

İmplant Destekleri Üzerine Gelen Kuvvetlerin Alt Çene Deformasyonuna Etkisi: Pilot Çalışma

THE INFLUENCE OF LOAD EXERTED ON IMPLANT ABUTMENTS ON MANDIBULAR DEFORMATION: A PILOT STUDY[¶]

M.Kemal ÜNSAL*, Selçuk ORUÇ**

* Dr.Dt.,Araştırma Görevlisi. Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi AD,

** Doç.Dr.,Gülhane Askeri Tıp Akademisi, Diş Hekimliği Bilimleri Enstitüsü, ANKARA

Özet

Amaç: Bir ya da birden çok diş eksikliği gözlenen hastalara fonksiyon, estetik ve koruyucu yaklaşımın birlikte sunulduğu tek alternatif olan dental implantlar, günümüzde yaygın kabul gören bir tedavi yöntemi olmuştur. Doğal dişler ile implantların, kemiğe tutunma mekanizmaları, yapısal farklılıkları ve destek kemiğin kuvvetler karşısında davranış şekli gözönüne alınacak olursa bio-mekanik farklılıkların ortaya çıkması kaçınılmazdır. Çalışmamız altyapı olarak sadece implantların kullanıldığı bir vak'a da mandibula'nın ortaya koyduğu deformasyon şeklinin implant destekleri üzerine ilettiği kuvvetleri in vivo olarak incelemeyi amaçlamaktadır.

Materyal ve Metod: Çalışmanın yapıldığı tarihte üç senedir Branemark protokolüne uygun bir alt sabit hareketli, üst total protez taşıyan hastanın alt çenesinin, fonksiyonel üç temel hareket karşısında gösterdiği davranış şekli, implant destekleri üzerine yerleştirilen gerilim ölçerler aracılığı ile ölçülmüştür.

Bulgular: In vivo tekniklerin kullanılması ile benzer araştırmalardan ayrılan çalışmamız fonksiyonel hareketler sırasında mandibula'nın ciddi deformasyonlar gösterdiğini ortaya koymuştur.

Sonuç: Alt çenede osseointegre implantların rijit bir üstyapı ile birbirine bağlandığı durumlarda fonksiyonel işlemler sırasında implantlar üzerine ciddi miktarlarda aksiyel kuvvet uygulandığı görülmüştür. Bu tür kuvvetlerin uzun dönem etkileri ortaya konuncaya kadar konuyla ilgilenen klinisyenlerin özellikle kısa implantların kullanıldığı, kemik desteği az vak'alarda implant sayısını arttırmayı ve/veya dengeli bir oklüzyon sağlamayı hedef edinmeleri gerekmektedir.

Anahtar Kelimeler: İmplant, Osseointegrasyon, Gerilim-ölçer, Kuvvet iletimi, Mandibuler deformasyon

T Klin Diş Hek Bil 2000, 6:7-12

Summary

Purpose: Using dental implants is the treatment alternative for replacing the standard protocols such as crowns, bridges and total dentures. Currently implants are widely accepted for the level of function, esthetics and conservation of the remaining dentition. However, compared to the natural dentition, the bio-mechanical properties of dental implants are different. This study evaluates the mandibular behaviour and the effects of related stress transfer to implant abutments under functional loads in vivo.

Materials and Method: The work is carried out on a volunteered female patient who was having a fixed removable implant supported denture in the mandible and a conventional full denture in the maxilla.

Results: The interpreted data acquired via strain-gauges bonded on the implant abutments revealed that a considerable amount of stress is localised around the implants under functional forces if the superstructure is rigidly connected to the abutments.

Conclusion: The results of this study showed that in cases where mandibular osseointegrated implants are connected with rigid superstructures considerable axial load is exerted on implant abutments. Until the long term consequences of such forces are evaluated, the clinicians should aim to increase the number of implants and achieve a balanced occlusion especially on cases where short implants are used.

Key Words: Force transfer, Osseointegration, Strain-gauge, Dental implants, Mandibular deformation

T Klin J Dental Sci 2000, 6:7-12

Geliş Tarihi: 25.05.1999

Yazışma Adresi: Dr. Dt. M.Kemal ÜNSAL
Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Protetik Diş Tedavisi AD
06500-Beşevler, ANKARA

[¶]Çalışmanın Yapıldığı Yer: University of Sheffield, School of Clinical Dentistry, Department of Restorative Dentistry Sheffield U.K.

T Klin J Dental Sci 2000, 6

Yakın zamana kadar doğal dişlerin kaybı sonrasında, hastalara sunulabilen protetik tedavi yöntemi kron-köprü ya da hareketli protezlerdi. Bilindiği gibi hareketli ve sabit protezler tutuculuklarını destek dişlerin yanısıra adezyon, kohezyon ve kapiller çekim kuvvetlerinden alan yapılarıdır (1). Günümüzde gelişen materyal ve cerrahi teknikler,

7

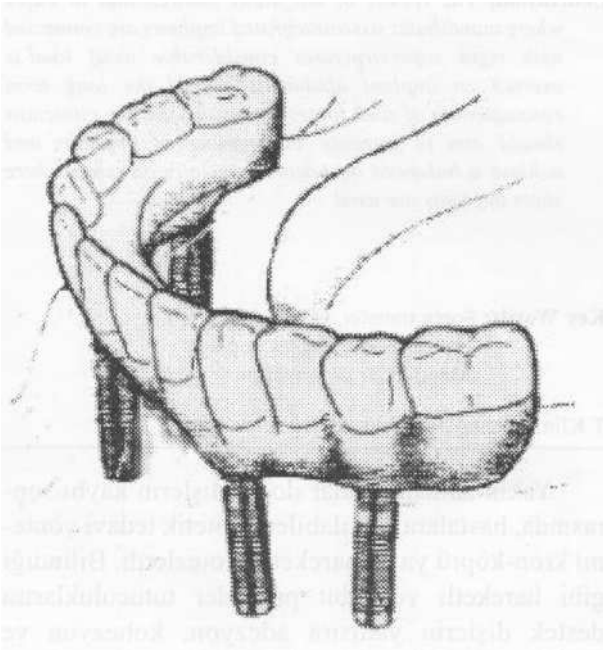
hastalarımıza dental implantları kullanarak, doğal dişlerin etkinliğine benzer etkinlikte restorasyon alternatifleri sunmamızı sağlamıştır (11,13-18).

Ancak dişler ile implantların çene kemiğine tutunma mekanizmaları ve dolayısı ile bio-mekanik özellikleri farklıdır. Buna ek olarak alt ve üst çenenin uygulanan kuvvetler karşısında gösterdikleri deformasyonda dikkate alınacak olursa (2,3), belirtilen destekler üzerine planlanan protetik üstyapılar farklı tasarımlar gerektirebilir.

In vivo çalışmamızın amacı, standart Branemark protetik protokolü ile tedavi edilmiş bir hastada (8) fonksiyonel hareketler sırasında ortaya çıkan kuvvetlerin alt çenenin deformasyonuna olan etkisinin incelenmesidir.

Materyal ve Metod

Deneysel çalışmamıza gönüllü olarak katılan 59 yaşındaki bayan hasta, 4 adet Branemark tipi (Nobel Biocare AB, Sweden) implant üzerine yapılan protezi 3 senedir kullanmaktaydı. Protez mental foramenler arasına yerleştirilmiş 4 adet implantı destek alan kanatlı bir tasarımdı (Resim 1). İmplantlar üzerine pasif olarak oturması sağlanan alt yapı, Tip III altın alaşımı kullanılarak döküm yolu ile elde edilmişti. Kanat uzantıları hem sağ ve hem de sol tarafa doğru 1 cm uzunlukta idi. Protez,



Resim 1. Çalışmaya katılan hastanın kullandığı implant destekli alt protezin şematik resmi.

altyapının üzerine akrilik dişlerin dizilip, provasının yapımını takiben bilinen total protez teknikleri kullanılarak bitirilip altın vidalar aracılığıyla implantlar üzerine sabitlenmişti. Çalışmanın yürütülebilmesi için gerekli olan etik kurul kararı alındıktan sonra, hastanın ağızındaki tüm implant destekleri (abutment) hastanın kullandıkları ile aynı boy (10 mm) ve çapta (3.75 mm) ancak yüzeyi gerilim ölçer'ler (strain-gauge) ile donatılmış 'destekler' ile değiştirildi. Her destek üzerinde 2 adet lineer tip gerilim ölçer 180° açı ile uzmanlar tarafından yerleştirildi (Measurements Group, Basingstoke, UK).

Bu yapıların üzerine hastanın kendi protezi, 10 Ncm kuvvet uygulayacak şekilde ayarlanmış elektronik bir tork kontrol cihazı (Nobel Biocare AB, Sweden) ile vidalandı.

Hastanın protezinin yapımı sırasında Dentatus tipi yarı ayarlanabilir bir artikülötör kullanılmış olmasına karşın akrilik dişlerin hastanın protezini kullandığı 3 sene boyunca aşınması olasılığına karşın okluzyon kapanış kağıdı kullanılarak tekrar kontrol edildi. Bu işlem sonucunda alt keser dişlerin kesici kenarları ile üst keser dişlerin palatinal yüzeyinde herhangi bir kontakt noktasına rastlanmamıştır. Buna karşılık her iki taraf posterior bölgede benzer temas noktaları kaydedilmiş ve bu nedenle herhangi bir okluzal uyumlamaya ihtiyaç duyulmamıştır. Hasta, 24 saat içinde, sayısız defa yaptığı sanılan 3 temel mandibuler hareket hakkında bilgilendirildi ve komut verilince bu hareketleri uygulaması istenildi. İlk hareket 2 saniye aralıklarla 10 defa maksimum kuvvet uygulayarak dişlerin okluzyona getirilmesiydi. Daha sonra arka arkaya 5 defa ağızını maksimum açıp bu pozisyonu 1 saniye koruduktan sonra dişleri birbirine değmeyecek şekilde ağızını kapatması istendi. Son hareket ise zaman sınırlaması olmaksızın hastanın 2 defa yutkunmasıydı. Bu egzersizlerin yapılması sırasında fotöy'ün sırt ve tetier kısımları horizontal düzlem ile 90° lik bir açı yapacak ve hastaya destek olacak şekilde ayarlandı. Hastadan vücudunu kendisini rahat hissetmesini sağlayacak bir şekilde yerleştirilmesi ve bu pozisyonunu deney süresince mümkün olduğu kadar sabit tutması istendi. İşlemler sırasında implant destekleri üzerinde yoğunlaşan kuvvetler gerilim ölçerler tarafından algılandı. Bu değerler, daha önce başka çalışmalarda açıklandığı

şekilde (26) ilk olarak bir amplifikatöre (Model 2120 Strain Gauge Conditioner/Amplifier, Measurements Group UK) ve daha sonra da özel donanıma sahip IBM marka bir bilgisayara iletilerek burada depolandı. Elde edilen sonuçlar amaca yönelik olarak geliştirilmiş bir bilgisayar programı ile değerlendirildi (ESAM 2400, Measurements Group, UK).

Bulgular

Elde edilen sonuçlar Tablo 1, 2 ve 3'de Newton değerlerine çevrilerek verilmiştir. Çalışmanın ilk aşamasında hastamızdan dişlerini iyice sıkması istenmiş (maksimum ısırma kuvveti) ve elde edilen veriler incelenmiştir. Sonuçlar hastanın bilateral olarak distal implantlar üzerine kompresif kuvvet uyguladığını göstermektedir. Bu durum implant üstü protezin premolar ve kanatlar bölgelerinde her iki tarafta da sıkı bir temas sağlandığını göstermektedir (Tablo 1). Bununla birlikte (-) değerlerin solda yani 1.implant desteği tarafında daha yüksek çıkması gene bu tarafta temasın daha çok noktada olmasını ya da karşı tarafa göre hafif bir yüksekliğin varlığını göstermektedir. 2. ve 3. implantlar üzerinde hem (+) hem de (-) değerlerin görülmesi yani hem gerilim hem de baskı kuvvetlerinin gözlenmesi çenenin ya da yapay dişlerin hafif kaymasını vurgulamaktadır. Çünkü kayma sonucu, anterior kontakt noktalarının ortadan kaybolması üst protezin antero posterior yönde devrilmesine ve ortada yer alan desteklerin (2 ve 3) gerilim kuvvetleri altında kalmasına neden olacaktır.

Sonuçlar ağız açma egzersizi sırasında elde edilen aksiyel yükleme değerlerinin maksimum ısırma işlemi sırasında elde edilen değerlere oranla çok daha az olduğunu göstermektedir (Tablo 1 ve Tablo 2).

Yutkunma işlemi sırasında alt ve üst dişler arasında çok kısa süren bir okluzal temas olmaktadır. Normal bir yetişkinin yutkunması sırasında alt çene, dişlerin birbirlerine teması ile stabilize olur (27). Bu nedenle, maksimum ısırma sırasında elde edilen stress dağılım şekline benzeyen kuvvetler ile karşılaşılması beklenebilir. Fakat kontakt noktalarının her iki harekette aynı olmaması ve özellikle yutkunma işlemi sırasında mandibulanın çok hafif bir retruzyon yapması olağandır. Bu nedenle her iki egzersiz arasında farklar gözlenmiş,

Tablo 1. Maksimum ısırma hareketi sırasında elde edilen değerler (Newton olarak)

MAKSİMUM ISIRMA				
Maksimum Isırma Sayısı	1.Implant Desteği	2.İmplant Desteği	3.İmplant Desteği	4.İmplant Desteği
1.	-72	-2	0	-15
2.	-85	-5	-4	-18
3.	-64	2	2	-19
4.	-67	-3	-3	-12
5.	-64	-3	-5	-15
6.	-56	-3	4	-13
7.	-75	-4	2	-14
8.	-75	1	-7	-14
9.	-60	-3	-2	-9
10.	-93	-1	3	-17

Tablo 2. Maksimum ağız açma hareketi sırasında elde edilen değerler (Newton olarak)

MAKSİMUM AĞIZ AÇMA				
Maksimum Ağız Açma Sayısı	1.Implant Desteği	2.İmplant Desteği	3.İmplant Desteği	4.İmplant Desteği
1	2	6	6	-14
2.	1	9	1	-15
3.	3	7	1	-13
4.	4	4	2	-9
5.	3	3	4	-12

Tablo 3. Yutkunma hareketi sırasında elde edilen değerler (Newton olarak)

YUTKUNMA				
Yutkunma Sayısı	1.Implant Desteği	2.İmplant Desteği	3.İmplant Desteği	4.İmplant Desteği
1.	-3	0	6	2
2.	-3	-2	-1	-8

yutkunma sırasında elde edilen değerler Tablo 3'de verilmiştir.

Tartışma

İmplantları bir restorasyon ile birbirine bağlamak, doğal dişleri birbirine bağlamak ile aynı bio-

mekanik özellikleri göstermez (4). Bunun nedeni implantların, periodontal membran eksikliğine bağlı olarak, dişlerin, kök soketi içinde yaptığı 0.1 ile 0.25 mm arasındaki harekete sahip olmalarıdır (5,6). Dişlerin bahsedilen hareket miktarı periodontal membranın boyutları ve kalitesine bağlı olmakla birlikte, bu tür bir mekanizma dişlere ve kemiğe iletilen kuvvetlerin azaltılması için oldukça etkili, doğal bir kuvvet kırıncıdır (7,8).

Kemik sürekli olarak yeniden şekillenebilen dinamik bir dokudur. Bu yeniden şekillenme özelliğini harekete geçiren en büyük etken belli miktarları aşmayan mekanik uyarılardır (9). Ancak aşırı yüklenme durumunda yapım-yıkım dengesi bozulacak ve fizyolojik olmayan bir rezorbsiyon gözlenecektir (10). Doğal kuvvet kırıcılara sahip olmayan osseointegre implantlar bu nedenle kemiğe aşırı kuvvet iletilmesine sebep olurlarsa, konak kemik rezorbe olarak cevap verecek ve sonunda implant kaybedilecektir. Tüm bu bio-mekanik farklılığa ek olarak maksilla ve mandibula, fonksiyon sırasında, deformasyon gösteren yapılardır. Mandibula'nın 4 farklı deformasyon gösterdiği ispatlanmıştır (2,7,12). Bunların içinde, dişhekimliği araştırmacılarının ilgisini en çok alt çene'nin orta hat etrafındaki esneme eğilimi ilgilendirmiştir. Bunun nedeni bahsedilen spesifik deformasyonun arklar arası ilişkiyi ve dolayısı ile okluzyon'u etkilemesidir (3). Bu davranış şekli, osseointegre implantlar ile desteklenmiş üstyapıların kullanıldığı durumlarda daha da önemli olabilir. Çünkü bu deformasyon şekilleri, implantlar rijit bir üstyapı ile birbirine bağlandıktan sonra da devam edecek ve implantlar etrafında kaçınılmaz olarak bir stres konsantrasyonu gözlenecektir.

Kemik elastisitesi, maksimum ısırma kuvveti, implant sayı, dağılım ve lokalizasyonu, üstyapı'nın okluzal uyumu ve nöro-müsküler mekanizma farklılığı gibi kişisel faktörler olaya çok fazla parametreye katacak ve yorumlamayı imkansız hale getirebileceği için araştırma tek bir hasta üzerinde yapılmıştır.

Tüm bu sonuçlar ve yapılan değerlendirmeler prematür temas noktalarından arındırılmış bilateral balanslı bir okluzal düzenlemenin önemini ortaya koymaktadır. Dikkat edilmesi gereken bir diğer nokta ise protez takıldığı anda sağlanan bu okluzal düzenlemenin daha sonra da korunmasıdır.

Prematür okluzal kontakt noktalarının kuvvet iletimine olan negatif etkisi Falk ve arkadaşları ile Lundgren ve arkadaşları tarafından ortaya konulmuştur (19,20).

Mandibuler deformasyonun bir diğer sebebi ise kondillere tutunan kasların ağız açma sırasında ortaya koydukları çekme kuvvetleridir. Bu kuvvetler ağız açıldığı sırada kasların kontraksiyonu ile ortaya çıkmakta ve özellikle mandibuler ön orta bölgede en yoğun deformasyona neden olmaktadır (12). Bu deformasyonun miktarı alt çene kemiğinin boyutları ve kalitesinin yanısıra kortikal kalınlığına, kesit alanına, yapısına ve şekline de bağlıdır (21). Bahsedilen bu şekil değişikliğinin özellikle implant dişhekimliğinde önemi vardır. Çünkü Branemark protokolü implant yerleştirilmesi için standart olarak, symphysis bölgesini de içine alan anterior mandibula'yı önermektedir. Çalışmamıza katılan hastamızın implant destekleri üzerine yerleştirdiğimiz gerilim-ölçerlerin kaydettiği veriler, bizi, ağız açma işlemi sırasında mandibulanın deforme olduğunu düşünmeye yöneltmiş ve bu düşünce benzer araştırmalar ile de desteklenmiştir (7,12,22,23). Bu durumun deformasyonun şiddetine bağlı olarak implantlar etrafında lokalize stress kuşakları meydana getirmesi olasıdır. Mandibula'nın şekli ve deformasyonun yönü düşünülecek olursa ağız açıp kapama gibi bir hareketin implantlar üzerine ilettiği kuvvetin horizontal yönde bir bileşkesinin olacağı da söylenebilir. Aksiyel kuvvetlerin ölçüldüğü çalışmamızın aksine horizontal kuvvetleri değerlendiren Hobkirk ve arkadaşları (2) ağız açma işlemi sırasında implant'lar üzerine 14.4 Newtonluk bir horizontal kuvvet iletiildiğini göstermişlerdir. Lindquist ve arkadaşlarının (24) yaptıkları başka bir çalışmada ise anterior mandibula'da ortada konumlanan implant'lar etrafında posterior yönde konumlanan implantlara oranla daha fazla miktarda kemik kaybı olduğu ortaya konulmuş ve bahsedilen horizontal kuvvetlerin klinik önemi vurgulanmıştır. Bu rezorbsiyon mekanizmasını açıklayabilecek varsayımlardan birisi kas bağlantıları ile kondillerden asılmış bir mandibula'da mesnet hattı'nın symphysis bölgesinden geçmesidir. İmplantları birbirine rijit olarak bağlayan üstyapı'lar nedeni ile belirtilen mesnet hattı etrafında deformasyon engellenerek, oluşan tüm yük implantlar ve destek dokulara iletilmekte, bölgede beslenme bozukluğu ve aşırı

yüklemeye bağlı rezorbsiyon gözlenmektedir. Yüksek başarı oranları bulunan ve hastamıza da uygulanan bu klasik Branemark protetik protokolü her ne kadar yukarıdaki açıklama ile çelişir görünse de bunun sebebi anlatılan mekanizma'nın osseointegrasyonu bozmaya yetecek kadar yıkıcı kuvvet uygulamaması olabilir. Ancak klinisyenler özellikle kemik boyutları ve anatomisinin ideal olmadığı ve kısa implantların kullanıldığı vak'alar da bu faktörü gözönüne alarak ya daha fazla sayıda implant kullanılmalı ya da protetik tasarımlarını modifiye etmelidirler.

Mekanik olarak düşünülecek olursa birbirine bağlanmış bir implant sistemi içinde başarısızlığı ortaya çıkaran kuvvetler gerilim kuvvetleridir (25). Çalışmadaki fonksiyonel hareketler sırasında kaydedilen gerilim kuvvetlerinin baskı kuvvetlerine oranla çok daha az seviyede ve kullanılan implant sisteminin direnç limitleri içinde olduğu gözlenmiştir. Bu nedenle pasif olarak oturan üstyapılar uygun okluzal ilişkiye sahip ise maksimum ısırma, ağız açma kapama ve yutkunma işlemlerinin bahsedilen implant sisteminin mekanik olarak başarısızlığına sebep olamayacağı ileri sürülebilir. Üstyapı uyumunun bozuk olması ya da hatalı okluzal ilişkilerin sonuçları tam ters yönde etkileyebileceği unutulmamalıdır.

Çalışmada kullanılan şekli ile gerilim ölçer tekniği birden fazla hastanın birbiri ile kıyaslanmasını imkansız kılmaktadır. Bunun nedeni gerilim ölçerlerin yapıstırıldıkları desteklerin pozisyonunun implant vidasının üzerinde rotasyonu engellemek için tasarlanmış hegzagonal tarafından dikte edilmesidir. Bu nedenle aynı implant desteği tek bir implant üzerinde 5 ayrı konumda yerleştirilebileceği gibi farklı implantlar üzerinde implant'ın yerleştiriliş açısı ve konumuna göre sonsuz sayıda yerleşebilir. Miles ve arkadaşlarına göre gerilim ölçer sonuçlarının birbirleri ile kıyaslanması için tamamen aynı pozisyon ve lokalizasyonda olmaları gerekmektedir. Gerilim-ölçer pozisyonunun 0.5 mm kayması, sonuçları %53 oranında saptırabilir (28). Buna ek olarak kemik kalitesi, kantitesi, implant boyu, çapı ve lokalizasyonu, ısırma kuvveti gibi kişisel farklılıklar gözönüne alındığında farklı hastalardan elde edilen sonuçların birbirleri ile karşılaştırılmasının çalışma sonuçlarını gerçeklerden uzaklaştırabileceği düşünülmüştür. Yukarıda

belirtilen sebepler istatistiksel karşılaştırma yapılabilecek kadar veriyi toplamaya izin vermediği için bu yönde bir analiz yapılmamıştır.

Sonuç

Osseointegre implantlar üzerine sabit hareketli tip üstyapılar uygulanarak tedavi edilen bir hastanın ağız açıp kapama, maksimum ısırma ve yutkunma gibi fonksiyonel işlemler sırasında implantlar üzerine ciddi miktarlarda aksiyel kuvvet uyguladığı çalışmamız da belirlenmiştir. Bunun sonucunda bilinen ölçü yöntemleri kullanılarak elde edilen modeller üzerinde bitirilen rijit üstyapıların özellikle ağız açma işlemi sırasında implantlar üzerine yıkıcı olabilecek kuvvetler uyguladığı ortaya konmuştur. Özellikle mandibuler yapısı ince ve/veya kemik yoğunluğu az olan hastalar risk grubunu oluşturmaktadır. Bu nedenle fonksiyonel kuvvetlerin klinik sonuçları tam olarak belirlenene kadar, klinisyenler, kısa implantların kullanıldığı, kemik desteği az vak'alarda implant sayısını arttırmayı, üstyapılarda dengeli bir okluzyon sağlamayı hedef edinmelidirler.

KAYNAKLAR

1. Hickey JC, Zarb GA, Bolender CL: Boucher's Prosthodontic treatment for edentulous patients. St.Louis: Mosby Co, 1985
2. Hobkirk JA, Schwab J: Mandibular deformation in subjects with osseointegrated implants. Int J Oral Maxillofac Implants 6:319, 1991
3. Omar R, Wise MD: Mandibular flexure associated with muscle force applied in the retruded axis position. J Oral Rehabil 8:209, 1981
4. Richter EJ: Basic biomechanics of dental implants in prosthetic dentistry. J Prosthet Dent 61:602, 1989
5. Manson JD: Periodontics. Edinburgh. London: Kimpton Medical, 1986
6. Lindhe J: Textbook of Clinical Periodontology. Copenhagen: Munksgaard, 1989
7. Fischman BM: The influence of fixed splints on mandibular flexure. J Prosthet Dent 35:643, 1976
8. Branemark PI, Zarb GA, Albrektsson T: Tissue-integrated prostheses-osseointegration in clinical dentistry. Quintessence, 1985
9. Meghji S: Bone remodelling. Br Dent J;172:235,1992
10. Steigman S, Boym R, Weinreb M, Michaeli Y: Dynamics of tissue changes found after mechanical loading of the rat incisor II. A three dimensional longitudinal study of the histopathologic aspects. Am. J of Ort and Dent Orthop 104:492, 1993

- 11.Karlsson S, Jemt T: Adaptive changes of masticatory movement characteristics after rehabilitation with osseointegrated fixed prostheses in the edentulous jaw: a 10-year follow-up study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 6:259, 1991
- 12.Fischman B: The rotational aspect of mandibular flexure. *J Prosthet Dent* 64:483, 1990
- 13.Johansson A, Haraldson A, Omar T, Kiliaridis S, Carlsson GE: An investigation of some factors associated with occlusal tooth wear in a selected high wear sample. *Scand J Dent Res* 101:407, 1993
- 14.Jemt T: Masticatory mandibular movements. *Swedish Dent Jour; Supplement* 23:1, 1984
- 15.Tzakis MG, Linden B, Jemt T: Oral function in patients treated with prosthesis on Branemark osseointegrated implants in partially edentulous jaws: a pilot study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 5:107, 1990
- 16.Naert I, Van Steenberghe D, Worthington P: *Osseointegration in Oral Rehabilitation. An Introductory Textbook.* London: Quintessence, 1993
- 17.Book K, Karlsson S, Jemt T: Functional adaptation to full-arch fixed prosthesis supported by osseointegrated implants in the edentulous mandible. *Clin Oral Impl Res* 3:17, 1992
- 18.Jemt T, Book K, Karlsson S: Occlusal force and mandibular movements in patients with removable overdentures and fixed prostheses supported by implants in the maxilla. *Int J Oral Maxillofac Implants* 8:301, 1993
- 19.Falk H, Laurell L, Lundgren D: Occlusal force pattern in dentitions with mandibular implant -supported fixed cantilever prostheses occluded with complete dentures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 4:55, 1989
- 20.Lundgren D, Falk H, Laurell L: Influence of number and distribution of occlusal cantilever contacts on closing and chewing forces in dentitions with implant-supported fixed prostheses occluding with complete dentures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1:277, 1989
- 21.Meijer HJ, Kuiper JH, Starmans FJ, Bosman F: Stress distribution around dental implants: influence of superstructure, length of implants, and height of mandible. *J Prosthet Dent* 68: 96, 1992
- 22.Goodking RJ, Heringlake CB: Mandibular flexure in opening and closing movements. *J Prosthet Dent* 30:134, 1973
- 23.De marco TJ, Paine S: Mandibular dimensional change. *J Prosthet Dent* 31: 482, 1974
- 24.Lindquist LW, Rockler B, Carlsson GE: Bone resorption around fixtures in edentulous patients treated with mandibular fixed tissue-integrated prostheses. *J Prosthet Dent.* 59:59, 1988
- 25.White GE: *Osseointegrated Dental Technology.* London: Quintessence, 1993
- 26.Ünsal MK: *The Clinical Measurement of Stress and Strain Induced in Branemark Implant Fixtures and Abutments During the Fitting of a Cast Beam and During the Application of Simulated Functional Loads.* Doktora Tezi, Sheffield, İngiltere 1994
- 27.Okeson JP: *Management of Temporomandibular Disorders and Occlusion.* St.Louis: The C.V.Mosby Co, 1989
- 28.Miles AW, Tanner KE: *Strain Measurement in Biomechanics.* London: Chapman & Hall, 1992