

ÜST YAPI UYUMSUZLUKLARI VE FONKSİYONEL KUVVET SINIRLARINDAKİ STATİK YÜKLERİN İMLANT ÜZERİNDE OLUŞTURDUKLARI STRESLERİN İNCELENMESİ

Hakan Uysal*, Bülent Dayangaç**

ÖZET

Fonksiyonel ve parafonksiyonel kuvvetlerle birlikte implant-kemik ara yüzünde oluşan streslerin bir diğer nedeni de implant dayanakları pasif konumlarından saptıran uyumsuz üst yapılardır. Uyumsuz üst yapı, terminal konumuna getirilmek amacıyla dayanak üzerine itildikçe, dayanak, uyumsuzluk miktarı kadar harekete zorlanır. Bu çalışmanın amacı, implant üst yapı uyumsuzlukları nedeniyle oluşan stresleri belirlemek ve ağız içi kuvvetlerin oluşturabileceği streslerle karşılaştırmaktır.

İmplant üst yapı uyumsuzluğunu taklit edebilmek için implanta 1/1000 mm duyarlılıkla devrilme hareketi kazandıran bir düzenek, okluzal yüklemeyi yapılmak için bir yükleme apareyi kullanılmıştır. Yüklemenin ve uyumsuzluğu taklit eden implant hareketinin, resin içerisine yerleştirilen implantın boyun bölgesinde neden olduğu stresler, implantın resin içerisindeki yan yüzüne yapıştırılan bir strain gauge ile tespit edilmiştir.

İmplantı pasif konumundan 30 µm kadar saptıran üst yapı uyumsuzluğunun neden olduğu streslerin, implant destekli protez kullanan kişilerde çiğneme fonksiyonunu gerçekleştiren alt sınırlardaki kuvvetlerin (40N) neden olduğu streslere yaklaştığı belirlenmiştir. 17 µm uyumsuzluğun neden olduğu streslerin, direkt implant-kemik arayüz ilişkisinin kaybına neden olabilen değerlerdeki statik lateral kuvvetlerin oluşturduğu streslere eşit olduğu saptanmıştır. Uyumsuzlukların yük altında neden oldukları stresler, daha küçük kuvvetlerde daha fazla artmıştır.

Anahtar kelimeler : Osseointegre implantlar, osseointegre implant üst yapıları, implant biomekaniği

SUMMARY

Biomechanical Comparison of Stresses on Implants Produced by Inaccurate Framework Fit Between Abutments and Static Loads within Functional Limits

One of the main causes of stresses at the bone-implant interface other than intraoral forces is the inaccurate fit of frame works between implants. As the inaccurate framework is forced to be placed to its terminal position on the abutment, the implant will be exposed to the lateral forces produced by the amount of discrepancy between framework and the distance between abutments. The aim of this study is to compare the stresses produced by the displacement of implants generated by inaccurate frameworks and the axial loads.

A device is used to simulate the displacement of abutment caused by an inaccurate framework in 1/1000 mm sensitivity, and an apparatus is used for the axial static loading of implant. In order to collect stress data produced by both discrepancies and loads, a strain gauge is bonded to the axial surface of implant at the coronal level.

The stresses produced by inaccuracies of 35 µm are found to be approximate to the stresses caused by the lower limits of masticatory forces. The forces generated by inaccuracy of 17 µm are found to be equal to the stresses caused by the lateral orthodontic force levels which disturb the direct implant-bone interface. The stresses produced by discrepancies under load tend to increase in higher rates by smaller loads which can be caused by guidance and swallowing.

Key words : Osseointegrated implants, superstructures for osseointegrated implants, biomechanics of dental implants.

* ÇÜ Dişhekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Yrd. Doç. Dr.

** HÜ Dişhekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Doç. Dr.

GİRİŞ

Dental implantların başarısında, hastanın dental ve sistemik durumu, cerrahi yöntemler ve periodontal etkenler önemli rol oynarlar. Ancak uzun süreli başarı, kullanılan biyomateryal ve sistemin biyomekaniği ile yakından ilgilidir. Bu nedenle implant üzerine uygulanan kuvvetler, bu kuvvetlerin implant-kemik ara yüzüne iletimi ve çevre dokulardaki fizyolojik cevap önemli çalışma alanları oluşturmuştur.

Dental implantların yerleştirilmelerindeki amaç, üzerlerine inşa edilen üst yapı sistemlerini kullanarak, ağız boşluğu içerisindeki fonksiyonları rehabilite etmektir. Bu rehabilitasyonun tam ve uzun süreli başarısı için sistemin ağız içi kuvvetlerini karşılayabilmesi ve implant çevresindeki dokulara, doğru yön ve büyüklükte iletebilmesi gerekir (1). Aksi halde, fizyolojik sınırların ya da "biyolojik eşğin" üzerinde oluşturulan stresler marjinal kemik kapılarına neden olur (2,4).

İmplant-kemik arayüzünde oluşan streslerin önemli nedenlerinden biri de implant dayanaklar üzerine yerleştirilen ve implant dayanakları pasif konumlarından saptıran uyumsuz üst yapılardır. Uyumsuzluk gözle görülmeyecek kadar az bile olsa, üst yapı yerleştirilirken implant dayanaklarda uyumsuzluk miktarı kadar bir hareket söz konusu olur. Bu hareket, farklı implant bileşenlerinde ve arayüz dokularında streslerin oluşmasıyla sonuçlanır.

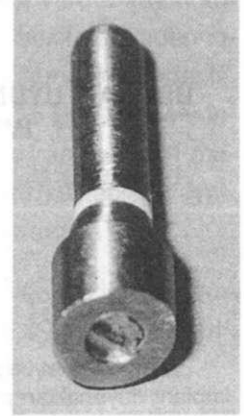
Bu araştırmanın amacı, implant-üst yapı uyumsuzlukları sonucunda, implant üzerinde oluşan stresleri tespit etmek ve bu stresleri, ağız içerisinde fonksiyon gören kuvvetlerin oluşturduğu stres büyüklükleri ile karşılaştırmaktır.

MATERYAL VE METOD

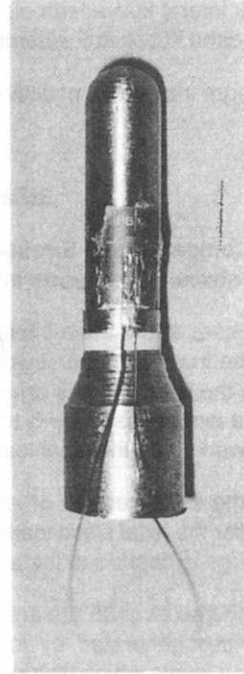
Bu çalışmada kullanılmak üzere, 4 mm çapında 13 mm boyunda bir IMZ implant, torna tezgahın-

da saf titanyum* kullanılarak yapıldı. Hem implantın, hem de PTFE (Teflon) rezilient parça ile birlikte diğer iç parçaların, gerçek kimplant tasarımı ve boyutlarıyla aynı olmasına özen gösterildi (Resim 1).

Bir dış kuvvetin implant üzerinde oluşturduğu stresler, implantın sert doku içerisine gömüldüğü seviyede yani boyun bölgesinde yoğunlaşır (5). Bu nedenle çalışmada yük ve uyumsuzluğun neden olduğu stresleri karşılaştırmak amacıyla, implantın kemik içerisinde kalan boyun bölgesinin dış yüzüne uygun adeziv† kullanılarak bir strain gauge yapıştırıldı (Resim 2).



Resim 1
Saf titanyumdan üretilen IMZ implant



Resim 2
IMZ implantın boyun bölgesine yapıştırılmış strain gauge'in görünümü

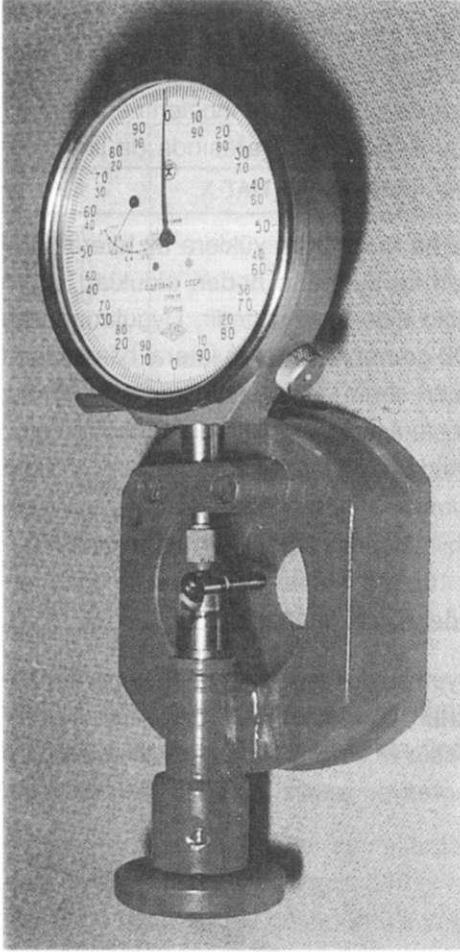
Hazırlanan implant üst yapı tablasına 10 derece eğim verildi ve yükler bu eğimli yüzeyin merkezinden 3 mm lateraldeki bir noktadan uygulandı. Dolayısıyla implantların etkileneceği olası yükler bu sınırlar içerisinde taklit edilmeye çalışıldı.

Daha sonra implant-üst yapı uyumsuzluklarını taklit edebilecek bir düzenek geliştirildi (Resim 3). Düzenekteki hareket ettirici vida ve hareketin miktarını ölçecek komparatöre (displacement gauge)^{††} ait uçların, implantın ağız içeriğinde kalan parçası ile aynı doğrultuda temas etmesi sağlandı. Üzerinde strain gauge yapışık

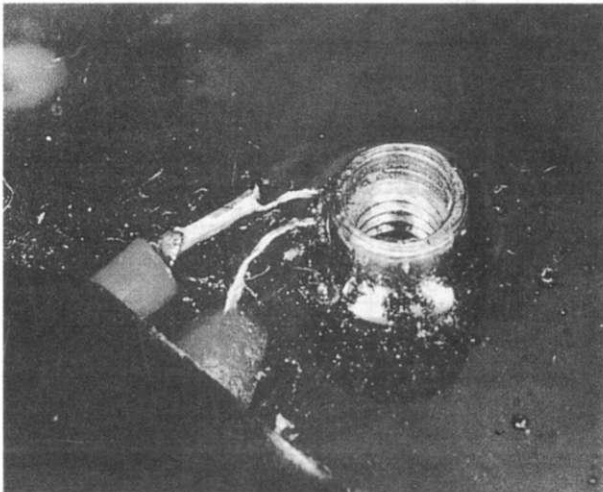
* Deutsche Titan, Essen, W. Germany

† HBM Z 70, Hottinger Baldwin Messtechnik, Darmstadt, W. Germany

†† Sdepano, CCCP



Resim 3 : Implant üst yapı uyumsuzluklarını taklit eden düzenek.

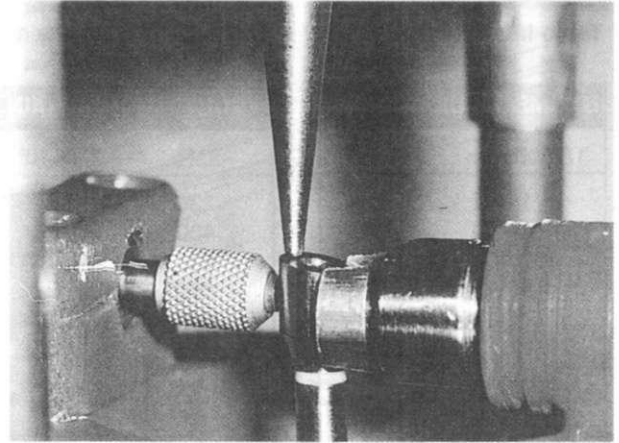


Resim 4 : Implantın üst yapı uyumsuzluklarını taklit eden düzenek.

implant, düzeneğin ortasındaki boşluğa epoksi resin[§] kullanılarak kole seviyesine kadar gömüldü. Gauge'in tamamen resin içerisinde kalmasına özen gösterildi (Resim 4).

Böylece implantın ağız içinde kalacak parçası, harekete ettirici vida yardımıyla itirilerek implanta devrilme hareketi kazandırıldı. Resin seviyesinin 7 mm yukarısındaki devrilme miktarı 1/1000 mm duyarlılık ile belirlendi.

İmplant üzerine statik yük uygulamak amacıyla basit bir yükleme aпараты kullanıldı. Yükleme pini-nin ucu yuvarlatıldı ve böylece implantın eğimi ok-luzal yüzünde nokta teması sağlandı (Resim 5).



Resim 5 : Yükleme aпараты

Strainlerini tespiti için bir strain indicator** kul-lanıldı.

Ayrı ayrı yapılan uyumsuzluk ve yük deneyle-rinden sonra, implant yanaklar ile uyumsuz bitirilen üst yapıların, yükler altında oluşturdukları stresleri tespit edebilmek için de çeşitli uyumsuzluk ve yük miktarları aynı anda uygulandı.

Her üç deney de üçer defa tekrarlandı. Deney-de her uyumsuzluk ve yükün neden olduğu strain değerleri tespit edildikten sonra, bir sonraki deney-den önce implant üzerinde hiçbir rezidüel stresin kalmamasına özen gösterildi. Deneyler 75 µm uyumsuzluk ve 7200 gr yükün üzerinde, implant üzerindeki rezidüel streslerin kalıcı olmaya başla-ması nedeni ile kesildi.

§ Aralgide, Ciba-Geigy, Switzerland

** V/E 20-A, Vishay Intertechnology, Malvern, PA, USA

Deneylelerdeki yükler, implant üst yüzeyinin bir eğik düzlem olması nedeniyle doğla olarak dikey ve yatay bileşenlerine ayrılabilir. Yuvarlak uçlu yüklemelerinin, polisajlı krom-nikel üst yapı tablasına teması sırasındaki sütrünmesel kayıp ihmal edilerek yatay bileşenler yatay yüklemeler olarak değerlendirildi. Aksiyel yüklerin 10 derece eğimli yüzey üzerindeki lateral bileşenleri $0.176 (\tan 10^\circ)$ değeri ile çarpılarak bulundu.

BULGULAR

Tablo Ia'da verilen uyumsuzluk ve strain değerleri regresyon analizi ile incelenmiş ve Şekil 1a'da görüldüğü gibi lineer bir ilişkinin varlığı tespit edilmiştir ($r=0.9933$).

Tablo Ia : Uyumsuzluk ve strain değerleri

UYUMSUZLUK	STRAIN
1/1000 mm	X 10 ⁶
1	8
2	10
3	15
5	20
7	26
9	32
10	36
12	40
15	48
17	54
18	56
20	60
22	67
23	70
25	74
28	82
30	86
33	92
35	96
38	103
40	106
43	112
45	116
48	120
50	125
53	130
55	133
58	138
60	142
63	146
65	150
71	158
75	163

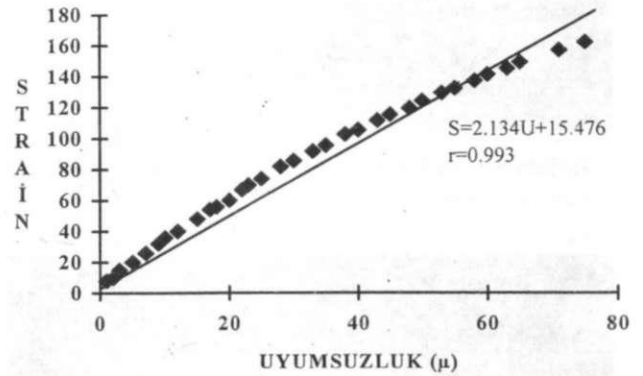
Tablo Ib : Yük ve strain değerleri

YÜK	STRAIN
GR	X 10 ⁶
230	6
430	10
630	16
800	22
1330	40
1630	45
1830	50
2050	54
2130	60
2480	68
2630	77
2880	81
3100	88
3250	92
3580	94
3900	108
4080	111
4300	121
4580	127
4750	136
5130	140
5330	144
5630	150
5830	154
6330	168
6550	176
6730	183
7130	198

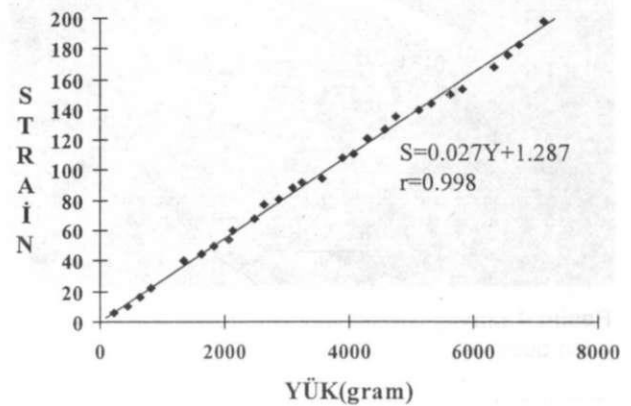
Artan yükler altında ortaya çıkan strain değerleri ise Tablo Ib'de izlenmektedir. Yük ve strain değerlerinin regresyon analizi ile incelenmesi sonucu (Şekil 1b), bu iki parametre arasında da lineer bir ilişkinin varlığı saptanmıştır.

3000 grama kadar olan yüklerle ait lateral kuvvet bileşenleri ve bunların neden oldukları strain değerleri Tablo II'de verilmektedir. Uygulanana bu yüklerde, 500 grama kadar olan lateral bileşenlerin neden oldukları strain değerlerinin karşılaştırılması Şekil 2'de gösterilmiştir. Grafikte de görüldüğü gibi, 500 grama kadar olan lateral yüklerle ortaya çıkan strain değerlerine 35 μ 'na kadar olan uyumsuzluklarla ulaşılabilir. 5 μ 'luk bir uyumsuzluk hemen hemen 100 gramlık lateral kuvvet ile eşdeğerde strain nedeni olabilmektedir.

Çeşitli uyumsuzluklarda ortaya çıkan strain değerlerinin, artan yükler altındaki değişimlerinin incelenmesi Tablo III ve Şekil 3'de gösterilmiştir. Yapılan çok regresyon analizi sonucu, giderek artan



Şekil 1a : Uyumsuzluk ve strain arasındaki ilişki ve regresyon eşitliği



Şekil 1b : Aksiyel yük ve strain arasındaki ilişki ve regresyon eşitliği

Tablo II: Axia yüklerin 10 derecelik eğik düzlem üzerinde oluşturdukları lateral bileşenler

YÜK	LAT KOMP	STRAIN
Gr	X TAN 10 (=0.176)	X 10
230	40	6
430	75	10
630	110	16
800	140	22
1330	234	40
1630	286	45
1830	322	50
2050	360	54
2130	374	60
2480	436	68
2680	471	77
2880	506	81
3100	545	88

uyumsuzluk ve yükler ile bunların birarada neden oldukları strain değerleri arasında lineer bir ilişki tespit edilmiştir.

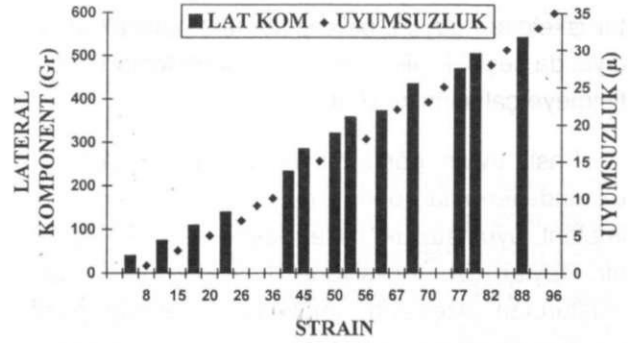
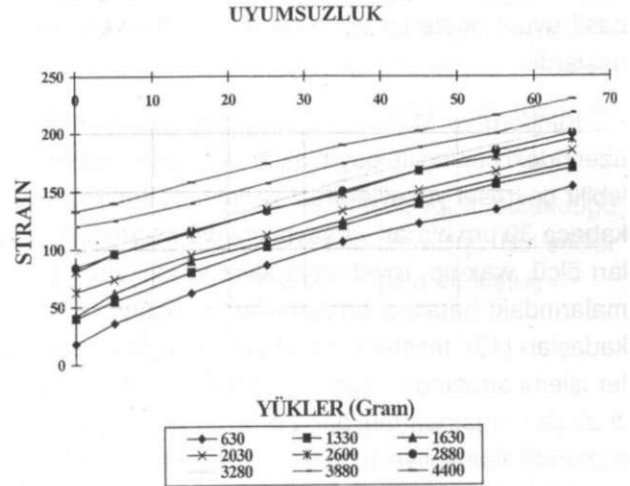
Uyumsuzluk daha düşü ağırlıklarda strain miktarlarını daha fazla etkilemiştir. 630 gr bir yük altında 45 um uyumsuzluk gösteren üst yapıdaki strain değerleri, aynı yük altında pasif uyum gösteren üst yapı değerlerinden 7 kat, 4000 gr yükte ise ancak 1.5 kat daha yüksek olarak tespit edilmiştir.

Tablo III : Uyumsuzluk ve yük miktarları aynı anda uygulandığında elde edilen strain değerleri

UYUMSUZLUK 1/1000 mm	YÜK Gr								
	630	1330	1630	2030	2600	2880	3280	3880	4400
0	16	40	45	52	52	81	93	107	126
5	36	55	62	74	96	96	104	125	140
15	62	80	90	95	114	116	120	140	158
25	86	102	106	112	134	133	139	157	174
35	106	120	124	133	148	150	159	174	190
45	122	139	144	151	168	168	175	188	202
55	134	156	160	167	180	185	190	200	216
65	154	170	174	185	195	200	204	218	230

TARTIŞMA

Ağız içi fonksiyonel kuvvetlerin dışında, implant kemik arayüzünde oluşan streslerin bir diğer nedeni de, implant dayanaklar üzerine yerleştirilirken,

**Şekil 2 :** Aksiyal kuvvetlerin eğimli yüzeyde oluşturdukları yatay bileşenlerin etkilerinin uyumsuzlukların etkileri ile karşılaştırılması**Şekil 3 :** Uyumsuzlukların çeşitli yükler altında oluşturduğu stresler.

implantı pasif konumlarından saptıran hatalı üst yapı iskeletleridir. Literatürde, terminal konumuna getirilirken implant dayanağa bir devrilme hareketi kazandırmayan, dayanakla tam uyumlu bir üst yapı iskeleti elde edebilmenin zorluğu belirtilmiş ve bu

tür iskeletleri duyarlı bir biçimde üretebilmek amacıyla da çeşitli klinik ve laboratuvar metodları geliştirilmeye çalışılmıştır (6,8).

Pasif uyum göstermeyen üst yapı, dayanak üzerinde terminal konuma getirilmek üzere itildikçe, implant, uyumsuzluk miktarı kadar harekete zorlanır. Taylar (9), fonksiyonel kuvvetler tarafından oluşturulan streslerin, implantlar üzerinde pasif uyum göstermeyen bir protez ile oluşturulan streslerin yanında çok önemsiz kaldığına işaret etmiştir. Aynı şekilde Sones (10), Zarb ve Jansson (11), implant-kemik arayüzünün uzun süreli sağlığı için, pasif uyum gösteren üst yapının önemini vurgulamışlardır.

Klinberg ve Murray (12), dökülen metal iskelet üzerindeki coping ile dayanak arasındaki kabul edilebilir çevresel yüzeylerarası uyumsuzluk miktarını kabaca 30 μm olarak varsaymışlar ve uyumsuzlukları ölçü, wax-up, rövetmana alma ve döküm aşamalarındaki hatalara bağlamışlardır. Sutter ve arkadaşları (13), master modelden alçı modele transfer işlemi sırasında, dayanak analoglarının merkezi aksları arasında meydana gelen 2-20 μm uyumsuzluğu kabul edilebilir bulmuş, örneklerden birinde meydana gelen 69 μm uyumsuzluğu ise yalnızca o örnek için uygulanan die kesimi ve ayrılması işlemine bağlamışlardır.

İmpantı pasif konumdan saptıran üst yapı uyumsuzluğu, doğal olarak implant kemik arayüzünde streslerin birikmesine neden olacaktır. İmpant kemik arayüzünde ayrıca fonksiyonel kuvvetler de stres birikimlerine yol açarlar. Ancak nedenleri farklı olan bu stres birikimlerinin tek tek ya da birlikte implantı nasıl etkileyecekleri konusunda bir çalışmaya rastlanmamıştır.

Uyumsuzluk ve yüklerin neden olduğu stresler arasındaki ilişki, kemiği taklit edene resinin elastisite modülü, yükün uygulama noktası ve doğrultusu ile doğrudan etkilenir. Çalışmada resinin polimerizasyon sırasında açığa çıkardığı ısının, implant boyun bölgesinde yapıtılmış ve resin içerisinde gömülü olan strain gauge'i etkilememesi gerektiğinden, kemiği taklit etmek amacıyla çok yüksek ısılarla polimerize olan ve daha katı bir doku oluştur-

abilen resinler kullanılamamıştır. Bulgularımızdan stres/strain arasında doğrusal bir ilişki ortaya çıkmıştır. İlişkinin doğrusal olması, hem implant materyalinin hem de kemik yerine kullanılan epoksi resinin, izotrop yapıya sahip olmalarından kaynaklanmıştır. Uygulanan her yük ve uyumsuzluk kaldırıldığında implant üzerindeki stresler kendiliğinden uzaklaşmış ve bir sonraki deney implant üzerinde hiçbir rezidüel stres bulunmuyorken gerçekleştirilmiştir. Deney 75 μm uyumsuzluk ve yaklaşık 7000 gr'a kadar devam ettirilmiştir. Bunlardan daha büyük uyumsuzluk ve yüklerin uygulandığında oluşan streslerin epoksi resinin elastik sınırını aşmasına neden olduğu ve implant üzerine rezidüel streslerin biriktiği tespit edilmiştir. Bu nedenle bu aşamadan sonra deneye devam edilmemiştir.

Uzun süreli klinik çalışmalar, fonksiyonel ya da dinamik kuvvetlerce oluşturulan streslerin, "biyolojik eşik" üzerine çıkmadığını ve çevre kemikte bir "yeniden biçimlenme"nin oluşabileceğini göstermektedir (14,16). Kemiğin elastik limitinin üzerinde neden olunan strainlerde osteonları oluşturan lamellerde kırılmalar ve kalıcı deformasyonlar beklenir (17,18). Üst yapı uyumsuzluğu sonucu oluşan implant hareketi kemiğin elastik limitinin altında ise, uyumsuzluğa neden olan lateral yükler implantı statik olarak etkilerler. Kemik dokusunun böyle bir statik yüke vereceği cevabın, dinamik kuvvetlere verdiğinden farklı olması beklenir.

Osseointegre implantların lateral statik yüklemelerinde birkaç yüz grama kadar olan değerlerde, arayüzün lateralinde kalan kemik dokusu formfonksiyon ilişkisi ile yoğunlaşırken, implant kilinik olarak kabul edilebilir mobilite gösterse de, implant-kemik arayüzünde bağ dokusu oluşabilmektedir (19,21). Statik olarak uygulanan ve direkt implant-kemik ilişkisinin kaybına neden olabilen lateral kuvvet büyüklüklerinin (300-450 gr) bu çalışmada oluşturduğu strain değerlerine, 17 μm 'den başlayan uyumsuzluklarla ulaşılabilmektedir. (Tablo 2, Şekil 2). Literatürde kabul edilebilir olduğu varsayılan 30 μm uyumsuzluğun, henüz hiçbir yükün bulunmadığı durumda oluşturduğu strain değeri yaklaşık 30 N dikey yükün pasif bir implant üzerinde oluşturduğu strain değerine eşit bulunmuştur. Bir başka deyişle

30 µm uyumsuzluk, hiçbir yük yokken bile, pasif durumda bulunan implant üzerine 3000 gramlık yükün neden olduğu etkileri tek başına gösterebilmektedir. 30 µm uyumsuzluk ve 3000 gramlık yük, implantı aynı anda etkilediğinde ise, pasif durumda bulunan implant üzerine 3000 gramlık yükün neden olduğu strain değerini yaklaşık 2 katı kadar daha fazla bir strain oluşturmuştur.

Deneylemizde kullanılan epoksi resin (elastisite modülü : 2.7 gigapascal) spongios kemiğin elastisite modülüne (3GPa) yakın bir değere sahiptir. Fonksiyonel kuvvet büyüklüklerinin neden olduğu stres miktarlarına, 40 µm'den başlayan uyumsuzluklarda ve daha hiçbir yük yokken ulaşılmıştır. Elastisite modülü spongios kemikten çok daha yüksek olan kortikal kemiğin desteklediği bir implantı hareket ettirmenin daha zor olacağı kesindir. Böyle bir durumda uyumsuz üst yapılarının daha fazla stres oluşturması beklenebilir.

Implant çevresindeki sağlıklı kemik dokusunda oluşan strainler implantın tasarımı ve biyomateriyalin rijiditesi ile belirlenir (22). Kemiğin elastik niteliği nedeniyle yük altında implantın kemik içerisinde oluşturdukları stres/strain ilişkisi bir noktaya kadar doğrusaldır (23). Bu nedenle kemikle direkt ilişkide olan implantı, çevresindeki kemikte bir mikroçatlak oluşturabilecek anlık hareket miktarının değişimi mekanik özelliklere sahip kemik dokuları için farklı olması beklenir. Aynı şekilde sağlıklı kemiğin elastik sınırları içinde bir deformasyona neden olan, etkileri çevre kemik dokusunda trabekülasyon artışı ile sınırlı, ancak implant-kemik arayüz dokusunda bir kalınlaşmaya neden olmayan yük ve uyumsuzluk miktarını belirlemek de güçtür. Ancak biyomekanik açıdan değerlendirildiğinde, çiğneme fonksiyonunu gerçekleştiren sınırlardaki kuvvetlerin oluşturduğu stresler, çok küçük uyumsuzluklarda ve henüz hiçbir yük bulunmuyorken oluşabilmektedir. Uyumsuz üst yapılar dayanak üzerine yerleştirildikleri andan itibaren, uyumsuzluktan kaynaklanan kuvvet uygulamasının yanısıra çiğneme kuvvetleri ile de yüklenirler. Böyle bir durumda arayüz dokusunda biyolojik eşik üzerinde streslerin oluşma ihtimalinin artması beklenir. Bu nedenlerle implant üst yapısının, dayanakları harekete zorlamayan bir pa-

sif uyumla termina konumuna yerleşmesini sağlamak bir zorunluluktur.

SONUÇLAR

1. Literatürde kabul edilebilir olarak sunulan ve implantları pasif konumlarından 30 µm kadar saptıran üst yapı uyumsuzluklarının neden olduğu stresler, çiğneme fonksiyonu sırasında (30N) oluşan streslerin alt sınırındaki değerlere ulaşabilmektedir.

2. İmplantları pasif konumlarından 17 µm kadar saptıran uyumsuz üst yapıların neden olduğu stresler, 350-400 gram statik lateral kuvvetlerin neden olduğu streslere yakın değerlerde oluşmaktadır. Bu değerlerin, implant kemik arayüz ilişkisinin kaybına neden olabilen lateral statik yük değerleri oldukları unutulmamalıdır.

3. Yüklerin etkileri uyumsuzluğun bulunduğu durumlarda önemli derecede artmıştır. Bu etkiler daha düşük ağırlıklarda daha fazla olmuştur.

KAYNAKLAR

1. Takayama H : Biomechanical considerations on osseointegrated implants. In: Hpbo S, Ichida E, Garcia LT (Eds) : Osseointegration and Occlusal Rehabilitation. (2nd ed) Chicago : Quintessence 1990; 265-280.
2. Branemark PI, Adell R, Albrektsson T, Lekholm U, Lundqvist S, Rockler B : Osseointegrated titanium fixtures in the treatment of edentulousness. Biomaterials 1983; 4: 25-28.
3. Branemark PI, Adell R, Albrektsson T, Lekholm U, Linstrom J, Rockler B : An experimental and clinical study of osseointegrated implants penetrating the nasal cavity and the maxillary sinus. J Oral Maxillofac Surg 1984; 42: 497-505.
4. Thomas KA, Cook SD : An evaluation of variables influencing implant fixation by direct bone apposition. J Biomed Mater Res 1985; 19: 875-901.
5. Haraldson T : A photoelastic study of some biomechanical factors affecting the anchorage of osseointegrated implants in the jaw. Scand J Plast Reconstr Surg 1980; 14: 209-214.
6. Rasmussen EJ : Alternative prosthodontic technique for tissue-integrated prosthesis. J Prosthet Dent 1987; 57 (2): 198-204.
7. Leung N, Zarb GA, Pilliar R : Casting of prosthetic superstructures in tissue integrated dental prostheses. J Dent Res 1983; 62 (AADR Abs): 293.
8. Chiche GJ, Pinault A, Weaver C, Finger I : Adapting fixed prosthodontics principles to screw-retained restorations. Int J Prosthodont 1989; 2: 317-322.

9. Taylor TD : Fixed implant rehabilitation for the edentulous maxilla. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991; 6: 329-337.
10. Sones American D : Complications with osseointegrated implants. *J Prosthet Dent* 1989; 62: 581-5.
11. Zarb GA, Jansson T Prosthodontic procedures. In: Branemark, Zarb, Albrektsson (Eds) *Tissue Integrated Prostheses*. Chicago-Quintessence 1985; 241-283.
12. Kleineberg IJ, Murray GM : Design of superstructures for osseointegrated fixtures. *Swed Dent J (Suppl)* 1985; 28: 63-69.
13. Sutter F, Weber HP, Sorensen J, Beiser U : The new restorative concept of the ITI dental implant system : Design and engineering. *Int J Periodont Rest Dent* 1993; 13: 409-431.
14. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark PI, Lindhe J, Eriksson B, Sbordone L : Marginal tissue reactions at osseointegrated titanium fixtures I. A three-year longitudinal prospective study. *Int J Oral Maxillofac Surg* 1986; 15: 39-52.
15. Lindquist LW, Rockler B, Carlsson GE : Bone resorption around fixtures in edentulous patients treated with mandibular fixed tissue-integrated prosthesis. *J Prosth Dent* 1988; 59: 59-63.
16. Branemark PI : Osseointegration and its experimental background. *J Prosth Dent* 1983; 50: 398-410.
17. Kohn DH : Overview of factors important in implant design. *J Oral Implantol* 1992; 18 (3): 204-219.
18. Robertson DM, Smith DC : Compressive strength of mandibular bone as a function of microstructure and strain rate. *J Biomechanics* 1978; 11: 455-471 .
19. Gray JB, Steen ME, King GJ, Clark AE : Studies on the efficiency of implants as orthodontic anchorage. *Am J Orthod* 1983; 83(4): 311-317.
20. Turley PK-, Kean C, Schur J, Stefanac J, Gray J, Hennes J, Poon LC Orthodontic force application to titanium endosseous implants. *The Angle Orthodontist* 1988; April: 151-162.
21. Turley PK, Shapiro PA, Moffett BC : The loading of bio-glass-coated aluminium oxide implants to produce sutural expansion of the maxillary complex in the pigtail monkey. *Archs Oral Biol* 1980; 25: 459-469.
22. Wolfe LA, Hobkirk JA : Bone response to a matched modulus endosseous implant material. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989; 4: 311-320.
23. Schulte W : The intra-osseous AL203 (frialit) tuebingen implant. Developmental status after 8 years. *Quintessence Int* 1984; 15: 1-39.