir artışa sebep olmaktadır. Bu nedenle anatomik şartlar elverişli olduğu sürece geniş çaplı implant kullanımı, tedavi başarısını olumlu yönde etkileyecek önemli faktörlerden biridir (41).

Jae-Hoon Lee ve ark.'nın yaptıkları bir derlemede ideal implant çapının maksimum stabiliteyi sağlayabilmek için alveoler krette, bukkal ve lingual kortikal tabakaya en yakın temasta olacak şekilde seçilen implant çapı ile sağlanabileceğini savunmuşlardır (49).

Diğer bir çalışmada ise implant çapının özellikle 5 mm'den fazla olduğu durumlarda implant yuvasının hazırlanması sırasında kemiğin fazla ısındığı ve implant kemik ara yüzeyinde kısa dönemde başarısızlık olabileceği bildirilmiştir (61).

İmplantın çapının seçiminde tutunma yüzeyi restore edilecek dişin kök yüzeyi referans alınarak belirlenir. Yapılan çalışmaları temel alarak ortalama bir kök yüzeyi miktarı belirlenmiştir. Dişlerin mesiodistal çapı ve kök boyunu çarparak yüzey alanları kaba bir hesaplamayla aşağıdaki tabloda gösterilmiştir (62).

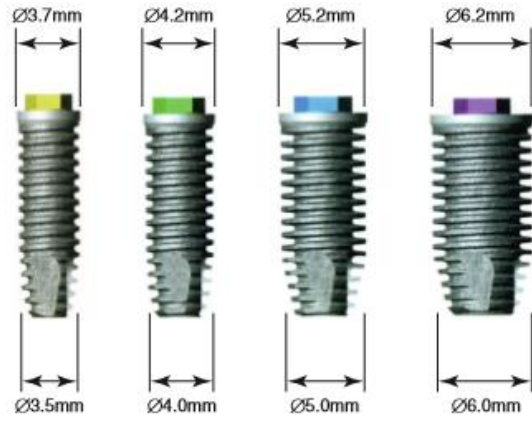
Tablo 3: Ortalama kök yüzeyi miktarları (kök boyu* mesiodistal servikal çap; mm²)

Diş	Üst dişlerin ortalama yüzey alanı	Alt dişlerin ortalama yüzey alanı
Santral	237	132
Lateral	180	152
Kanin	283	250
1.küçükazı	191	207
2.küçükazı	233	217
1.büyükazı	311	352
2.büyükazı	274	328

Üreticiler de yapılacak protetik restorasyonlarla uyum sağlayabilecek değişik çaplarda implantlar piyasaya sürmüşlerdir (62).

Tablo 4: İmplantların ortalama yüzey alanları (uzunluk* implant çapı)

İmplant çapı (mm)	İmplant uzunluğu (mm)	İmplant yüzeyi (mm ²)
3.75	10	157
3.75	13	210
5.0	10	194
5.0	13	257
6.0	10	243
6.0	13	323



Şekil 9: İmplant çapları

İdeal olarak herhangi bir dişsizliğin tedavisinde kaybedilen kök sayısı kadar standart implant yerleştirilmesi önerilirken mevcut mesiodistal mesafe ve anatomik oluşumlar genellikle buna imkân vermez. Tam dişsiz ağızlarda yerleştirilecek implant sayısı ve tipi, rezidüel kemik hacmi ve yapılacak protezin türüne göre belirlenirken kısmi dişsiz hastalarda mesio-distal mesafenin uzunluğuna göre belirlenir (62).

Tablo 5: Mesiodistal mesafeye göre implant çapları

Mesio-distal mesafe	İmplant çapı
7 mm	4 mm çaplı implant
8-12 mm	5 mm çaplı implant
12-14 mm	2 adet 3.5 mm çaplı implant
14 mm	2 adet 4 mm çaplı implant
15 mm	1 adet 4 mm, 1 adet 5 mm çaplı implant
16 mm	2 adet 5mm çaplı implant

Geniş implantların protetik avantajları:

-Daha geniş dişlerin çıkış profilini geliştirir.

-Ağız hijyeni ve periodontal problemi kolaylaştırır.

-İmplant gövde kırığı riskini en aza indirir.

-Abutman vida gevşemesini azaltır.

Geniş implantların dezavantajları:

-Artan başarısızlık oranı

-Kemik travması-delme sırası

-Bitişik dişe çok yakın; zayıf interproksimal estetik

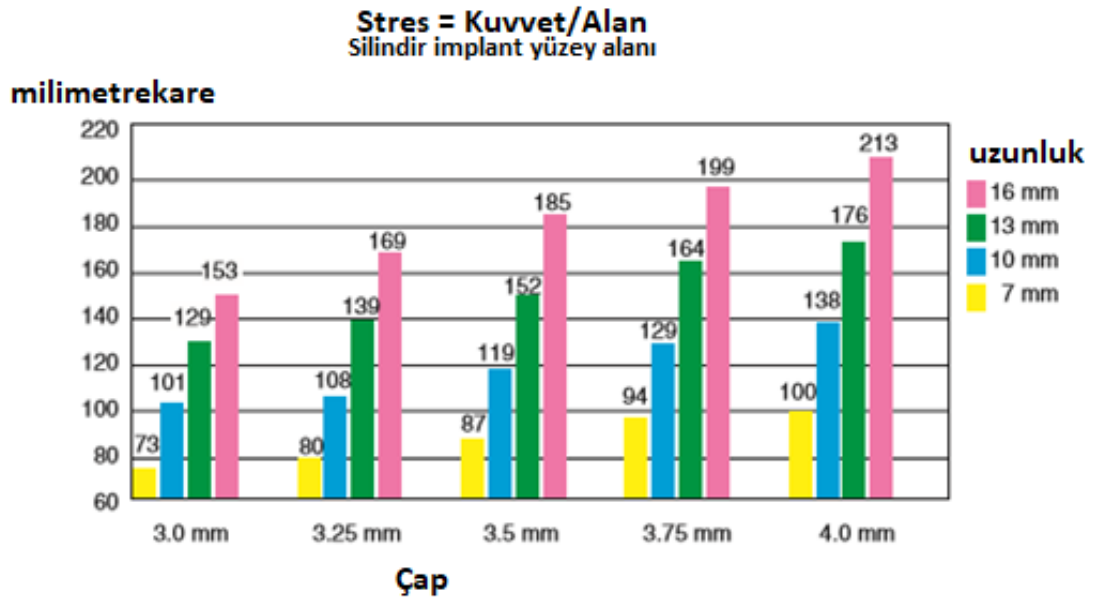
-Yüz kemik kalınlığının azalması kemik kaybına ve cep derinliklerinde veya girintilerde artışa neden olabilir.

-Stres örtme

Fonksiyonda ideal implant çapları:

- Mandibular kesici dişler ve maksiller lateral kesici dişler: 3–3,5 mm çap
- Maksiller merkezler, maksiller ve mandibular köpekler ve küçük azı dişleri: 4 mm çaplı
- Azı dişleri: 5–6 mm çap

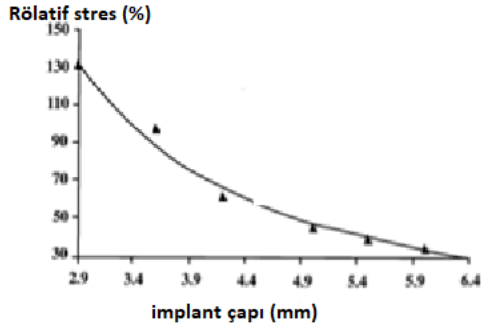
4 mm çaplı kök formu implantlar 3 mm'lik kök formu implantlara göre %33 daha fazla yüzey alanına sahiptir. Bu doğal dentisyonda azı dişlerin keser dişlerden daha büyük yükleri kompanse edebilmesi ile açıklanabilir (9).



Şekil 10: İmplant çapı ile yüzey alanı arasındaki ilişki

Arka bölgede yapılan restorasyonlarda ise genellikle implant çapı, kron restorasyonunun çapından dar olmaktadır. Bu nedenle kuvvet kolu büyümekte ve implantlar daha fazla kuvvete maruz kalmaktadırlar. İmplantların çiğneme kuvvetlerinden daha az etkilenmesi için oklüzal tablanın daraltılması ve tüberkül yüksekliği eğiminin azaltılması gerektiği bildirilmektedir (63).

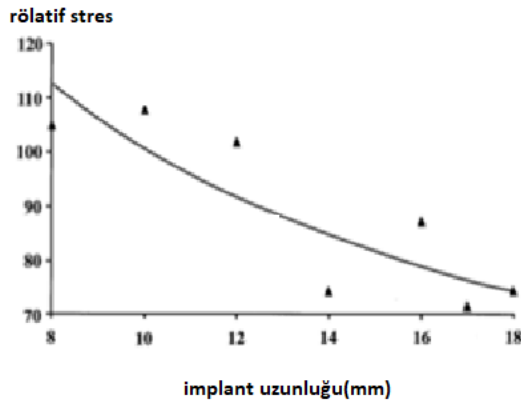
Himmlova ve Dostalova, stres dağılımında implantın boy ve çapının etkisinin karşılaştırılmasını esas alan bir simülasyon çalışması yapmıştır. Bunun için mandibulanın 3 boyutlu grafikleri modele edilerek molar bölgesine değişik boy ve çaptaki silindirik implantlar vertikal olarak yerleştirilmiştir. Yükleme sonrası kemik soketindeki stres dağılımı ortalama çiğneme kuvvetiyle yükleme yapılarak sonlu elemanlar analiziyle hesaplanmıştır. Uzunluğun etkisini belirlemek amacıyla, 3,6 mm çapında ve 8-10-12-14-16-17-18 mm uzunluklarındaki implantlar kullanılmıştır. Çapın etkisi; 12 mm uzunluğunda 2,9-3,6-4,2-5,0-6,0 ve 6,5 mm çaplarındaki implantlarla modele edilmiştir. Aynı boy, farklı çaptaki implantlarda yapılan kıyaslamada belirgin farklılıklar bulunmuş, implant çapına bağlı olarak stresin rölatif değiştiği ve çap arttıkça stresin bir eğri çizerek azaldığı görülmüştür (64).



Şekil 11: İmplant çapı(mm) ve stres eğrisi

4,2 mm çapındaki implantın kemik soketinde oluşan stres 3,6 mm çapındaki referans implanttan %31,5 daha az bulunmuştur. 5 mm çapında implant kullanımıyla stresin %16,4 daha da azalarak düştüğü gözlenmiştir. 6,5 mm çapında implant kullanımıyla %60 oranında stresin azaldığı görülmüştür (64).

3,6 mm çapında ve farklı uzunluklarda hazırlanan implantlarda ise çapa göre uzunluğun daha az etkili olduğunu göstermiştir. 8 mm ve 17 mm uzunluğundaki implantlarda maksimum etki alanları arasında küçük bir fark olup değerler çok dar bir aralıkta değişmiştir (64).



Şekil 12: İmplant boyu (mm) ve stres eğrisi

17 mm uzunluğundaki implantın çevresindeki kemikte oluşan stres 12 mm'ye göre %22,9 oranında daha düşük bulunmuştur. 8 ve 17 mm arasındaki fark ise sadece %7,3 olarak bulunmuştur (64).

3.2.İmplant uzunluğu

İmplant uzunluğu; implant platformu ve implant apeksi arasındaki mesafe olarak tanımlanır (49).

İmplant uzunluğu ile başarı oranı arasında doğrusal bir ilişki kanıtlanamasa da çalışmalar kısa implantların istatistiksel olarak daha düşük başarı oranına sahip olduğunu göstermektedir (65).

Chun ve arkadaşları ise iki boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemiyle implantın boyu ve stres dağılımı arasındaki ilişkiyi inceledikleri çalışmalarının sonucunda; kemiğe iletilen stresin implant uzunluğundaki artışla azaldığını fakat implant uzunluğunun 10 mm' yi geçtiği durumda stresteeki azalmanın önemsiz derecelerde olduğunu göstermişlerdir (50).

Sonuçlar değerlendirildiğinde implant uzunluğunun, başarı oranını ancak bir noktaya kadar arttırdığı, implant çapının ve yerleştirildiği kemiğin kalitesinin implant başarısında daha etkili faktörler olduğu belirtilmektedir (49).

Uzun dönemli klinik çalışmalarda implant başarısında implant boyunun ve kemik kalitesinin çok etkili olduğu görülmüştür. Kısa implantlarda ve düşük kemik yoğunluğuna sahip maksiller anterior bölgede daha yüksek oranda başarısızlık tespit edilmiştir (66).

İmplant uzunluğunun mümkün olduğu kadar uzun tutulması implant başarı oranının arttırdığı bilinmektedir. Bu ise artan yaşlı nüfus, kazalar, doğuştan gelen kemikteki yetersizlikler ve ağzın pek çok bölgesinde anatomik kısıtlamalar nedeniyle yapılamamaktadır. Gerek anatomik kısıtlamalar gerekse cerrahi risklerin artışı araştırmacıları mümkün olan en kısa implantın tasarlanmasına ve üretilmesine yöneltmiştir (5).

Uzun implantlar, lateral yük altında daha büyük stabilite sağlamak için önerilirler. Fakat artan uzunluğun, gerçek boyutun dışına çıktığı zaman kuvvet transferini orantılı olarak azaltamayacağı görülmüştür. Sonlu eleman analizi, aşırı yük altında fonksiyonel yüzey alanına ait implant uzunluğunun etkisini araştırmak için kullanılır. Her implant 10 mm uzunluk kemik seviyesinin üzerindedir ve üstten 50 N lateral kuvvet uygulanır. Bu yükleme için maksimum stres oranı, gömülen uzunluğun oranına karşı çizilmiştir. En yoğun stresler 5 mm uzunluğundaki implant modelde tamamen dağılamaz, implantın apeksinde maksimum stresin hala %30'u bulunmaktadır. Bu nedenle 5 mm implant model, lateral kuvvetlere karşı yeterli uzunlukta değildir. Maksimum stresin %80'i, 10 mm implant modelde gömülen uzunluğun %95'inde dağılmıştır. 15 mm ve 20 mm için, maksimum stresin %80'i gömülen uzunluğun %90'ında dağılmıştır. 30 mm için maksimum stresin %80'i gömülen uzunluğun %70'inde dağılmıştır. Tüm implant uzunluklarında stres krestal bölgede yoğunlaşmıştır. En yüksek stresler, implant uzunluğundan bağımsız olarak krestal kemik bölgesinde gözlemlenir. Bu biyomekanik analiz, daha uzun implantların gerekli olmadığını destekler. Onun yerine genişlik ve tasarıma göre, her kemik yoğunluğu için minimum implant uzunluğu mevcuttur. Daha yumuşak kemik, daha uzun implantı önerir (64).

Holmgren ve ark. yaptıkları bir çalışmada implant boyunun, implant şeklinin, kemik kalitesinin; kemik ve implanta gelen strese etkisini araştırmışlar ve şu sonuçları ortaya koymuşlardır (67).

-Aksiyel kuvvetler altında, düşük yoğunluktaki kemik modelinde; vida şeklindeki implantlarda silindirik tipine oranla daha fazla stres görülmüştür, aynı şekilde uzun implantlarda da kısa olanlara oranla daha az stres oluşmuştur.

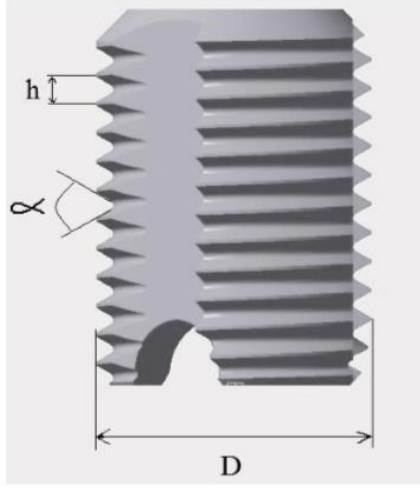
-Bukko-lingual kuvvetler altında oluşan gerilmede kemik yoğunluğunun önemi ortaya konmuştur.

-İmplant boyu ve şeklinin özellikle düşük yoğunluktaki kemiğe gelen stres ve zorlamadaki etkisi belirtilmiştir. Düşük yoğunluktaki kemik için uzun ve vida tipi implantlar daha uygun bulunmuştur (67).

3.3. Yiv geometrisi

Yivler, başlangıç temasını maksimuma çıkarmak, yüzey alanını geliştirmek ve kemik-implant ara yüzeyinde stres dağılımını kolaylaştırmak için tasarlanırlar (68).

İmplantın birim uzunluğu başına düşen fonksiyonel yüzey alanı, yiv eğimi, yiv şekli ve yiv derinliği olan 3 yiv geometri parametresini değiştirerek modifiye edilebilir.

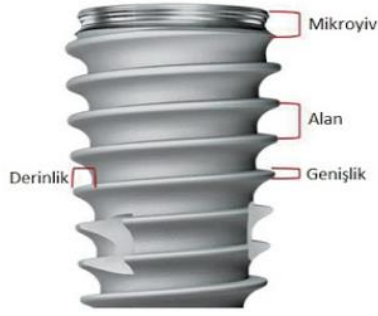


Şekil 13: Yiv adımı(h), yiv açısı(alfa), implant çapı(D)

Yiv aralığı ya da yiv adımı (h) komşu yiv formları arasında akslara paralel ölçülen mesafe veya aynı aksiyel düzlemde ve aksın aynı yüzünde uzunluk başına yiv sayısı olarak tanımlanır. Daha küçük yivler, verilen üye uzunluğu için implant gövdesinde daha çok yivler ve bu nedenle implant gövdesi uzunluğu başına daha fazla yüzey alanı demektir. Diğer bir deyişle, yivler arasında mesafenin azalması, uzunluk başına yiv sayısını artırır. Günümüzde implant tasarımları farklı yiv eğimlerine sahiptir. Örneğin yivler arasındaki mesafe Strauman implantları için 1.5 mm, SteriOss için 0.8 mm, Nobel Biocare- Zimmer ve LifeCore için 0.6 mm ve BioHorizons dental implantları için 0.4 mm'dir. Bunun gibi bu implantların her biri, uzunluk başına farklı yiv sayıları içerir; en fazla yiv sayısı BioHorizons için, en az yiv sayısı Strauman içindir. Eğer tüm faktörler aynıysa, en fazla yiv sayısı en fazla yüzey alanı demektir (69).

Yiv tasarımı; fonksiyonel kuvvetlerin kemik dokusuna iletilmesinde biyomekanik açıdan önemli bir yere sahiptir. (70)

Yivler; kemik temasını ve primer stabiliteyi arttırmak, implant yüzey alanını genişletmek ve implant kemik arayüzündeki streslerin dağılmasını sağlamak amacıyla kullanılmaktadır. Kemik dokusu; mekanik fiksasyon sağlayan vida yivlerine doğru büyüme gösterir. Böylece diğer implant tiplerine göre daha iyi primer stabilizasyon sağlanır. Yivlerin derinliği, kalınlığı, alanları, yüzey ve girinti açıları fonksiyonel yiv yüzeyini belirleyen parametrelerdir. V şeklinde, kare, tersine ayak (reverse butterss), ikili veya üçlü yivler, yiv çeşitlerindendir (71).



Şekil 14: Yiv alan, derinlik ve genişliği



Şekil 15: Yiv çeşitleri

Aynı vida adımı ve derinliğine sahip üç implant yiv formunun hayvan deneyiyle karşılaştırıldığı bir çalışmada ise iyileşme sonrası geri çıkarma tork değerinin, kare yiv formu implantlarda en yüksek olduğu görülmüştür (70).

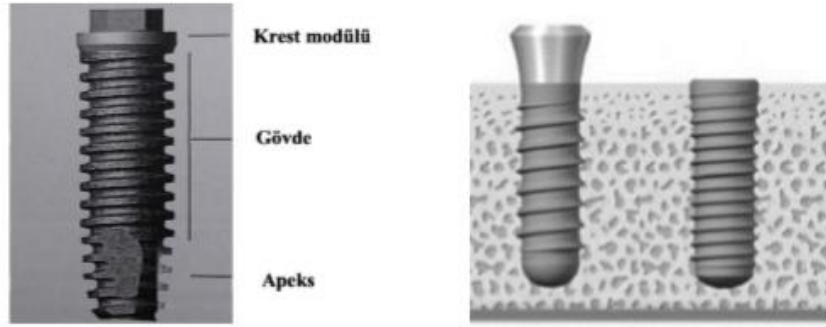
Değişik yiv tasarımlarının implantı çevreleyen kemikte yarattığı stresin sonlu elemanlar analizi yöntemi ile değerlendirildiği çalışmada kare şeklinde yivlere sahip implantların stres dağılımında daha homojen sonuçlar gösterdikleri belirtilmiştir. (50)



Şekil 16: İmplant yivleri

Yiv sıklığı; birim uzunluktaki yiv sayısıdır. Yiv derinliği ise; implantın en geniş çapı ile gövdesi arasındaki mesafedir. Yiv sıklığının veya derinliğini artmasıyla implantın yüzey alanı da artacaktır. Ancak yiv sıklığı ve derinliğinin artması özellikle tip I kemiklerde cerrahi uygulamayı zorlaştırabilir. (41)

Yiv aralıkları birçok firmada farklı olmakla birlikte, bazı implantlarda boyun bölgesi yiv aralığı ile implant gövdesi yiv aralıkları da farklıdır. Bu sistemlerde amaç boyun bölgesinde daha az stres oluşumunun istenmesi ve daha fazla implant-kemik yüzeyi oluşturarak daha güçlü bir osteointegrasyon olarak bildirilmiştir. (57)



Şekil 17: İmplantın gövde bölümleri/Doku seviyesi (sol taraf) ve kemik seviyesi (sağ taraf) implant

İmplantların apikal yapısında osseointegrasyondan sonra implantın dönmesine engel olacak “hollow” olarak isimlendirilen boşluk yapılar veya “screw vent” olarak isimlendirilen yivlerin çıkarılmasıyla oluşturulan açılı bölgeler kullanılmaktadır. Ancak yapılan çalışmalarda apikal bölgedeki hollow isimli boşluğun çoğu zaman kemik ile dolmadığını hatta bazı durumlarda başlayan enfeksiyonun apikal bölgede bu alana tutulum oluşturması nedeniyle başarısızlığa neden olduğu ve biyomekanik olarak implant yapısını zayıflattığı görülmüştür. Bu yüzden hollow yerini, screw vent denilen yivsiz açılı girintili bölgelere bırakmıştır. İmplantların apeksi künt veya solid vida tarzında olabilir. Künt uçlu implantlar sinüs, mandibular kanal gibi anatomik oluşumlara yakın olan bölgelerde sınırlı tecrübe ve imkana sahip olan hekimlere önemli avantajlar sağlar (72).



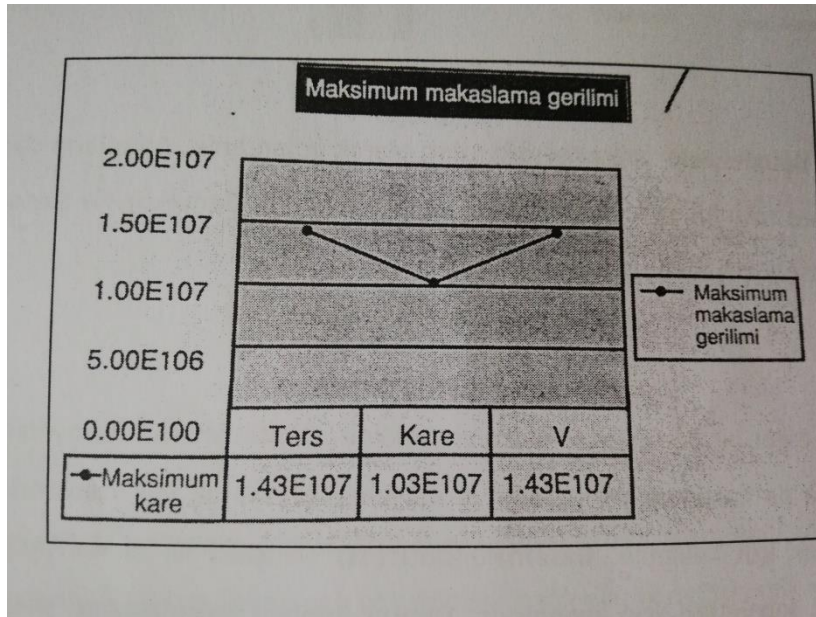
Şekil 18: Hollow implant (sol taraf), vent implant (sağ taraf)

İmplantların gövde yapısı silindirik, açılı veya basamaklı formda olabilir. Gövde dizaynındaki farklılıklar hem implant kemik kontakını hem de stres dağılımını etkiler ancak gövde dizaynındaki farklılıkların stres yapısını nasıl etkilediği ile ilgili yeterli çalışma bulunmamaktadır. Yapılan iki boyutlu sonlu elemanlar analizinde basamaklı implantların stres dağılımı için daha uygun olduğu görülmüştür, ancak bu çalışmalarda kullanılan modellerin 2 boyutlu olması ve gövde tasarımlarındaki diğer parametrelerin standardize edilmemiş olması çalışmaların sorgulanabilmesine neden olmaktadır (73).



Şekil 19: Silindirik (sol), Açılı (orta), Basamaklı implant tasarımları (sağ)

Kim ve ark. yaptıkları 3 boyutlu sonlu eleman analizinde V şeklinde, ters basamaklı ve kare yivli aynı sayıda ve derinlikte yivlere sahip implantları değerlendirmiştir. V şekli ve ters basamak aynı değerlere sahip bulunmuştur. Kare şekil yive sahip implantlarda makaslama ve kompresif kuvvetler karşısında daha az stres oluşumu gözlenmiştir. Böylelikle, yiv şekli fonksiyonel yük durumunu değiştirebilir ve kemiğe iletilen kuvvet tipini etkileyebilir (31).



Şekil 20: İmplant şekli ve makaslama gerilimi arasındaki ilişki

Araştırmacılar keskin kenarlı yivlerin kemik-implant ara yüzünde yarattığı gerilim miktarının yuvarlak kenarlı yivlerin yarattığı miktara oranla oldukça yüksek olduğunu bildirmişlerdir (31).

4. İmplant sayısı

Doğal dişlerde de daha az çiğneme kuvvetinin geldiği ön bölge dişleriyle, daha fazla çiğneme kuvvetinin geldiği arka bölge dişleri arasında yüzey alanında farklılıklar vardır. Boyları çok fazla değişmese de arka bölgeye doğru gittikçe çap ve kök sayısındaki artışla doğal dişlerin yüzey alanları üç katına kadar çıkabilmektedir. Ancak implantlardaki çap artışıyla en fazla %50 oranında yüzey alanı artışı sağlanabilmektedir. Bu nedenle stres dağılımı açısından implant sayısının artırılması da önemli faktörlerden biridir (1).

Protezi destekleyen implant sayısındaki artış, çiğneme kuvvetleri karşısında, implantın biyomekanik özelliklerini de artırır. Genel kanı; dişsiz alt çenede, en az 4'ü mental foraminaller arasında olacak şekilde 5 ile 9 arasında implant yerleştirmektir. Dişsiz üst çenede ise düşük kemik yoğunluğu ve premaksillanın kötü biyomekanik özelliklerini kompanse etmek için en az

3'ü kanin kanin arası bölgede olacak şekilde, 7 ile 10 arasında implant yerleştirilmelidir. Çiğneme kuvvetlerinin fazla olduğu durumlarda, genç bireylerde, bruksizmi olan hastalarda, kuron boyunun yüksek olduğu durumlarda mümkünse kaybedilen her kök için bir implant yerleştirilmelidir (1).

Duyck ve arkadaşları tam dişsiz alt ve üst çenede 3,4,5 veya 6 adet implant tarafından desteklenen sabit protezlerdeki stres dağılımını inceledikleri çalışmalarında, protezi destekleyen implant sayısı azaldıkça oluşan stresin arttığını belirtmektedirler. Beş diş eksikliğinin incelendiği çalışmalarda, protezin üç implantla desteklenmesinin, iki implantla desteklenmesine göre stresi iki kat oranında azalttığı belirtilmektedir (74,40).

İmplant sayısına bir reçete veya formülle karar verilmez. Her bir hasta için implant sayısını belirlemede göz önüne alınması gereken faktörler vardır. Bunlar;

- Kemiğin kalitesi
- Restorasyonun üzerine gelmesi beklenen kuvvetler
- Dental ark formu ile rezidüel kret biçiminin birbiriyle olan ilişkisidir (75).

Her arkta 10–13 implant yerleştirilip birbirine splintlendiği zaman elde edilen başarı oranı %97 den fazla olabilmektedir. İmplant sayısının artması aynı zamanda restorasyonun tutuculuğunun artmasını ve pontik sayısının azalmasını sağlayacaktır. Retansiyonun artması, protezin parsiyel olarak desimante olmasını önleyerek implantların iyileşme sırasında aşırı yüklenmesini engelleyecektir. Pontik sayısının azalması da geçici protezlerde kırık oluşması riskini azaltarak implantların iyileşme sırasında aşırı yüklenmesini önleyecektir. Bunun birlikte üst çenede kemik yoğunluğu daha az olduğundan ve implant üzerine gelen horizontal kuvvetler daha fazla olduğundan alt çeneye oranla daha fazla implant kullanılması önerilmektedir (31).

5.İmplant yüzey kaplamaları

Bagno ve arkadaşları diş implantlarının yüzey pürüzlülüklerini arttırmak ve osseointegrasyonu geliştirmek amacıyla uygulanan metodları fiziksel, kimyasal ve biyokimyasal metodlar olarak üçe ayırmışlardır (76).

Fiziksel Metodlar; Mekanik kuvvetlerle yüzeyin şekillendirildiği metodlardır. En çok kullanılanlar tornalama (turning), kesme (cutting), titanyum plazma sprej (TPS), kumlama (blasting) ve cilalamadır (polishing) (76).

Kimyasal Metodlar; Titanyumun yüzeyinde değişiklikler yapmak için uygulanan metodlardır. Asitle Pürüzlendirme (Etching); HCl, H₂SO₄, HNO₃ ve HF gibi güçlü asitlerin titanyum yüzeyine uygulanması ile yapılan ve sıkça kullanılan bir pürüzlendirme yöntemidir. Asitleme ile implant yüzeyinde 1,5-2 µm çapında mikro çukurcuklar oluşmaktadır. Asit uygulaması yapılan yüzeyde, osseointegrasyonun hızlandığını bildiren çalışmalar mevcuttur (77).

Anodizasyon ile Pürüzlendirme; H₂SO₄, H₃PO₄, HNO₃, HF gibi güçlü asitler içerisinde, yüksek yoğunlukta (200 A/m²) veya potansiyelde (100 V) potansiyostatik veya galvanostatik anodizasyon sonucu, titanyumun yüzeyinde mikro veya nano poröz yüzeyler elde edilebilmektedir. Anodizasyonun sonucunda titanyum yüzeyindeki oksit tabaka 600-1000 nm veya daha kalın olmaktadır (78).

Biyokimyasal Metodlar(İmplantların Flour ile Modifikasyonu); Titanyumun korozyon direnci büyük oranda yerleştirildiği bölgedeki pH ve flor konsantrasyonuna bağlıdır. Asidik bir bölgede flor iyonları HF oluşturarak, titanyum yüzeyindeki pasif film tabakasının yıkımına yol açabilirler. Florun aslında titanyum için tehlikeli olan bu özelliklerinin yanında titanyum, flor iyonlarına çok tepkilidir ve hemen çözünebilen TiF₄ oluşturur. Titanyum, bu şekilde flor ile

modifiye edildiği zaman hem yüzey pürüzlülüğüne hem de florun osseointegrasyonu hızlandırıcı etkisine sahip olmaktadır (78).

İmplantların Kalsiyum Fosfat ile Kaplanması; Diş implantlarının kalsiyum fosfat ile kaplanması, implant yüzeyinde sıkça uygulanan biyokimyasal modifikasyonlardan biridir. Cooper ve arkadaşlarına göre, kalsiyum fosfat ile kaplamanın kemik iyileşmesine katkısı; proteinlerin ve büyüme faktörlerinin absorpsiyonunda artışa neden olması, osseokondüksiyonu hızlandırması ve doğal kemik benzeri matriks birikimi özelliklerinden dolayı olmaktadır (79).

Rijid implant-kemik bağlantısının oluşturulması için mikroskobik yüzey özellikleri büyük önem taşır. İmplant yüzeyleri, yeni kemik oluşumunu artıracak ve implant yüzeyine etkiyen istenmeyen kuvvetleri azaltacak şekilde tasarlanır (31).

Deneyisel çalışmalar, implant yüzey pürüzlülüğünün implant-kemik desteğini etkilediğini göstermiştir. İmplant yüzeyinin implanttan kemiğe stres aktarımını etkilediği düşünülmektedir. Klinik implantların yüzey özellikleriyle ilgili çok sayıda çalışma yapılmıştır. Bu çalışmaların büyük çoğunluğunda, pürüzlü yüzeyli implantların düz yüzeyli olanlara kıyasla daha yüksek tutuculuk sağladığı gösterilmiştir (80).

Yüzey kaplamalı dental implantların avantajları olmasına rağmen bazı dezavantajlarının bulunması nedeniyle biyolojik olarak uyumlulukları tartışılmaya devam etmektedir. Kaplamaların dezavantajları aşağıdaki şekilde sıralayabiliriz;

- Yerleştirme sırasında dökülme, çatlama, sıyrılma
- Kemik üzerinde artmış plak retansiyonu
- Enfeksiyon için bakterilerin tutunma ve üremeleri için yuva ortamı
- Başarısız implant tedavisi komplikasyonu
- Artmış fiyat (31).

Yüzey kaplaması, kullanılan materyalin kimyasal kompozisyonuna veya uygulanan metoda göre poröz veya yoğun olabilir. Amaç, kaplama ile metal yüzeyi arasında, fonksiyonel yüklenmeye karşı koyabilecek ve kırılmayı önleyecek kadar sıkı bir bağlantı sağlanabilmesidir (71).

Hidroksiapatit, yüzey kaplaması olarak en sık kullanılan seramiklerdendir. Sıcak presleme; 0,7 µm yüzey pürüzlülüğüne ve 62 Mpa yapışma kuvvetine sahip, çok yoğun hidroksiapatit kaplama meydana getirmektedir. Yüzey akımlı mineralizasyon, plazma sprey tekniğiyle aynı yüzey özellikleri sağlayabilir ancak sıcak preslemeden daha güçlü bir bağlantı sağlar (81).

Hidroksiapatitli yüzey kaplamalı implantlar ile yapılan klinik çalışmalarda yüksek başarı oranlarına rastlanmaktadır. Hahn ve arkadaşları hidroksiapatit kaplamalı 316 implantı 6 yıl takip ettikleri çalışmalarında, 6 yıl sonundaki başarı oranını %97,8 olarak açıklamışlardır (82).

Morris ve arkadaşları da yerleştirdikleri hidroksiapatit kaplı implantları 36 ay takip süresince başarılı bulmuşlardır (65).

6. İmplant-abutman bağlantısı

Abutman: İmplant gövdesi ile restoratif üst yapı arasında bağlantıyı sağlayan, üst yapı protezine dayanak görevi gören parçadır. İmplant gövdesine tutunma şekillerine göre üçe ayrılır:

- Vida tutuculu dayanaklar
- Simante dayanaklar
- Ataşmanlı dayanaklar

Ayrıca bu dayanak tipleri kendi içlerinde, implantın gövdesiyle dayanak arasındaki aksial duruma göre düz ve açılı olarak da sınıflandırılabilirler (83).



Şekil 21: İmplant dayanağı tipleri

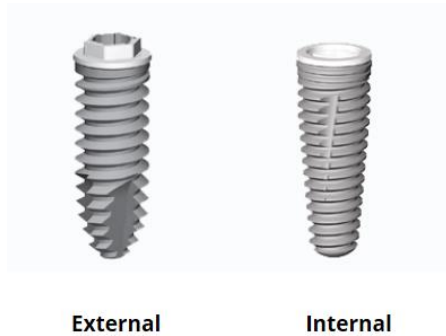
Dental abutmanlar çoğunlukla, biyoyumluluğa ve yeterli mekanik özelliklere sahip olan titanyum materyalinden yapılmaktadır. İmplant destekli restorasyonlarda titanyum abutmanlar genellikle standart tedavi seçeneği olarak göz önünde bulundurulmaktadır. Titanyum abutmanlara alternatif olarak özellikle anterior bölgede artan estetik gereksinimler seramik abutmanların gelişmesinde rol oynamıştır. Ayrıca titanyum abutmanlar dişeti altında yerleştirildiğinde özellikle ince dişeti fenotipine sahip hastalarda grimsi bir görüntünün ortaya çıkmasına neden olmaktadır. Sonuç olarak vida veya siman tutuculu restorasyonlarda mukogingival estetik, implantların yeri ve açısı, dişeti yüksekliği, hastanın dudak hattı ve ekonomik faktörler göz önünde bulundurularak abutman seçimi yapılmalıdır (83).

İmplant ve abutmanın tek parça bir üniteye birleştiği, internal ve eksternal antirotasyonel özelliklerin veya vida bağlantısının gerekmediği yapılardır. Bu tip abutman basit ve sağlamdır, çünkü abutmanı implanta bağlamak için herhangi bir kompleks sisteme gereksinim yoktur. İkinci bir cerrahi operasyon gerektirmez (83).

Fakat okluzyon ve diş anatomisinin gerekliliklerine göre şeklinin ve açısının ayarlanması gerekir. Abutmanın gerektirdiği açılanmada implant gövdesi optimum açıda yerleştirilemiyorsa tek parça implant-abutman sistemi kontraendikedir (83).

İmplant-abutman çiftinin tasarımı sistemin vida mekaniğini ve böylece nihai gerilim ve olabilecek mekanik başarısızlığın şeklini belirler (31).

İmplant -abutman bağlantısı krestal kemik seviyesine yakın olduğu zaman bu bölgede kemik kaybına neden olan gerilim miktarını artırır (84).



Şekil 22: Eksternal ve internal bağlantı sistemleri

Dayanağın implant ile birleştiği bölgede, dayanağın üzerine oturabileceği ve gelen aksiyal kuvvetlere fiziksel retansiyon sağlayacağı bir platform mevcuttur. İmplant üreticileri bu platformun üzerine, implanta gelecek döndürücü kuvvetlere direnç gösterecek parçalar eklemişlerdir ki bunlara 'eksternal heks' veya 'eksternal heksagon' ismi verilir. Bu üniteler platformunun üzerinde olabileceği gibi implant gövdesinin içerisine de uzanabilirler ki o zaman da geometrik şekillerine göre "internal heksagon, morse taper, internal oluk (groove)" gibi isimler alırlar (31).

İnternal veya eksternal hangi tip olursa olsun komponentler birbirleri ile minimal tolerans ve mükemmel uyumla birleşmelidir (31).

Klinik olarak bir sistemin diğerine üstün olduğunu kanıtlayan deneysel bir çalışma literatürde mevcut değildir (85).

Ancak sistemlerin birbirine göre avantajları ve dezavantajları vardır (86).

Eksternal heksagon sistemin avantajları;

- İki aşamalı implant cerrahisine uygun,
- Anti-rotasyonel mekanizması ve üst parçalarının kolay değiştirilebilir,
- Farklı sistemler arası uyumlu olması.

Dezavantajları;

- Heksin boyutlarına bağlı olarak mikro hareket,
- Rotasyon merkezinin yukarıda olması nedeniyle döndürücü ve lateral hareketlere daha az direnç göstermesi,
- Yukarıdaki madde ile bağlantılı olarak mikro sızıntı olasılığının daha yüksek olması,

İnternal heksagon sistemin avantajları;

- Dayanak-implant bağlantısının daha kolay gerçekleşmesi,
- Tek aşamalı implant yerleştirilmesine uygun olması,
- Bağlantı bölgesinde daha geniş temas yüzeyi nedeniyle daha iyi stabilite ve anti-rotasyon kabiliyeti,
- Rotasyon merkezinin marjinal kemiğe daha yakın olması nedeniyle lateral yüklere daha yüksek direnç göstermesi
- Daha dengeli stres dağılımı

Dezavantajları;

- Birleşim bölgesinde implantın lateral duvarlarının incelmesi
- İmplantlar arası açılanma problemlerinin giderilmesinde güçlüklerdir. Hem internal hem eksternal heks implantlar tüm dünyada başarıyla kullanılmaktadır (86,87).

Mekanik açıdan incelendiğinde internal ve eksternal bağlantılı implantlarda dayanak, vida ile üretici firmaların belirlediği tork miktarıyla sıkıştırılarak implanta tutturulur. Bağlantının devamlılığı için genel kural olarak fonksiyonel yüklerin vidanın sıkıştırma kuvvetinden fazla olmaması gerekir.

Eksternal heksagon implantlar heksagon tipli uzantılarıyla dayanak ile düz olarak, uç uca (butt-joint tipte) birleşirler. Dayanak ile implantın birleşimi marjinal kemik üzerinde gerçekleşir. Fonksiyon sırasında proteze gelen fonksiyonel yükler dayanak üzerinden direk vidaya iletilirler. Vidanın gelen fonksiyonel yüklere deformasyona uğramadan, kırılmadan veya gevşemeden direnç gösterebilmesi implant-dayanak birleşiminin kaderini, dolayısıyla protetik tedavinin başarısını belirler.

Eksternal heks implantların en büyük dezavantajı vidayı maruz kaldığı bu yüklerden koruyacak bir yapının olmamasıdır. Vida performansı böylece sadece tasarımına, materyale, vidanın yerleştirilme sırasında verilen tork miktarına bağlı kalır. Ancak dental implantlarda kullanılacak vida boyutları, vidada kullanılacak materyal tipi, vidaya uygulanabilecek tork miktarları sınırlıdır. Bu nedenle vida gevşemesiyle savaşılabilmek için başka stratejiler geliştirmek gerekir ki bu stratejiler tüm implant tedavilerinde kullanılması gereken oklüzyon kurallarını içerir. İmplantın üzerine gelecek okluzal kuvvetleri uzun eksenli boyunca iletecek şekilde yerleştirilmesi, mümkün olduğu kadar serbest sonlu restorasyon yapımından kaçınılması, okluzal temasların kasp-fossa ilişkisi içerisinde ayarlanması gibi (88,89).

7.İmplantın Gövde Dizaynı

Diş implantının tamamen kemik içinde kalan ve osseointegre olan ana parçasıdır. Misch implant gövdesini; boyun, gövde ve uç (apex) olarak üç kısma ayırmıştır (41).



Şekil 23: İmplantın gövde tasarımı kemik-implant yüzeyinden iletilecek olan kuvvetin cinsine göre yapılır

İmplant gövdesinin şekli, fonksiyonel kuvvetler altında gerilme iletimi ve implantın yerleştirilmesi esnasında primer stabilite açısından önemlidir. Günümüzde sıklıkla tercih edilen implantlar gövde geometrileri açısından kök formundadır. Çeşitli üretici firmalara göre değişerek; apikale doğru düz, daralan, ovoid biçimde sonlanan veya genişleyen şekillerde üretilmektedirler.

Formlar arasındaki temel fark gövdenin tork uygulanarak kemiğe yerleştirilmesini sağlayan yivlere sahip olup olmamasına dayanmaktadır. Bu tipte tasarıma sahip implantlar vida tipi implantlar olarak adlandırılırken yivsiz olan ve kemiğe itilerek yerleştirilen implantlara ise silindirik implantlar olarak adlandırılmaktadır. Vida tipindeki implantlar kemiğin daha iyi kabul edebileceği kuvvet dağılım özellikleri sergilerken özellikle silindirik implantlar gelen okluzal yükleri kemiğe makaslama tipi kuvvetler halinde iletilmesine sebep olmaktadır (39,90).

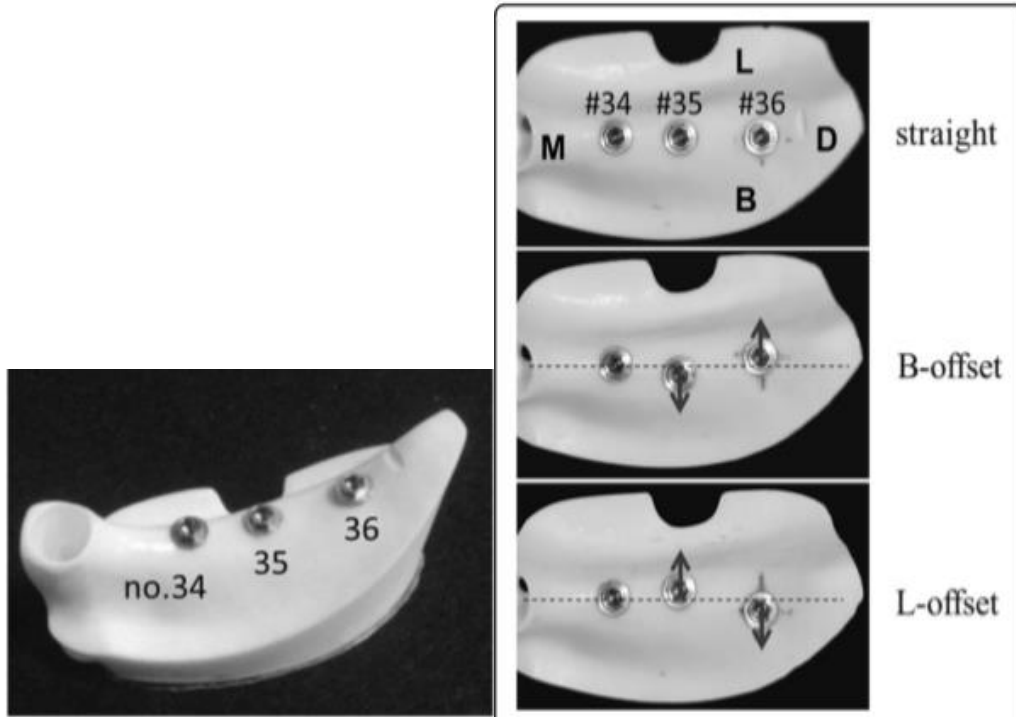
8.İmplant yerleşimi

Yuta Shimura ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada üç implant birinci premolar, ikinci premolar ve ilk molara karşılık gelen kısımlarda yapay bir mandibulaya gömüldü. Deneyisel modelleri hazırlamak için bir titanyum üst yapı monte edildi. Üst yapının ilk molara karşılık

gelen kısmında üç yük noktası (bukkal, merkezi ve lingual) kurulmuştur. Her biri farklı implant yerleşimli üç tip deneysel model hazırlanmıştır.

Bir modelde implantlar düz bir çizgiye yerleştirildi; diğer ikisinde, ikinci premolara ve ilk molara karşılık gelen kısımlardaki implantların her biri bukkal veya lingual tarafa 1 mm'lik bir artışla dengelenmiştir. İlk molara karşılık gelen peri-implant kemiğine dört gerilim ölçer uygulandı. Deneysel modeller mikro-bilgisayarlı tomografi (BT) ile görüntülendi ve BT verilerinden FEA (sonlu elemanlar metodu) modelleri oluşturuldu.

Deneysel modellerde ve FEA (sonlu elemanlar metodu) modellerinde üç yük noktasına 100 N'luk düşey yük uygulanmıştır. Sıkıştırılmış yer değiştirme derecesi ve peri-implant kemiğindeki gerilim, deneysel modeller ile FEA modelleri arasında karşılaştırılmıştır. Hem deneysel hem de FEA modelleri, tüm yerleşimlerde merkezi yükleme sırasında en az sıkıştırılmış yer değiştirmeye maruz kaldı. Tüm yerleşim tiplerinde en büyük stres ve basınç yükü ofset yük tarafındaydı. Sonuç olarak ofset yerleştirme biyomekanik olarak, dişsiz posterior mandibulalarda düz yerleştirmeden daha fazla etkili olmayabilir (91).



Şekil 24: Yapay model içine üç implant yerleştirildi ve sonucunda 3 farklı yerleşimlere sahip üç model elde edildi

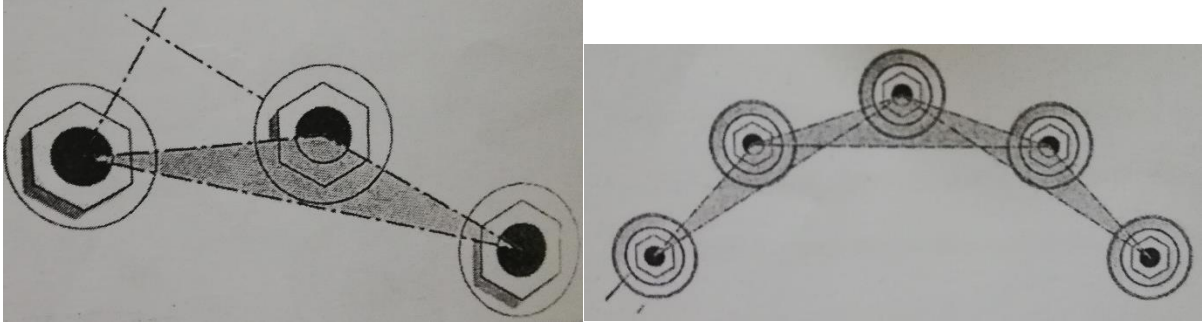
Bu çalışma sonucunda:

1. Merkezi yükleme, deney modellerindeki ve FEA modellerindeki tüm yerleşimlerde en az sıkıştırılmış yer değiştirmeye sonuculanmıştır.
2. Hem deneysel modellerde hem de FEA modellerinde, sıkıştırıcı stresin yükleme tarafı peri-implant kemiğinde yoğunlaştığı gözlenmiştir.
3. Gerilim ve gerilme, yükleme alanının yük destekleme alanından uzakta olduğu ofset yerleştirme koşulları altında önemli ölçüde daha büyüktü. Bu sonuçlar, düz yerleştirme ile karşılaştırıldığında, ofset yerleştirmenin biyomekanik olarak daha etkili olması gerekmediğini göstermektedir (91).

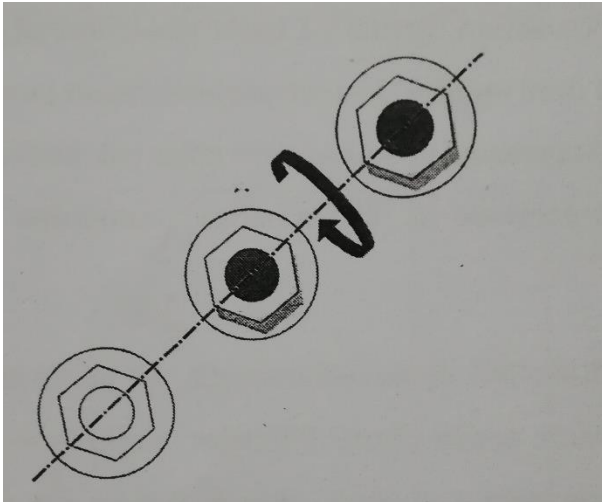
Parsiyel dişsizlik vakaları estetik, biyomekanik ve mikrobiyolojik açıdan total dişsizlik ve tek diş eksikliği vakalarından farklıdır ve bu vakalarda tedavi planlaması aşamasında dikkat edilmesi gereken birçok nokta vardır. Bunlar implant sayısı, implant çap ve boyu, implant lokalizasyonu, intermaksiller aralık, mevcut dişlerin periodontal durumu çevre dokuların durumu, implant diş bağlantısı olarak sayılabilir (92,93).

İmplant sayısı hesaplanırken dişsiz bölgenin uzunluğu eksik diş sayısı ve çiğneme esnasında bölgeye gelecek muhtemel kuvvetler ve miktarları dikkatlice değerlendirilmeli ve ona göre bir sayı belirlenmelidir. Yapılan çalışmalarda genelde üst çene posterior bölgede meydana gelen başarısızlıklarda implantların sayı ve çap olarak yetersiz olduğu düşünülmüş, 2 implantın yerleştirildiği vakalarda 3 tane implant olması gerektiği ve bunların bir üçgenin köşelerini oluşturacak tarzda (tripodal) yerleştirilmesi gerektiği savunulmuştur (94).

Daha sonra yapılan çalışmalarda pürüzlü implantların kullanımı ile 4 üyeli köprülere kadar 2 tane uygun çaplı seçilmiş implant ile başarılı tedaviler yapılabildiği, ancak kaninler bölgesinde kas yapısının kuvvetli olması ve lateral hareketlerden birinci derecede etkilenmesinden dolayı implant sayısının artırılması gerektiği rapor edilmiştir (95,96).



Şekil 25: Tripodal yerleşim



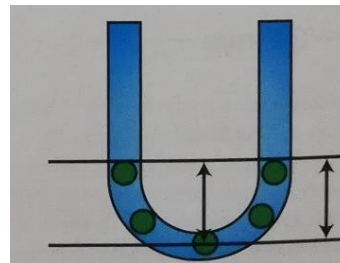
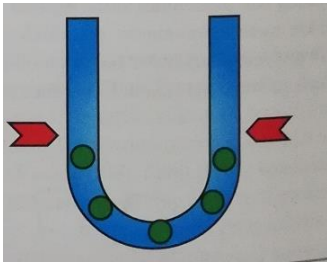
Şekil 26: Düz yerleşim

Parsiyel diş eksikliği vakalarında önemli noktalardan biri de implant lokalizasyonudur. Bu vakalarda interdental septumlardan mümkün olduğunca kaçınılmalı ve interdental papillerin devamlılığı sağlanmalıdır. Bunların devamlılığının sağlanması hem estetik hem de hijyen

açısından tatmin edici sonuçlar verecektir. Çalışma esnasında hastanın daha önceden alınan kayıtları üstünde bir model elde edilip diş dizimi yapılarak uygun yerler belirlenebilir ve cerrahi stent hazırlanabilir. Böylece istenilen uygun lokalizasyon sağlanmış olacaktır (97).

Maksiller kavis 5 segmente ayrılabilir. Santral ve lateral dişler birer segmenti, her kanin diş birer segmenti, küçük ve büyük azı dişleri de birer segmenti temsil ederler. Kavis boyunca en az 3 segmentin birleştirilmesiyle tripod yaratılır ve kuvvetlere dayanıklı antero-posterior uzaklık yaratılır. Anterior kanatlar için A-P mesafesi, en distaldeki implantın merkezi ile en öndeki implantın önü arasındaki uzaklığa eşdeğer durumdadır. Bu 5 segmentin 3'ü anterior maksillanın parçalarıdır. Alt çenenin sentrik dışı hareketlerindeki lateral kuvvetlere ve sentrik oklüzyonun açılı kuvvetlerine dayanabilecek sağlam bir biyomekanik sistem oluşturmak için, en az 1 implant her segmente yerleştirilmeli ve daha sonra splintlenmelidir. Sonuç olarak, ön 6 diş için, 2'si kanin bölgelerinde olmak üzere en az 3 implant gerekli olmaktadır. Bu 3 implanta posterior kanatlar konulmamalıdır (31,98).

Alt çene ön bölge ark şekli en distale konulması düşünülen implantın yerinin belirlenmesinde önemlidir. En önde bulunan implantın merkezi ile distalde bulunan implantın distal sonu arasındaki mesafe, "Antero-Posterior aralığı (A-P)" olarak adlandırılır. Bu aralığın uzunluğu yapılacak olan kanat uzunluğunun belirlenmesinde etkilidir. Bu tedavi seçeneğinde en sık olarak, 5 implant kullanılır. Genel bir kural olarak mental foramenler arasına yerleştirilen 5 implant sonrasında uzatılacak olan kanat miktarı diğer tüm stres faktörlerinin düşük olduğu durumda, A-P mesafesinin 2.5 katını geçmemelidir. Stres faktörlerinin yüksek olduğu durumlarda (parafonksiyon, kuron yüksekliği, çiğneme kaslarının fonksiyonu gibi...) kanat uzatma durumu kontrendike olabilir. Sonuç olarak; bu tedavi seçeneğini en güvenli şekilde uygulayabilmek için, düşük kuvvet faktörlerinin varlığı ve "üst çene ön bölgede dolgun kreter olması, ovoid şekle sahip bir alt çene mevcudiyeti, kuron boyunun 15 mm' yi geçmemesi ve kanat uzunluğunun minimum tutulabilmesi" gibi uygun koşulların bulunması gereklidir.



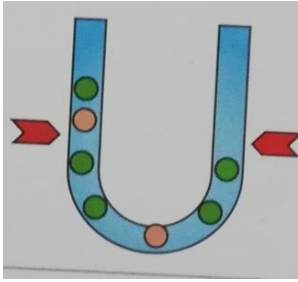
Şekil 27: 4-6 implant varlığında 12 üyeli sabit bölümlü protez ve anterior-posterior uzaklık

Alt çenede parsiyel dişsizlikte uygulanan 2.tedavi seçeneği diğerinden farklı olarak mental foramenler üzerine birer implant daha yerleştirilir. Sonuçta implant sayısı 7'ye çıkmış olur. Dolayısıyla implant yüzey alanı da bu sayede artmaktadır. A-P mesafesi de 5 implantın yer aldığı tedavi seçeneğine göre büyük oranda arttırılabilmektedir. Kanat uzunluğu en distaldeki implantın yerinden dolayı, oldukça büyük oranda azaltılmış olmaktadır. Zira bu durumda öncelikli olan, foramenler üzerinde yeterli genişlikte ve yükseklikteki kemiğin bulunmasıdır. Çünkü mental foramenler, genellikle mandibula alt sınırının 12 mm kadar üzerinde yer almakta ve bu yerleşimden dolayı implant için uygun kemik yüksekliği azalmış olmaktadır. Ayrıca, kanat uzantısının olduğu durumlarda, en fazla yükü en distaldeki implant taşımaktadır. Bu yüzden implant uzunluğunun en azından 9-10 mm olması gerekmekte ve dolayısıyla, implant çapının olabildiğince arttırılarak yüzey genişliğinin de böylelikle arttırılması önerilmektedir (31,98).



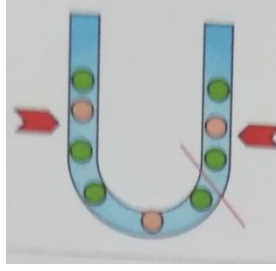
Şekil 28: Mental foramenler arasına yerleştirilmiş 5 implant ve foramenler üzerine yerleştirilmiş 2 implantın ağız içi görüntüsü

Diğer bir tedavi planı, birinci molar veya ikinci premolar bölgesine ilave implant yerleştirilerek, mental foramenler arasındaki bölgenin 4 veya 5 implantla bağlanması şeklinde yapılabilir. Böylece bu tedavi planında toplam 5-7 adet implant uygulanması olmaktadır. Bir veya iki implantın tek taraflı olarak foramenin distaline uygulandığı ve anteriordaki implantlara bağlandığı durumda, fark edilebilir bir biyomekanik avantaj kazanılmış olur. Bu tedavi seçeneği, implant sayısı bakımından birinci tedavi seçeneği ile benzer olmasına rağmen, bu seçenekte A-P mesafesi 1.5-2 kat daha fazladır. Ayrıca iki taraflı kanat yerine, bu planlamada tek taraflı kanat uzantısı söz konusudur. Ama tercih edilecek tedavi seçeneği, mümkünse her zaman, her iki taraftaki posterior bölgeye de implant yerleştirilmesi olmalıdır.



Şekil 29: Tek taraflı kanat uzantısının ortadan kalktığı durum

İmplant üstü sabit protez seçeneği olarak, çift taraflı molar bölgesine kadar uzanan bir tedavi planlaması da yapılabilir. Bu şekilde olan tedavi seçeneğinde, iki taraf da birbirinden ayrı olarak planlanır. Bu tedavi seçeneği, kuvvet faktörlerinin çok fazla olduğu veya kemiğin zayıf olduğu durumlarda tercih edilebilir. Bu durumda, tedavi için, en az 6 implant gereklidir ve anahtar pozisyonundaki implantları; iki tane birinci molar, iki tane de kanin dişlerin yerine uygulanacak olan implantlar oluşturur. İkincil pozisyon implantlarını ise; ikinci premolar veya kesici dişlerin yerine uygulanacak olan implantlar oluşturur. Bu tedavi seçeneğinin sağladığı ilk avantaj; kanat uzantılarının ortadan kaldırılmasıdır. Bu şekilde desimantasyon riski ve aşırı oklüzal yükler azaltılmış olur. Diğer bir avantajı ise; protezin 2 parça halinde olmasıdır. Bu sayede, eğer ileride protezde herhangi bir onarım yapılması gerekli olduğu takdirde, sadece protezin tek parçasının sökülmesi ve tamiri yapılabilir (31,98).



Şekil 30: Kanat uzantısına gerek kalınmayan durum

9. Doğal dişler ve implantların biyomekanik açıdan karşılaştırılması

Doğal diş ile osseointegre olmuş implant arasında bazı farklılıklar vardır. Bunlardan en önemlisi doğal diş ile alveol kemiği arasında bulunan periodontal ligamentin, diş implantının çevresinde bulunmamasıdır (99).

Periodontal ligament varlığı doğal dişin oklüzal yükler karşısında 50-200 μ m hareketliliğine izin verirken, osseointegre olmuş implantlar kemik dokusu ile tam bir birleşme göstermekte ve oklüzal yükler karşısında ancak 10 μ m hareket edebilmektedirler (100).

Periodontal ligament varlığı doğal dişlerde oklüzal kuvvetlerin çevre dokulara homojen olarak dağılmasını sağlar. Bu özelliğe şok absorpsiyonu denir (101).

Tablo 6: Doğal diş ve implantın karşılaştırmalı biyomekanik özellikleri

DİŞ	İMLANT
1.Periodontal ligament a.Şok absorpsiyonu b.Kuvvetin azaltılmış etkisi c.Kuvvetler kök boyunca homojen dağılır. d.Kuvvet karşısında mobilite görülebilir. e.Mobilite lateral kuvvetleri dağıtır. f.Kuvvetle beraber fremitus olabilir. g.Kuvvete bağlı geri dönebilen radyografik değişiklikler h.Dönme momenti kökün apikal 1/3'ünde	1. Direk kemik teması a.Kuvvetlerden daha fazla etkilenme b.Kuvvetin artırılmış etkisi c.Kuvvetler krestal bölgeyi etkiler. d.Osseointegre implantlar her zaman rijittir. e.Lateral kuvvetler kemikteki gerilimi artırır. f.Fremitus gözlenmez. g.Radyografide krestal bölgede kemik kaybı (geri dönüşümsüz) h.Dönme momenti krestal bölgede
2.Biyomekanik tasarım a.Yuvarlak kesitli değildir. Şekli kesit alınan yere göre değişir. b.Elastik modülüsü kemiğe yakındır. c.Çapı kuvvetin büyüklüğü ile ilişkilidir.	2. İmplant dizaynı a. Yuvarlak kesitlidir. b.Elastik modülüsü kortikal kemikten 5-10 kat daha fazladır. c.Çapı kemiğin ebatlarıyla ilişkilidir.

	3.Diş ve etrafındaki duysal sinirler a.Oklüzal travmayla hiperemi ve soğuk hassasiyeti oluşur. b.Proprioseption c.Düşük fonksiyonel ısırma kuvveti	3.Duysal sinirler yoktur. a.Oklüzal travmanın öncü işareti yoktur. b.5 kat daha az oklüzal farkındalık oluşturur. c.Fonksiyonel ısırma kuvveti 4 kat daha fazla
	4.Oklüzal materyal: Mine a.Stresin erken dönem belirtileri; minede aşınma, stres çizgileri, servikal kavitelerdir.	4.Oklüzal materyal: porselen (metal kuron) a.Stresin erken dönem işareti yoktur. Uzun dönemde protetik komponentlerde kırılma, vida gevşemesi ya da kırılması, implantta kırık oluşabilir.

Doğal diş gelen oklüzal kuvvetler karşısında, kökün apikal 1/3'ünde rotasyon merkezi oluşur ve gelen kuvvetler periodontal ligament aracılığıyla diş kökü boyunca alveol kemiğine iletilir. Diş implantlarında ise rotasyon merkezi, implantın kuronal bölgesindeki kortikal kemikte oluşur. Gelen kuvvetler, kemik-implant arasındaki sıkı temas nedeniyle kortikal bölgede yoğunlaşmaktadır Devam eden stres durumlarında implantın krestal bölgesinde kemik kaybı görülebilmektedir. (41).

Diş implantlarında duysal sinirler olmadığından, doğal diş gibi oklüzal travmanın öncü işareti bulunmamaktadır. Bu nedenle implant destekli protezin tasarımı gerekli özenle yapılmalı ve periodik kontrollerle hasta mutlaka görülmelidir (41).

Diş implantları, fonksiyona girdiklerinde çok çeşitli şiddet ve yönlerde kuvvetlere maruz kalır. Biyomekanik prensipler göz önünde bulundurularak yapılan implant tasarımının amacı, kuvvetleri çevre destek dokulara en iyi şekilde dağıtarak, implant destekli protezin uzun süre fonksiyonda kalmasını sağlamaktır. İmplant destekli protezlerin başarılarında, biyomekanik faktörlerin etkisi son derece önemlidir (41).

Doğal dişler, mevcut problemin öncü bulguları olarak, genellikle, hiperemi ve soğuk hassasiyeti gösterirler. Problemin ilerlemesi ile, pulpitisin bulguları olan, sıcak hassasiyeti ve perküsyonda ağrı oluşur. Acil tedavi bulguları ile diş hekimine başvuran hastalarda, dişin mevcut bulgularına göre teşhis ve tedavi planı geliştirilir. İmplantlar ise hiperemi ve soğuk hassasiyeti göstermezler ve bu erken dönem işaret ve semptomları belirlenemez (31).

Endosseöz implantlar için krestal kemik kaybı en yaygın görülen problemdir (102).

Protez uygulandıktan sonra gözlenen krestal kemik kaybı acil önleyici tedavinin gerekliliğinin birincil göstergesidir (103).

Hayvanlar üzerinde yapılan çalışmalar ve uzun dönem hasta takipleri ile yapılan araştırmaların çoğunluğunun sonucuna göre ise; protez yüklendikten sonra meydana gelen, abutmanın mikroaralığının 1mm altındaki krestal kemiğin erken dönem kaybının nedeni aşırı oklüzal kuvvetlerdir (104,105).

Doğal dişlerdeki radyografik değerlendirme; çürüklerin, endodonti kaynaklı lezyonların ve periodontal kemik kayıplarının erken dönem teşhisinde yardımcı bir unsur olarak

kullanılmaktadır. İmplantlar için ise, çevrelerindeki destek kemiği incelemek için sık sık kullanılan bir yöntemdir (31).

Diş ya da implant etrafındaki keratinize dokunun varlığı ya da yokluğu tartışma konusudur. Keratinize mukozanın varlığı ile ilgili birçok faydalı bulgu olmasına rağmen doğal dişlerin uzun dönem sağlığında keratinize doku bir zorunluluk değildir (31).

Dişlerin etrafındaki sondlama derinliği, doğal dişin geçmiş ve gelecek sağlığı ile ilgili bizlere mükemmel bilgiler verebilir. Benzer şekilde, implantları değerlendirmek için de sık sık sondlama yöntemi kullanılmaktadır. Doğal dişlerdeki artmış sondlama derinliği bir hastalıkla ve kemik kaybı ile ilişkilendirilebilirken bu durum implantlar için her zaman böyle olmayabilir (31).

Gingivitis, bakteriler tarafından indüklenen ve daima dental plak eşliğinde görülen marjinal dişeti dokusunun enflamasyonudur. Farklı tipleri ve etkenleri mevcuttur. Bu özellikler implant için de geçerlidir çünkü diş ile implantın sahip oldukları dişeti birbirine benzemektedir (106).

10.Vidalanan veya simante edilen protezler

Protetik üst yapıda simante veya vidalı sistemler kullanılabilir. Üst yapı planlaması yaparken, implant yerleştirilen dişsiz boşluk bölgesi ile karşı doğal diş arasındaki mesafe, (okluzal faktörler) estetik ve ekonomik faktörler değerlendirilmelidir (107).

Simante üst yapılar: Bu tür yapılarda kuron restorasyonu siman ile yapıştırılır. Okluzal mesafe mekanik olarak tutuculuğu sağlayabilecek boyutta abutman yerleşimi için yeterli olmalıdır. Avantajları:

- Estetik açıdan daha avantajlıdır.
- Özellikle implantların ideal olarak yerleştirilmediği vakalarda daha iyi estetik sağlarlar.
- Klinik ve laboratuvar işlemleri daha kolaydır.
- Maliyeti düşüktür.
- Üst yapı pasif olarak oturur.

Dezavantajları:

- İmplant ve vida ile ilgili problemlerde üst yapının kesilerek çıkarılması gerekir. Bu nedenle üst yapı yeniden yapılmak zorunda kalınır (107)

Vidalı üst yapılar: Yapılan kuron restorasyonu abutman üzerine vidalanır. Vida üzeri gutta perka gibi bir ara madde ile kapatılarak vida yuvası kompozit ile restore edilir.

Avantajları:

- İnterokluzal mesafenin yeterli olmadığı durumlarda vida yardımı ile tutuculuk sağlanır.
- İmplant abutman bağlantısında veya tutucu vida da herhangi bir problem olduğunda hekim üst yapıyı zarar vermeksizin kolayca çıkarabilir.

Dezavantajları:

- Okluzal yüzeyde hazırlanan vida yuvası estetik açıdan dezavantaj oluşturur. Vida yuvası nedeniyle ideal bir okluzal yüzey hazırlanamaz.
- Maliyeti yüksektir.
- Klinik ve laboratuvar işlemleri zordur (108).

İmplantların etrafındaki stres dağılımını etkileyen diğer faktörler protez tipi ve materyalidir. Simante restorasyonların oklüzal yüzeylerinde vida deliklerinin olmaması

sebebiyle, vida tutuculu ve overdenture protezlere göre aksiyal kuvvetlere daha fazla maruz kalırlar. Vida tutuculu ve overdenture protezler ise makaslama (offset) kuvvetleriyle daha fazla karşılaşılır (7).

Heckmann ve ark. yapmış oldukları invitro çalışmada 3 üyeli simante ve vida tutuculu implant destekli sabit protezlerde oluşan gerilimi ölçmüşler ve ayrıca ölçü tekniği ve çeşitli fabrikasyon tiplerini incelemişlerdir. Sonuç olarak ölçü tekniğinin gerilimin gelişmesinde etkisinin olmadığını tespit etmişler ve simante protezlerin vida tutuculu protezlere göre daha az gerilim oluşturdıklarını gözlemlemişlerdir (109).

İmplant ile abutman birleşiminin vidalı mı yoksa simante mi olacağı, klinisyenin kişisel tercihine kalmış olsa da farklı klinik koşullarda farklı tip dayanak kullanma zorunluluğu vardır. Yanlış açıda yerleştirilmiş implantlar için açılı dayanak tipleri kullanılmaktadır. Ancak 15 ve 20 derece açılı dayanakların kullanıldığı durumlarda, dayanak açısının artmasının implantın servikal bölgesindeki streslerin artmasına neden olduğu bildirilmiştir (110).

Limitli oklüzal aralık olan vakalarda ve implant-dayanak birleşiminin estetik gereksinimleri nedeni ile dişetin 3mm'den fazla olduğu durumlarda vidalı restorasyon tercih edilmektedir. Siman tutuculu restorasyonlar için ise daha iyi estetik, daha iyi oklüzyon, yapım kolaylığı, parçalarının ve yapının daha ucuz olması ve en önemlisi pasif uyum elde edilebilmesi gibi avantajlar sıralanmaktadır. Tutuculuk açısından interoklüzal aralığın sınırlı olduğu durumlar dışında bir yöntemin diğerine üstün olduğunu gösteren bir bulgu yoktur (7,111,112).

11.İmplant destekli protezlerde oklüzyon

İdeal oklüzyon; stomatognatik sistemle uyum içinde olan, etkin çiğnemeyi sağlayan, fizyolojik fonksiyonlarda anormallikler oluşturmada iyi bir estetik sağlayan oklüzyon olarak tanımlanabilir (113).

Hobo ve Guichet ideal oklüzyonun; kondillerin sentrik ilişkideki konumunda, maksimal interkuspitasyonda meydana geldiğini bildirmişlerdir (114).

Günümüzde kabul edilen oklüzyon tipleri; bilateral balanslı oklüzyon, grup fonksiyonu oklüzyonu (unilateral balanslı oklüzyon) ve kanin koruyuculu oklüzyondur (113)

Bilateral Balanslı Oklüzyon; tam protezlerin stabilizasyonunun sağlanmasında etkili olan bu oklüzyon türünün, doğal dentisyonda zararlı etkileri olduğu bildirilmiştir (115).

Alt çenenin sentrik, protrusiv ve lateral hareketlerinde tüm dişlerde temasın olması gerektiği bilateral balanslı oklüzyonda; tüberkül-kenar sırtı ve iki diş bir diş ilişki söz konusudur. Sentrik oklüzyon nokta şeklindedir (114,116).

Grup Fonksiyonu Oklüzyonu (Unilateral Balanslı Oklüzyon); Doğal dişli bireylerde sıklıkla gözlenen oklüzyon tipidir, genellikle 30 yaş üzerindeki bireylerde görülür. Lateral hareketler sırasında gelen kuvvetleri çalışan taraf dişleri paylaşırken denge tarafında hiç temas yoktur. Protruziv harekette posterior disklüzyonun sağlanması istenir. Sentrik oklüzyon long sentrik şeklindedir (114,116,117).

Kanin Koruyuculu Oklüzyon; doğal dentisyonda 17-26 yaş arasındaki bireylerde görülür. Sentrik oklüzyon nokta şeklindedir (116)

Maksimal interkuspitasyonda anterior dişler arasında 25_ 'luk bir disklüzyon mevcutken (ki bu disklüzyon temaslardan dolayı oluşacak oblik kuvvetlerden anterior dişleri korur), posterior dişler bir diş bir diş ve tüberkül fossa ilişkisi içindedir. Protruziv harekette posterior dişler disklüzyondadır, insizörler alt çeneye rehberlik eder. Lateral hareketlerde ise üst kaninin lingual

yüzeyi, alt kaninin distal eğimi ve birinci premoların bukkal tüberkülünün mezial eğimi boyunca rehberlik sağlar (113).

İmplant üstü protezlerdeki oklüzyonda implant koruyuculu oklüzyon konsepti uygulanmalıdır. Bu konsept implant arayüzüne gelen stresleri azaltmak için bazı faktörlerin önemine işaret eder:

- Oklüzal temasın zamanlaması
- İmplant yüzey alanının etkisi
- Habitüel olarak korunan (kanin koruyuculu oklüzyon) artikülasyon
- Oklüzal yük ile implant ya da kuronun yaptığı açı
- Kantilever uzunluğu
- Kuron yüksekliği
- Kuron konturu
- Zayıf komponentlerin korunması
- İmplant kuronunun oklüzal materyali bu önemli faktörlerdir (9).

Hekim implant rekonstrüksiyonundan önce mevcut oklüzyonu değerlendirir ve implant rekonstrüksiyonundaki son oklüzyon değerlendirmeleri yapmadan önce implantlardaki ve dişlerdeki oklüzal prematür yükleri ideal bir şekilde elimine eder.

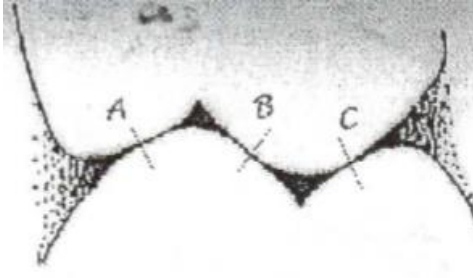
Bu aşamadan sonra hekim dişlerin hafif vurma hareketi altında sentrik oklüzyonda ilk oklüzal uyumu sağlamak için artikülasyon kâğıdı kullanır. İmplant üstü protez temasa hemen hemen hiç geçmemelidir ve arktaki çevreleyen dişler daha büyük birincil temaslarda olmalıdır. İmplant kuronunda sadece hafif dikey oklüzal temaslar bulunmalıdır. İmplant gövdesi üzerinde temaslar aksiyal yönde sağlanır (9).

11.1.Tek Diş Eksikliğinde Uygulanan İmplant Destekli Restorasyonlarda Oklüzyon Tipinin Belirlenmesi

Bu tip implant ile amaç, oklüzal yüklerin implantın uzunlamasına eksenini boyunca mümkün olduğunca yönlendirilmesini sağlamak olmalıdır. Çünkü kemik yüksekliği ve genişliği genellikle implantın en uygun pozisyona yerleştirilmesi için yetersizdir. Buna ek olarak, yüklerin küçük olmasını sağlamak önemlidir ve bu amaçla maksimum interküspal pozisyonunda hafif veya orta yoğunlukta bir diş teması varsa, implantın oklüzal yüzü ile karşıt ark arasında 30 µm boşluk bırakılmalıdır. Bu boşluk, dişin ve implantın farklı biyomekaniklerini telafi etmeyi ve implantın aşırı yüklenmesini önlemeyi amaçlamaktadır. Çünkü ağır yükler altında diş alveolus içine girebilirken, implant kaynaklı protez kemiğe girmeyecektir. Bu oklüzal açıklığın bırakılmaması protezi aşırı yüklerle maruz bırakacaktır. Ek olarak, üç nokta teması (tripodal sentrik oklüzal temaslar) sağlanmalı, oklüzal tabla daraltılmalı ve protezdeki kasp eğimini azaltılarak lateral ve protrusiv hareketlerde tam koruma sağlanmalıdır (118).

Posterior bölgede hazırlanan tek diş implantlarda başarı oranı anterior bölgeye yerleştirilen implantlara göre nispeten daha düşüktür. Bu bölgede implantın yerleştirileceği kemik yüksekliği azdır ve mandibular kanal nedeniyle alt çeneye bikortikal implant yerleştirilememektedir. Oklüzal kuvvetler bu bölgede daha fazladır. Ofset temasların eliminasyonu için yerleştirilebilecek en geniş implant tercih edilmelidir. Oklüzal kuvvetlerin

etkisiyle vida kırılması, implant kırılması ve vidanın gevşemesi şeklinde komplikasyonlar görülebilir (119).



Şekil 31: Tripod (Üçlü temas)

Lopez ve Torroba'ya göre; posterior bölgedeki tek implantlar premolarlar ile sınırlı kalmalıdır, molar dişler için ise önerilen çözüm mezial ve distal köklerin yerine iki implant yerleştirilerek restorasyona yeterli desteğin sağlanmasıdır (120).

Tek diş restorasyonlarda hastanın mevcut oklüzyonu kullanılacaktır. Ancak kanin bölgesine yerleştirilen tek implant, ağızdaki dişlerin disklüzyonunu sağlarken büyük yük altında kalacaktır. Gelen oklüzal kuvvetleri anterior ve posterior dişlere dağıtmak için bu hastalarda grup fonksiyonu oklüzyonu tercih edilmelidir (121).

Yapılan restorasyonlarda oklüzyon, simantasyon öncesi ve sonrası 40. m kalınlığında artikülasyon kâğıdı ile tekrar kontrol edilmelidir. İki taraflı ve eş zamanlı oklüzal temaslar sağlanmalı, erken temas noktaları elimine edilmelidir (121,122).

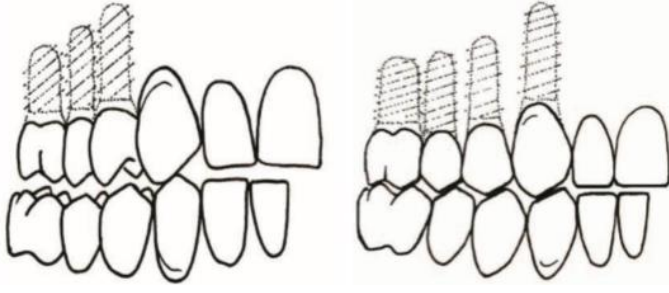
11.2.Parsiyel Dişsizlik Durumunda Uygulanan İmplant Destekli Restorasyonlarda Oklüzyon Tipinin Belirlenmesi

Sınıf I ya da II parsiyel dişsiz (serbest sonlu) vakalarda iki tür yaklaşım vardır:

- 1- Doğal dentisyondan ayrı olarak dişsiz bölgeye yapılan implant-implant destekli, vidalanabilir veya simante edilebilir sabit protezler
- 2- Distalde bir implant ile dişsiz bölgeye komşu doğal diş/dişler kullanılarak yapılan diş-implant destekli sabit protezler (121,123).

Kennedy class I durumunda, düşük yoğunluklu oklüzyonda dişler ve implantlar arasında bir boşluk bırakırsak, bunun doğal ön dişleri aşırı yüklemesi mümkündür. Bu nedenle yaklaşım, karşılıklı olarak korunan oklüzyona benzer olmalıdır: maksimum interküspal pozisyonunda düşük ve orta yoğunlukta oklüzyonda implant üzerinde temaslar kurulmalı ve kesici dişler temas etmeden veya sadece hafif bir temasla bırakılmalıdır (124).

Kanin dişler kaybedilmiş/periodontal hasarlı ise ya da küçük azılar mevcut ise grup fonksiyonu tercih edilir. Bu sayede gelen kuvvetler implant üzerinde yoğunlaşmadan dişler ve implantlar arasında dağıtılmış olur (121,123).



Şekil 33: Kanin varlığında ve kanin yokluğunda (kanin diş implantsa) implant üstü protezlerdeki oklüzyon

Sınıf III ve IV kısmi dişsizlik vakalarında kanini içeren sabit implant destekli protez uygulamalarında grup fonksiyonu veya kanin koruyuculu oklüzyon tipi kullanılmalıdır. Sınıf IV anterior restorasyonlarda aşağıdaki faktörler göz önünde bulundurulmalıdır:

- 1- Sabit restorasyonlar yapılacaksa dişler arasında temas olmamalı,
- 2- Anteriorda hareketli restorasyon taşıyan hastalarda anterior yapay dişlerde temas olmamalı ya da pasif olmalıdır, oklüzal temas protruziv veya lateral hareketlerde olmalı,
- 3- Eğer düz (monoplane) oklüzyon seçildiyse, fonksiyon sırasında anterior diş temasları tercih edilmeli,
- 4- Anterior köprülerdeki distal devrilme momenti implantın anteroposterior uzunluğunu geçmemelidir (125)

11.3. Tam Dişsizlik Durumunda Uygulanan İmplant Destekli Restorasyonlarda Oklüzyon Tipinin Belirlenmesi

İmplantların lokalizasyon ve sayısına bağlı olarak; mukoza destekli, mukoza implant destekli ve implant destekli overdenture protezlerden söz etmek mümkündür (126).

Maksillada mukoza destekli konvansiyonel protez planlanan hastalarda mandibulaya mukoza-implant destekli protez, mediale pozisyone lingualize oklüzyon ve bilateral balans planlanmasını önermektedir. Doğal dentisyon ya da sabit protetik restorasyon karşısındaki arkin tamamen implant destekli restorasyonlar ile restore edilmesini ve karşılıklı koruyuculu oklüzyonu önermektedir (127).

Doğal dentisyon karşısındaki sabit veya hareketli restorasyonlar için anterior rehberlik ve diş-diş bir ilişki ve cusp-fossa posterior oklüzyonunun bulunduğu kanin koruyuculu oklüzyonu (karşılıklı koruyuculu oklüzyonu) önermektedir. Şu nedenlerden dolayı kanin koruyuculu oklüzyonu tavsiye etmektedirler:

- 1- Oluşturulması kolaydır.
- 2- Eğer mukoza tarafından destekleniyorsa ve mümkün olduğunca düz bir diskluzyon elde edebiliyorsak implantlardaki gerilim minimal oluşacaktır.
- 3- Eğer bilateral balanslı oklüzyon oluşturulursa, lateral gezintilerde birçok temas yüzeyi oluşacaktır, bu nedenle artan kas kontraksiyon kuvveti ve kemik retansiyon ihtimali sırasıyla mukoza destekli segmenti destabilize edecektir. Bir overdenture vakasında bu stomatognatik sistemin ve implantların aşırı yüklenmesine dönüşebilecektir (eğer periodik olarak kaide yenilemesi yapılmazsa.) (120).

İmplant destekli protezlerde oklüzyonun düzenlenmesi hakkındaki görüşlerini aşağıdaki gibi özetlemiştir:

- 1-Posterior bölgeye yerleştirilen implantlar için anterior rehberlik,

2-Anterior bölgeye yerleştirilen implantlar için grup fonksiyonu oklüzyonu,

3-Dışsiz vakalar için bilateral balanslı artikülasyon oluşturulmalıdır. Grup fonksiyonu; kanin kaybından dolayı kanin koruyuculu oklüzyon mevcut değilse endikedir. (37).

Tablo 7: Dışsizlik durumuna göre önerilen protez tipleri ve oklüzyon tipleri

Dışsizliğin Sınıflandırılması	Protez Tipi	Oklüzal Şema
Dışsiz	Full İmplant Destekli Sabit Protez	Kanin Koruyuculu Oklüzyon
Dışsiz	Overdenture	Bilateral Balanslı Oklüzyon
Sınıf III veya IV Parsiyel Dışsiz	İmplant-implant Destekli Köprü	Grup Fonksiyonlu Oklüzyon
Sınıf I veya II Parsiyel Dışsiz (modifikasyonsuz)	İmplant-İmplant Destekli Köprü	Kanin Koruyuculu Oklüzyon

Özellikle tüm ark implant üstü sabit restorasyonlarda oklüzyonun iyi değerlendirilmesi ve gelen kuvvetlerin eşit dağıtılması gereklidir. Bu amaçla bilgisayar destekli oklüzal analiz yöntemlerinden yardım alınabilir.



Şekil 32: Oklüzyon analizi için kullanılan bilgisayarlı analiz yönteminin hasta ağzına uygulanması

Overdenture’larda normal krete sahip bir hastada bilateral balanslı lingualize oklüzyon önerilmektedir. Aşırı rezorbe kretlerde ise monoplan oklüzyon kullanılmalıdır. Overdenture’ın stabilitesi açısından bilateral balanslı oklüzyonun avantajlı olduğu yönünde görüş birliği olmasına rağmen, bunu diğer oklüzyonlarla karşılaştıran çok fazla klinik çalışma bulunmamaktadır (128).

İmplantların geometrisi, sayısı uzunluğu, çapı ve açısı, ark içerisinde implantın yeri, protezin tipi ve geometrisi, protez materyali, üst yapı uyumu, proteze gelen yüklerin yönü, yönü ve şiddeti, karşıt arkin durumu, mandibulanın deformasyonu, kemik yoğunluğu, hastanın yaşı ve cinsiyeti, yiyeceklerin sertliği gibi pek çok faktör implantlarda yük dağılımını etkilemektedir. Kısacası implant-üstü protezler için ideal oklüzyon tipini tek bir kural ile belirlemek yanıltıcı olacaktır. Bu sebeple her vaka kendi içerisinde değerlendirilerek, karşı çenenin dentisyonu, protez malzemesi, kullanılan implant sayısı ve lokalizasyonu dikkate alınarak uygun oklüzyon tipi saptanmalıdır (126).

Tablo 8: İmplant destekli protezlerde oklüzyon

ANTERİÖR TEK DİŞ	Doğal dişlerle aynı kontakt basıncı Anterior rehberliğin paylaştırılması
POSTERİÖR TEK DİŞ	Posterior diskluzyon Tüberkül eğimlerinin azaltılması
FULL ARK SABİT RESTORASYON	Bilateral simultane kontaklar Kanin koruyuculuğu veya anterior grup fonksiyonu
İMLANT DESTEKLİ HAREKETLİ PROTEZLER	Bilateral balanslı oklüzyon
HİBRİT PROTEZ	Kanin koruyucu veya anterior grup fonksiyonu Karşıt arkta total protez varsa bilateral balanslı oklüzyon

12.SONUÇ

İmplantların çiğneme kuvvetlerine karşı koyması ve bu kuvvetleri protez-implant ve kemik sisteminde mekanik dengeyi sağlayacak şekilde iletmesi implantın uzun dönem başarısında önemli rol oynar. İmplantlara etki eden kuvvetler çiğneme sisteminin ve protetik materyallerin biyomekanik özelliklerinden etkilenir.

Doğal dişlerle implantlar arasındaki en önemli farklılık, doğal dişlerle kemik arasında periodontal ligament bulunurken, implantların kemikle direkt olarak temas halinde olmasıdır. Bu durum gerek cerrahi gerekse protetik aşamada mekanik prensipler doğrultusunda iyi bir planlama yapılmasını zorunlu kılar.

İmplant yüzeyleri çeşitli yöntemlerle pürüzlendirilip, yüzey alanları artırılarak birim alana düşen kuvvet miktarı ve kemikte oluşan stres azaltılmaktadır.

İmplant üstü protezlerde aşırı kuron yüksekliği dikey bir kaldıraç gibi rol oynar. Ayrıca geniş oklüzal tabla da oklüzal yük için moment kolunu artırır. Fasiyolingual tipping (rotasyon), oklüzal tabla daraltılarak veya oklüzyon daha sentrik temaslar sağlanacak şekilde ayarlanarak azaltılabilir. Özet olarak, moment yükleri ile zararlı ve yıkıcı siklus gelişebilir ve bu durum krestal kemik kaybı ile sonuçlanabilir. Krestal kemik kaybı ile oklüzal yükseklik de artar. Bu durum implantın kaybına kadar gidebilir.

Stres dağılımı açısından implant sayısının artırılması önemlidir. Ancak implant sayısına bir reçete veya formülle karar verilmez. Her bir hasta için implant sayısını belirlemede kemiğin kalitesi,restorasyonun üzerine gelmesi beklenen kuvvetler, dental ark formu ile rezidüel kret biçiminin birbiriyle olan ilişkisi göz önüne alınarak karar verilmelidir.

Klinik tecrübelerle göre ideal durumlarda distal kantilever, A-P mesafesinden en fazla 2,5 kat uzun olabilir ancak parafonksiyon olmamalıdır. Kantilever uzunluğunda en büyük belirleyici unsurlardan biri de kuvvet büyüklüğüdür. Bruksizimli hastalar diğer faktörler ne olursa olsun kantileverle restore edilmemelidir.

Aşırı uzun kanatlar, parafonksiyonel hareketler, aşırı prematür temaslar, geniş oklüzal tabla, tüberkül eğimlerinin fazla olması, düşük kemik yoğunluğu ve kalitesi,yetersiz sayıda ve yanlış pozisyonda yerleştirilen implantlar aşırı yüklenmeye sebep olan nedenlerdir. Biyomekanik prensipler doğrultusunda implant destekli protezlerde gerekli düzenlemeler yapılmalıdır.

İmplant koruyuculu oklüzyon konsepti implant arayüzüne gelen stresleri azaltmak için oklüzal temasların zamanlaması, yüzey alanı, kanin koruyuculu artikülasyon, implant gövdesinin oklüzal yüklerle yaptığı açı, kuronların tüberkül eğimleri, kuron yüksekliği, kantilever uzunluğu gibi faktörlerin önemine dikkat çeker.

İmplant boy ve çapı arttıkça stresin bir eğri olarak azaldığı görülmektedir. Ayrıca yapılan çalışmalarda implant çapının uzunluğa göre stres üzerinde daha etkili olduğu sonucuna varılmıştır.

Kemik yoğunluğunun implant başarısı üzerine etkisi uzun yıllardır incelenmektedir. İmplant uygulamalarında eşit olarak dağılmış trabeküllerden oluşan kemiğin implant uygulamaları için en ideal kemik yapısı olduğu sonucuna varılmıştır.

13. KAYNAKLAR

1. Misch, C. E. (2008). Contemporary Implant Dentistry. Third Edition. St. Louis: Mosby Elsevier.
2. Block MS, Kent JN (1995) Endosseous implants for maxillofacial reconstruction, WB Saunders, Philadelphia.
3. Enhoş D., Rijit ve Semirijit Bağlantılı İmplant-Diş ve İmplant-İmplant Destekli Sabit Parsiyel Protezlerde Kemik İçerisinde Oluşan Stres Dağılımının İncelenmesi, Konya,2007.
4. Soykan E., Ünsal E., Eskitaşçıoğlu G., Bağış N., Dental İmplantların Biyomekanik ve Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi Uygulamaları, A.Ü. Diş Hek. Fak. Derg. 39(2) 87-95, 2013.
5. Misch, C.E., 2007. Contemporary Implant Dentistry. Mosby Elsevier, St. Louis, Missouri, USA, 1098 p.
6. Dalkız M. Diş Hekimliği İmplantolojisi. İstanbul. Vestiyer Yayınları: 2009.
7. Hebel, K. S., Gajjar, R. S. (1997). Cement-retained versus screw-retained implant restorations: achieving optimal occlusion and esthetics in implant dentistry. J Prosthet Dent, 77, 28-35.
8. Akça K. Mandibuler Kennedy I ve II Vakalarında Uygulanan İmplant Destekli Sabit Protezlerde Kemiğin Bukko-Lingual Açılanmasından Kaynaklanan Streslerin Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi ile Araştırılması. Doktora Tezi. Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü. 1998.
9. Misch CE (çev ed Kutay Ö). Dental İmplant Protezler. İstanbul. Nobel Tıp Kitabevleri:2009.
10. Braun S, Bantleon H-P, Hnat WP, et al: A study of bite force. 1. Relationship to various physical characteristics, Angle Orthod 65(5):367-372, 1995.
11. Braun S, Hnat WP, Freudenthaler JW, et al: A study of maximum bite force during growth and development, Angle Orthod 66:261-264, 1996.
12. Reilly, DT, Burstein AH: The elastic and ultimate properties of compact bone tissue, J Biomech 8:393, 1975.
13. Kuroe, T., Caputo, A. A., Ohata, N., Itoth, H. (2001). Biomechanical effects of cervical lesion and restoration on periodontally compromised teeth. Quintessence Int, 32, 111118.
14. Bidez, MW, Misch, CE. Force transfer in implant dentistry: Basic concepts and principals. J Oral Implantol 1992; 18 (3): 264-274.
15. Aylıkçı U., Farklı İmplant ve Abutment Dizaynlarının Farklı Kemik Modelleri Üzerinde Dikey ve Açılı Kuvvetler Altında Meydana Getirdiği Stres Bölgelerinin Sonlu Elemanlar Analizi ile İncelenmesi, Kırıkkale,2014.
16. Hassler C.R., Rybicki E.F., Cummings K.D., Clark L.C.: Quantitation of compressive stresses and its effects on bone remodelling. Bull Hosp Bone Joint Res 1977; 38: 90-3.
17. ROBERTS WE. (1999) Bone dynamics of osseointegration, ankylosis, and tooth movement. Journal (Indiana Dental Association),78,24-32.
18. Wyatt CCL. The effect of prosthodontic treatment on alveolar bone loss: A review of the literature J Prosthet Dent 1998; 80:362-6.

19. Powers, J.M. ve Sakaguchi, R.L. (2006) Craig's Restorative Dental Material (20th ed.). St. Louis: Elsevier Mosby.
20. Glantz, POJ., Nilner, K. Biomechanical aspects of prosthetic implant borne reconstructions. Periodontol 2000 1998; 17: 119-124.
21. Rangert B, Jemt T, Jörneus L (1989) Forces and moments on Branemark implants, Int J Oral Maxillofac Implants, 4, 241-247.
22. Ulusoy M, Aydın K (2003) Diş hekimliğinde hareketli bölümlü protezler, Cilt 2, Ank. Ün. Dişhek. Fak. Yayınları No 23, Ankara.
23. Caputo AA, Standlee J (1987) Biomechanics in Clinical Dentistry, Quintessence Publ. Co. Inc., Chicago.
24. Aydın C, Çağlar A. İmplantolojide biyomekanik. Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg,2001;1: 90-95.
25. Pound E. Lets be your guide. J Prosthetic Dent 1977; 38:482-489.
26. Jensen OT, Cockrell R, Kuheke. Anterior maxillary alveolar distraction osteogenesis-a prospective 5-year clinical study. Int J Oral Maxillofac Implants. 2002; 17:507-516.
27. Kendrick S, Wong D. Vertical and horizontal dimensions of implant dentistry: numbers every dentist should know. Inside Dent 2009; e4287.
28. Bidez MW, Misch CE. Issues in bone mechanics related to oral implants. Imp dent 1992; 1:289-294.
29. Kao D, Fiorellini JP. An interarch alveolar ridge relationship classification. Int J Periodontics Restor Dent 2010; 5:523-529.
30. Misch CE, Günümüz Diş Hekimliğinde İmplantoloji. Ankara: Atlas Kitapçılık, 2011;235-249.
31. MISCH CE. (2005) Dental Implant Prosthetics. 1st ed. St Louis: Elsevier Mosby.
32. Güngör H, (2015) Üst Çene Posterior Bölgede Yapılan Tek İmplant Desteli İki Üniteli Distal Kantilever Uzantılı Sabit Parsiyel Protezlerin Sonlu Elemanlar Stres Analizi ile Değerlendirilmesi, Doktora tezi.
33. TAKAYAMA H. (1989) Biomechanical considerations on osseointegrated implants. In Hobo S, Ichida E, Garcia CT, editors: Osseointegration and occlusal rehabilitation, Chicago, Quintessence.
34. Balshi TJ. An analysis and management of fractured implants: a clinical report. Int J Oral Maxillofac Implants1996; 11:660-666.
35. Rangert B, Krogh PH, Langer B, Van Roekel N. Bending overload and implant fracture: a retrospective clinical analysis. Int J Oral Maxillofac Implants 1995; 10:32634.
36. Sonugelen M., Artunç C. Ağız Protezleri ve Biyomekanik.Ege Üniv. Dişhek. Fak. Yay.No:17, İzmir, 2002.
37. Hobo S and Takayama H: Occlusion for Osseoin tegrated Implants "Oral Rehabilitation Clinical Determination of Occlusion" Quintessence Publishing Co, 119-140, Tokyo, 1997.

38. Skalak R.: Biomechanical Considerations in Osseointegrated Prostheses. *J Prosthet Dent*, 1983, 49:843-48.
39. Misch CE. *Contemporary Implants Dentistry*. St.Louis: Mosby-Year Book Inc,1993.
40. Renouard F, Rangert B (1989) Risk factors in implant dentistry, Quintessence, Chicago.
41. Misch, C. E. (2008). *Contemporary Implant Dentistry*. Third Edition. St. Louis: Mosby Elsevier.
42. Jemt T., Lekholm U. (1993). Oral implant treatment in posterior partially edentulous jaws: a 5-year follow-up report. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 8, 635-640.
43. Linkow LI, Chercheve R. *Theories and techniques of oral implantology*. St Louis: Mosby;1970.
44. Jaffin R, Berman CL. The excessive loss of Brånemark fixtures in type IV bone: a 5 year analysis. *J Periodontol* 1991;62(1):2-4.
45. Orenstein IH, Synan WJ, Truhlar RS. Bone quality in patients receiving endosseous dental implants, DICRG Interim Report No 1. *Implant Dent* 1994;3(2):90-94.
46. Misch, C.E. Treatment planning for the edentulous posterior maxilla. In Misch CE, eds. *Contemporary implant dentistry*. 2nd edition, St. Louis: Mosby. 1999:193-204.
47. De Tolla, DH, Andreana, S, Patra, A, Buhite, R, Comelle, B. The role of the finite element model in dental implants. *J Oral Implantol* 2000; 26(2): 77-81.
48. Bumgardner, J. D., Boring, J. G., Cooper, R. C., Gao, C., Givaruangsawat, S., Gilbert, J. A. (2000). Preliminary evaluation of a new dental implant design in canine models. *Implant Dent*, 9, 252-260.
49. Lee, J. H., Frias, V., Lee, K. W., Wright, R. F. (2005). Effect of implant size and shape on implant success rates: a literature review. *J Prosthet Dent*, 94, 377-381.
50. Chun H. J., Cheong, S. Y., Han, J. Y., Heos, S. J., Chung, J. P., Rhyu, I. J., Choi, Y. C., Baik, H. K., KU, Y., Kim, M.H. (2002). Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. *J Oral Rehabil*, 29, 565- 574.
51. Hobkirk, J. A., Psarros, K. J. (1992). The influence of occlusal surface material on peak masticatory forces using osseointegrated implant-supported prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 7, 345-352.
52. Binon, P. P. (2000). Implants and components: entering the new millennium. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 15, 76-94.
53. Hansson, S., Werke, M. (2003). The implant thread as a retention element in cortical bone: the effect of thread size and thread profile: a finite element study. *J Biomech*, 36, 1247-1258.
54. Tada. S., Stegaroiu, R., Kitamura, E., Miyakawa, O., Kusakari, H. (2003). Influence of implant design and bone quality on stress/strain distribution in bone around implants: a 3 dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 18, 357-368.
55. Jokstad A, Braegger Urs, Brunski J.B, Carr A.B, Naert I, Wennerberg A. Quality of Dental Implants. *Int J Prosthodont* 2004; 17:607-41.
56. Abrahamsson I, Berglundh T. Effects of Different Implant Surfaces and Designs on Marginal Bone Level Alterations: A Review. *Clin Oral Imp Res* 2009; Suppl.4: 207-15.

57. Stanford CM. Surface Modifications of Dental Ġmplants. Aust Dent J 2008; 53: 26–33.
58. Hobkirk J.A, Wiskott H.W.A. Biomechanical Aspects of Oral Ġmplants: Consensus Report of Working Group 1. Clin Oral Imp Res 2006;17:52–4.
59. Sertgoz, A., Guvener, S. (1996). Finite element analysis of the effect of cantilever and implant length on stres distrubution on implant supported prosthesis. J Prosthet Dent, 75,165-169.
60. Ivanoff CJ, Sennerby L, Johansson C, Rangert B, Lekholm U. Influence of implant diameters on the integration of screw implants. An experimental study in rabbits. Int J Oral Maxillofac Surg. 1997 Apr; 26(2): 141-8.
61. English C, Bahat O, Langer B, Sheets CG. ,What are the clinical limitations of wide-diameter (4 mm or greater) root-form endosseous implants?,Int J Oral Maxillofac Implants. 2000 Mar-Apr;15(2):293-6.
62. Davarpanah M, Martinez H, Kebir M, Tecucianu JF (çev ed Pamuk S, Anıl A). Oral İmplantoloji Klinik El Kitabı. İstanbul. Quintessence Yayıncılık: 2009.
63. Becker, W., Burton, E. (1995). Replacement of maxillary and mandibular molars with single endosseous implant restorations: A prospective study. J Prosthet Dent, 74,51-55.
64. Himmlova L, Dostalova T, Kacovsky A, Konvickova S. Influence of implant lenght and diameter on stress distribution: A finite element analysis. J Prosthet Dent 2004; 91: 20-25.
65. Winkler, S., Morris, H. F., Ochi, S. (2000). Implant survival to 36 months as related to length and diameter. Ann Periodontol, 5, 22-31.
66. Buser D, Schenk RK, Steinmann S, Fiorellini FP, Fox CH, Stich H (1991) Influence of surface characteristics on bone integration of titanium implants: A histomorphometric study on miniatur pigs, J Biomed Mater Res, 25, 889-902.
67. Holmgren EP., Seckinger RJ., Kilgren LM., Mante F. Evaluating parameters of Osseointegrated Dental Implants Using Finite Element Analysis. Int. J. Oral Implantol. 1998; 24: 80-88.
68. Ivanoff, C.J., Grondahl, K., Sennerby, L., Bergstrom, C., Lekholm, U., 1999. Influence of variations in implant diameters: a 3- to 5-year retrospective clinical report. The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 14(2), 173-180.
69. Misch, C.E., Bidez, M.W., 2005. A Scientific Rationale for Dental Implant Design, Contemporary Implant Dentistry, Mosby Elsevier, St. Louis, Missouri, USA, 874 p.
70. Steigenga, J. T., Al-Shammari, K. F., Nociti, F. H., Misch, C. E., Wang, H. L. (2003). Dental implant design and its relationship to long-term implant success. Implant Dent, 12, 306-317.
71. Sykaras, N., Iacopino, A. M., Marker, V. A., Triplett, R. G., Woody, R.D. (2000). Implant materials, designs, and surface topographies: their effect on osseointegration. A literature review. Int J Oral Maxillofac Implants, 15, 675-90.
72. Branemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindstrom J, Hallen O, Ohman A. (1977) Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. Scand J Plast Reconstr Surg Suppl,16,1-132.
73. Geng J-P, Tan KB, LIU G-R. (2001a) Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. The Journal of prosthetic dentistry,85,585-598.

74. Bidez, M. W., Misch, C. E. (1990). The biomechanics of interimplant spacing. Proceedings of the 4th International Congress of Implants and Biomaterials in Stomatology, Charleston, SC.
75. JIVRAJ, S., CHEE, W., CORRADO, P. (2006). Treatment planning of the edentulous maxilla. *British Dental Journal*, 201: 261-279.
76. Bagno, A., Di Bello, C. (2004). Surface treatments and roughness properties of Tibased biomaterials. *J Mater Sci Mater Med*, 15, 935-949.
77. Klokkevold, P. R., Nishimura, R. D., Adachi, A., Caputo, A. (1997). Osseointegration enhanced by chemical etching of the titanium surface; A torque removal study in the rabbits. *Clin Oral Implants Res*, 8, 442-447.
78. Le Guehennec, L., Soueidan, A., Layrolle, P., Amouriq, Y. (2007). Surface treatments of titanium dental implants for rapid osseointegration. *Dent Mater*, 3, 844-854.
79. Cooper, L. F., Masuda, T., Yliheikkilä, P. K., Felton, D. A. (1998). Generalizations regarding the process and phenomenon of osseointegration. Part II. In vitro studies. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 13, 163-174.
80. Gotfredsen K., Berglundh T., L  ndhe J. Bone Reactions Adjacent with Different Surface Characteristics Subjected to Static Load. *Clin. Oral Impl. Res.* 2001; 12:196-201.
81. Wheeler, D. L., Campbell, A. A., Graff, G. L., Miller, G. J. (1997). Histological and biomechanical evaluation of calcium phosphate coatings applied through surface induced mineralization to porous titanium implants. *J Biomed Mater Res*, 34, 539-543.
82. Hahn, J., Vassos, D. M. (1997). Long- Term Efficacy of Hydroxyapatite-Coated Cylindrical Implants. *Implant Dent*, 6, 111-115.
83. Christensen GJ (2008), Selecting the Best Abutment for a Single Implant. *J Am Dent Assoc*, 4: 484-87. Lazzara R, Porter S, Beaty K, Davarpanah M, Martinez H. Yuzey ozellikleri In Kebir M, Tecicuanu. "Oral İmplantoloji Klinik El Kitabı". Quintessence Yayıncılık, İstanbul, 2004.
84. Cehreli M., Sahin S., Akça K. Role of Mechanical Environment and Implant Design on Bone Tissue Differentiation. *J. Prosthet. Dent.* 2004; 32: 123-132.
85. Cibirka RM, Nelson SK, Lang BR, Rueggeberg FA Examination of the implant-abutment interface after fatigue testing. *J Prosthet Dent.* 2001;85(3):268-75. 11.
86. Maeda Y, Satoh T, Sogo M. In vitro differences of stress concentrations for internal and external hex implant-abutment connections: a short communication. *J Oral Rehabil.* 2006;33(1):75-8.
87. Aboyoussef H, Weiner S, Ehrenberg D. Effect of an antirotation resistance form on screw loosening for single implant-supported crowns. *J Prosthet Dent.* 2000 Apr;83(4):450-5.
88. Acar A, İnan Ö. İmplant destekli protezlerde okluzyon Cumhuriyet Üniversitesi Di  hekimli  i Fakültesi Dergisi. 2001;cilt 4, Sayı 1.
89. Lawrence AW, Kruger B. A comparison of implant / prosthesis loading with four clinical variables. *Int J Prosthodont* 1995;8:421-33.
90. Binon, P.P. (2000). Implants and components: entering the new millennium. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* , 15(1), 76-94.

91. Shimura Y., Sato Y., Kitagawa N., Omori M., Biomechanical effects of offset placement of dental implants in the edentulous posterior mandible, Shimura et al. *International Journal of Implant Dentistry* (2016) 2:17.
92. Jemt T, Lekholm U. Oral implant treatment in posterior partially edentulous jaws: A 5-year flow-up study. *Int J of Maxillofac Implants*. 1993; 8: 635-40.
93. Van Steenberghe D. A retrospective multi center evaluation of the survival rate of osseointegrated fixtures sporting fixed partial prostheses in the treatment of partial edentulism. *J Prosthet Dent* 1989; 61: 217-23.
94. Lekholm U, Van Steenberghe D, Hermann I, Bolender C, Folmer T, Gunne J, Henrick P, Higuchi K, Laney WR, Linden U. Osseointegrated implants in the treatment of partially edentulous jaws: A prospective 5-year multi center study. 1994; 9: 627-635.
95. Babbush CA, Shimura M. Five year statistical and clinical observations with the IMZ two stage osseointegrated implant system. *Int J Maxillofac Implants*. 1993; 8: 245-253.
96. Rangert B, Sullivan R. Preventing Prosthetic overload induced by bending. *Nobelpharma News* 1993; 7: 4-5.
97. Misch CE: *Contemporary Implant Dentistry*. 2nd ed. Tokyo, Mosby, Inc. 1999; 151.
98. Tischler M. Treatment planning implant dentistry: An overview for the general dentist. *Gen Dent* 2010; 58: 368-74.
99. Tunalı, B. (2000). *Multi Disipliner Bir Yaklaşımla Oral İmplantolojiye Giriş*. İstanbul: Nobel Tıp Kitapevleri.
100. Naert I, Duyck JA, Hosny M, Van Steenberghe D: Freestanding and tooth-implant connected prostheses in the treatment of partially edentulous patients. *Clin Oral Implants Res*. 2001; 12: 234.
101. Zarb, G. A. (1991). Osseointegration: A Requiem for the Periodontal Ligament? *Int J Oral Maxillofac Implants*, 11, 88-91.
102. Petrie CS, Williams JL (2005) Comparative evaluation of implant designs: influence of diameter, length, and taper on strains in the alveolar crest A three-dimensional finite-element analysis, *Clin Oral Impl Res*, 16, 486–494.
103. Oh TJ, Yoon J, Misch CE, Wang HL (2002) The causes of early implant bone loss: myth or science, *J Periodontol*, 73, 322-333.
104. Hoshaw SJ, Brunski JB, Cochran GVB (1994) Mechanical loading of Branemark implants affects interfacial bone modeling and remodeling, *Int J Oral Maxillofac Implants*, 9, 345–360.
105. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark PI, Lindhe J, Eriksson B, Sbordone L (1986) Marginal tissue reaction at osseointegrated titanium fixtures, *Int J Oral Maxillofac Surgery*, 15, 39–52.
106. James RA, Schultze RL (1974) Hemidesmosomes and the adhesion of junctional epithelial cells to metal implants: A preliminary report, *J Oral Implantol*, 4, 294-308.
107. Belser UC, Mericske-Stern R, Bernard JP, Taylor TD. (2000). Prosthetic management of the partially dentate patient with fixed implant restorations. *Clin Oral Impl Res*, 1: 126-45.

108. Spiekermann H, Donalt K, Hassell T. (1995). Color atlas of dental medicine Implantology. Ed: Rateitschak KH, Newyork.
109. Heckmann SM, Karl M, Wichmann MG, Winter W, Graef F, Taylor TD (2006) Loading of bone surrounding implants through three-unit fixed partial denture fixation: a finite-element analysis based on in vitro and in vivo strain measurements, Clin Oral Impl Res, 17, 345–350.
110. Clelland NL, Lee JK, Bimbenet OC, Brantley WA (1995) Three dimensional finite element stress analysis of angled abutments for an implant plased in the anterior maxilla, J Prosthodont, 4, 95-100.
111. Chee W, Felton DA, Johnson PF, Sullivan DY (1999) Cemented versus screwretained implant prostheses: Which is Beter?, Int J Oral Maxillofac Implants, 14, 137-141.
112. Keith SE, Miller BH, Woody RD, Higginbottom FL (1999) Marginal discrepancy of screw-retained and cemented metal-ceramic crowns on implant abutments, Int J Oral Maxillofac Implants, 14, 369-378.
113. Hobo S. Ichida E and Garcia LT: "Osseointegration and Occlusal Rehabilitation", Quintessence Publishing Co, 163-186, Tokyo, 1990.
114. Özpinar B, Toksavul S, Ulusoy M ve Özer H: Doğal Dişli Genç Bireylerde Karşılıklı Çene İlişkileri ile Oklüzyon Tür leri Arasındaki İlginin Araştırılması, Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi, 16, 18-22, 1995.
115. Ramford S and Ash MM: Occlusion ed. 3.VVB Saunders Co., Philadelphia. 1983.
116. Akçaboy C: İmplantlarda Başarısızlık "Sabit Protez lerde Başarısızlık Nedenleri", 90-121, Ankara. 1996.
117. Baran i: İki Tip Silindirik Endosteal İmplant Alt Yapı Üzerine Hazırlanmış Üç Değişik Tüberkül Eğimli Kuron Tasarım larına Uygulanan Vertikal Kuvvetlerin Oluşturduğu Gerilimlerin "Finite Element Stress Analysis" Yöntemi ile İncelenmesi. Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi A.D. Doktora Tezi, Ankara, 1995.
118. Benito Rilo, José Luis da Silva, María Jesús Mora and Urbano Santana Santiago de Compostela: Guidelines for occlusion strategy in implant-bone prostheses, International Dental Journal (2008) 58, 139-145.
119. Beumer J. Hamada M and Lewis S: A Prosthodontic Overview, Int J Prosthodont, 6, 126-130, 1993.
120. Lopez VJ and Torroba P: Occlusion, "Implant-Sup- ported Prostheses: Occlusion, Clinical Cases, and Labaratory Procedures". Quintessence Publishing Co, 23-35, Chicago, 1995.
121. Minsley GE and Koth DL: İn; McKinney RV, "Endos teal Dental Impiants" Mosby Co, St. Louis, 1991.
122. Çalikkocaoğlu S: Bölümlü Protezler, 3. Baskı, İ.Ü. Basımevi, İstanbul, 484-500, 1996.
123. Bayındır F ve Denizoglu S: Dental İmplant Protezleri için Oklüzyon Tipinin Seçimi, Atatürk Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi, 9(1), 87-90, 1999.
124. Howe L, Barrett V, Palmer P. Basic restorative techniques. Br Dent J 1999 187: 473-479.
125. Ivanhoe JR, Vaught R: Occlusion in the Combinati- on Fixed Removable Prosthodontic Patient, Dent Clin of North America, 31, 305-322, 1987.

126. Wishmeijer D, Waas N and Kalk V: Factor to Consider in Selecting an Occlusal Concept for Patients with Implants in the Edentulous Mandible, *J Prosthet Dent.* 380-384, 1995.
127. Naert, I. E., Duyck, A., Hosny, M. M., Quirynen, M., Van Steenberg, D. (2001). Freestanding and tooth-implant connected prostheses in the treatment of partially edentulous patients. Part II: An up to 15 years radiographic evaluation. *Clin Oral Implants Res*, 12, 245-251.
128. Cohen SR and Orenstein JH: The Use of Attachments in Combination Implant and Natural-Tooth Fixed Partial Dentures: A Technical Report. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 9, 230-334, 1994.

14. ÖZGEÇMİŞ

08.01.1997 tarihinde İstanbul’da doğdum. İlköğretimi Dobruca İlköğretim Okulu’nda, liseyi Pertevniyal Anadolu Lisesi’nde bitirdim. İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesinde hala öğrenimime devam etmekteyim.