

T.C.
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ
ANABİLİM DALI

DANIŞMAN
PROF. DR. ÖMER KUTAY

164467

**YUMUŞAK ASTAR MADDESİ ve METAL DÖKÜM
İLE ALT TAM PROTEZ KAİDESİNİN
DESTEKLENMESİNİN ALT ÇENE KEMİĞİNDE
GERİLME DAĞILIMLARINA ETKİSİNİN
STRAIN-GAUGE METODU İLE İNCELENMESİ**

DOKTORA TEZİ

Diş Hekimi

BURÇ GENÇEL

İSTANBUL - 2004

**T.C.
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ
ANABİLİM DALI**

**DANIŞMAN
PROF. DR. ÖMER KUTAY**

**YUMUŞAK ASTAR MADDESİ ve METAL DÖKÜM
İLE ALT TAM PROTEZ KAİDESİNİN
DESTEKLENMESİNİN ALT ÇENE KEMİĞİNDE
GERİLME DAĞILIMLARINA ETKİSİNİN
STRAIN-GAUGE METODU İLE İNCELENMESİ**

DOKTORA TEZİ

Diş Hekimi

BURÇ GENÇEL

İSTANBUL - 2004

Teşekkür

*Bana her daim tahammül gösteren, tezimin hazırlanmasında benden hiçbir zaman desteğini esirgemeyen değerli hocam **Sayın Prof. Dr. Ömer Kutay'a,***

*Çalışmalarım ve mesleki eğitimim boyunca fikirlerine başvurduğum değerli öğretim üyesi **Sayın Prof. Dr. Tayfun Bilgin'e,***

*Fiziksel deneyin tasarlanması ve gerçekleştirilmesi aşamasında bana her türlü imkânı sunan, bilgi ve görüşleri ile bana ıssık tutan İ.T.Ü. Makine Fakültesi Mukavemet Bilim Dalı öğretim üyelerinden **Sayın Tuncer Toprak'a, Sayın Dr. Ergün Bozdağ'a ve Sayın Arş. Gör. Emin Sünbüloğlu'na,***

*Çalışmalarım boyunca her zaman yanımda olan başta sevgili **Altuğ Çilingir** olmak üzere bütün asistan arkadaşlarıma,*

*Çalışmanın istatistiksel analizini yapan Sayın Biyoistatistik uzmanı **Rana Konyalıoğlu'na,***

Her zaman beni destekleyen sevgili anne ve babama,

Çalışmalarım boyunca bütün zorlukları benimle paylaşan sevgili eşime ve kızıma,

Teşekkürlerimi sunmayı borç bilirim.

İÇİNDEKİLER

1. GİRİŞ VE AMAÇ ...1

1.1. ARAŞTIRMA KONUSUNUN TANIMI ...2

1.2. AMAÇ ...4

2. KONU İLE İLGİLİ GENEL BİLGİLER ve ARAŞTIRMALAR ...5

2.1. GERİLME ANALİZİNDE KULLANILAN TEKNİK TERİMLER ...5

2.2. GERİLME ANALİZİNDE KULLANILAN MODELLEME

TEKNİKLERİ ...11

2.2.1. FİZİKSEL MODELLEME ...12

2.2.2. MATEMATİK MODELLEME ...13

2.2.3. SONUÇ ...16

2.3. DENEYSEL GERİLME ANALİZİNDE KULLANILAN

YÖNTEMLER ... 17

2.3.1. FOTOELASTİK GERİLME ANALİZİ ...17

2.3.2 STRAIN GAUGE GERİLME ANALİZİ YÖNTEMİ ...18

2.4. DESTEK DOKULAR İLE İLGİLİ GERİLME ANALİZİ

ÇALIŞMALARI ...31

2.5. YUMUŞAK ASTAR MADDELERİ ...36

2.6. YUMUŞAK ASTAR MADDELERİNİN MEKANİK ÖZELLİKLERİ
ve GERİLME DAĞILIMINA ETKİLERİ İLE İLGİLİ

ÇALIŞMALAR... 41

2.7. AKRİLİK KAİDENİN METAL İLE DESTEKLENMESİ İLE İLGİLİ
ÇALIŞMALAR... 53

3.GEREÇ VE YÖNTEM... 55

3.1. FİZİKSEL DENEY MODELİNİN HAZIRLANMASI... 56

3.1.1. YUMUŞAK DOKUYU TEMSİL EDEN SİLİKON
ELASTOMERİN MODELLENMESİ... 56

3.1.2. ALT VE ÜST TAM PROTEZLERİN MODELLENMESİ... 59

3.1.2.1. ÜZERLERİNDE ALT VE ÜST TAM PROTEZLERİN
HAZIRLANDIĞI ANA MODELLERİN YAPIMI... 60

3.1.2.2. KAİDE PLAKLARININ HAZIRLANMASI... 61

3.1.2.3. ALT VE ÜST MUM DUVARLARIN HAZIRLANMASI... 61

3.1.2.4. ALT VE ÜST MODELLERİN ARTİKÜLATÖRE
BAĞLANMASI... 62

3.1.2.5. DIŞ DİZİMİ VE CİLALI YÜZEYLERİN MODELAJI... 64

3.1.2.6. ALT VE ÜST AKRİLİK KAİDELİ PROTEZLERİN
MUFLALANMASI, POLİMERİZASYONU VE BİTİM İŞLEMLERİ... 66

3.1.2.7. YUMUŞAK ASTAR MADDESİ UYGULANMIŞ AKRİLİK ALT
TAM PROTEZİN YAPIMI... 67

3.1.2.8. DÖKÜM METAL DESTEKLİ AKRİLİK ALT TAM PROTEZİN
YAPIMI... 70

3.1.2.9. YUMUŞAK ASTAR MADDESİ UYGULANMIŞ DÖKÜM
METAL DESTEKLİ AKRİLİK ALT TAM PROTEZİN YAPIMI... 71

3.1.3. ALT ÇENE KEMİĞİ İLE BERABER MODELLERİN
BAĞLANACAĞI MODİFİYE EDİLMİŞ ARTİKÜLATÖRÜN
HAZIRLANMASI... 73

3.1.4. ALT ÇENE KEMİĞİ İLE BERABER MODELLERİN MODİFİYE
EDİLMİŞ ARTİKÜLATÖRE BAĞLANMASI... 74

3.1.5. ALT ÇENE KEMİĞİNE STRAIN-GAUGE LERİN
YAPIŞTIRILMASI ve VERİ AKTARIMI İÇİN HAZIRLANMASI...76

3.2. GERİLME ANALİZİ İÇİN YÜKLEME KOŞULLARININ
SAĞLANMASI...78

3.3. YÜKLEMELERİN GERÇEKLEŞTİRİLMESİ ve VERİLERİN
KAYIT EDİLMESİ... 80

4. BULGULAR...82

4.1. AKRİLİK KAİDELİ ALT TAM PROTEZ İLE YAPILAN
YÜKLEME DENEYİ BULGULARI... 83

4.2. METAL DÖKÜM İLE DESTEKLENMİŞ AKRİLİK KAİDELİ ALT
TAM PROTEZ İLE YAPILAN YÜKLEME DENEYİ BULGULARI...92

4.3. YUMUŞAK ASTAR UYGULANMIŞ AKRİLİK KAİDELİ ALT TAM PROTEZ İLE YAPILAN YÜKLEME DENEYİ BULGULARI...	102
4.4. YUMUŞAK ASTAR UYGULANMIŞ ve METAL DÖKÜM İLE DESTEKLENMİŞ AKRİLİK KAİDELİ ALT TAM PROTEZ İLE YAPILAN YÜKLEME DENEYİ BULGULARI...	109
4.5. FARKLI KAİDE PLAKLARI İLE YAPILAN AZAMİ TÜBERKÜL FOSSA İLİŞKİSİ KONUMUNDA YÜKLEME DENEYLERİNDE ÖLÇÜM NOKTALARINDAN ELDE EDİLEN GERİLME DEĞERLERİNİN ANALİZİ ...	116
4.6. FARKLI KAİDE PLAKLARI İLE İKİ TARAFTA DA BESİN MADDESİNİ TEMSİL EDEN SİLİKON PARÇALAR VARKEN YAPILAN YÜKLEME DENEYLERİNDE ÖLÇÜM NOKTALARINDAN ELDE EDİLEN GERİLME DEĞERLERİNİN ANALİZİ ...	120
4.7. FARKLI KAİDE PLAKLARI İLE TEK TARATA BESİN MADDESİNİ TEMSİL EDEN SİLİKON PARÇA VARKEN YAPILAN YÜKLEME DENEYLERİNDE ÖLÇÜM NOKTALARINDAN ELDE EDİLEN GERİLME DEĞERLERİNİN ANALİZİ ...	123
5. TARTIŞMA ...	129
6. SONUÇ ...	138
7. ÖZET ...	140
8. SUMMARY ...	143

9. KAYNAKLAR... 146

10.ÖZGEÇMİŞ...165



TABLoların LİSTESİ

Tablo 1. Ölçüm noktalarına ve yükleme şekillerine göre akrilik kaideli protez deneyinde gerilme değerleri, standart sapmaları, Kruskal Wallis testi anlamlılık sonuçları ... 83

Tablo 2. Akrilik kaideli protez deneyinde gerilme değerlerinin yükleme şekillerine göre ölçüm noktaları arasında Dunn's Multiple Comparison testi ile karşılaştırılması ... 84

Tablo 3. Akrilik kaideli protez deneyinde ölçüm noktalarından elde edilen gerilme değerlerinin yükleme şekilleri arasında Dunn's Multiple Comparison testi ile karşılaştırılması ... 88

Tablo 4. Ölçüm noktalarına ve yükleme şekillerine göre metal destekli akrilik kaideli protez deneyinde gerilme değerleri, standart sapmaları, Kruskal Wallis testi anlamlılık sonuçları ... 95

Tablo 5. Metal destekli akrilik kaideli protez deneyinde gerilme değerlerinin yükleme şekillerine göre ölçüm noktaları arasında Dunn's Multiple Comparison testi ile karşılaştırılması ... 95

Tablo 6. Metal destekli akrilik kaideli protez deneyinde ölçüm noktalarından elde edilen gerilme değerlerinin yükleme şekilleri arasında Dunn's Multiple Comparison testi ile karşılaştırılması ... 98

Tablo 7. Ölçüm noktalarına ve yükleme şekillerine göre yumuşak astarlı akrilik kaideli protezde gerilme değerleri, standart sapmaları, Kruskal Wallis testi anlamlılık sonuçları... 103

Tablo 8. Yumuşak astarlı akrilik kaideli protez deneyinde gerilme değerlerinin yükleme şekillerine göre ölçüm noktaları arasında Dunn's Multiple Comparison testi ile karşılaştırılması... 103

Tablo 9. Yumuşak astar maddesi uygulanmış akrilik kaideli protez deneyinde ölçüm noktalarından elde edilen gerilme değerlerinin yükleme şekilleri arasında Dunn's Multiple Comparison testi ile karşılaştırılması... 107

Tablo 10. Ölçüm noktalarına ve yükleme şekillerine göre yumuşak astarlı ve metal destekli akrilik kaideli protez deneyinde gerilme değerleri, standart sapmaları, Kruskal Wallis testi anlamlılık sonuçları... 110

Tablo 11. Yumuşak astar maddesi uygulanmış ve metal destekli akrilik kaideli protez deneyinde gerilme değerlerinin yükleme şekillerine göre ölçüm noktaları arasında Dunn's Multiple Comparison testi ile karşılaştırılması... 110

Tablo 12. Yumuşak astar maddesi uygulanmış metal destekli akrilik kaideli protez deneyinde ölçüm noktalarından elde edilen gerilme değerlerinin yükleme şekilleri arasında Dunn's Multiple Comparison testi ile karşılaştırılması... 114

Tablo 13. Azami tüberkül fossa ilişkisi konumunda farklı kaide plakları ile ölçüm noktalarından elde edilen gerilme değerleri, standart sapmaları ve Kruskal Wallis testi anlamlılık dereceleri... 117

Tablo 14. Azami tüberkül fossa ilişkisi konumunda ölçüm noktalarından farklı kaide plakları ile elde edilen gerilme değerlerinin Dunn's çoklu karşılaştırma testi ile karşılaştırılması... 117

Tablo 15. Her iki tarafta besin maddesini temsil eden silikon parçalar varken yapılan yükleme deneylerinde farklı kaide plakları ile ölçüm noktalarından elde edilen gerilme değerleri, standart sapmaları ve Kruskal Wallis testi anlamlılık dereceleri... 120

Tablo 16. Her iki tarafta besin maddesini temsil eden silikon parçalar varken yapılan yükleme deneylerinde ölçüm noktalarından farklı kaide plakları ile elde edilen gerilme değerlerinin Dunn's çoklu karşılaştırma testi ile karşılaştırılması... 121

Tablo 17. Sol tarafta besin maddesini temsil eden silikon parçalar varken yapılan yükleme deneylerinde farklı kaide plakları ile ölçüm noktalarından elde edilen gerilme değerleri, standart sapmaları ve Kruskal Wallis testi anlamlılık dereceleri... 124

Tablo 18. Sağ tarafta besin maddesini temsil eden silikon parçalar varken yapılan yükleme deneylerinde farklı kaide plakları ile ölçüm noktalarından elde edilen gerilme değerleri, standart sapmaları ve Kruskal Wallis testi anlamlılık dereceleri... 124

Tablo 19. Sol tarafta besin maddesini temsil eden silikon parçalar varken yapılan yükleme deneylerinde ölçüm noktalarından farklı kaide plakları ile elde edilen gerilme değerlerinin Dunn's çoklu karşılaştırma testi ile karşılaştırılması ... 125

Tablo 20. Sağ tarafta besin maddesini temsil eden silikon parçalar varken yapılan yükleme deneylerinde ölçüm noktalarından farklı kaide plakları ile elde edilen gerilme değerlerinin Dunn's çoklu karşılaştırma testi ile karşılaştırılması ... 125



ŞEKİLLERİN LİSTESİ

- Şekil 1. Mohr gerilme çemberi... 8
- Şekil 2. Fotoelastisite yöntemi uygulanmış fiziksel deney modeli ... 17
- Şekil 3. Silindirik kesitli telde boy değişimi ... 20
- Şekil 4. Wheatstone köprüsü diyagramı ... 21
- Şekil 5. Eğilmeye zorlanan bir kirişte tam köprü bağlantısı ... 22
- Şekil 6. Eğilmeye zorlanan bir kirişte yarım köprü bağlantısı ... 22
- Şekil 7. Eğilmeye zorlanan bir kirişte çeyrek köprü bağlantısı ... 23
- Şekil 8. Tek ve rozet strain-gaugeler... 24
- Şekil 9. Yüzey temizleme ... 28
- Şekil 10. Temizlenmiş yüzeye strain-gauge'in yapıştırılması ... 30
- Şekil 11. Strain-gauge'in lehimlenmesi ve silikon kaplanması ... 30
- Şekil 12. Alt çene kemiği alçı matris içinde laboratuvar silikonu ile doldurma işlemleri ve yumuşak doku için mum modelaj yapılmış ... 57
- Şekil 13. Mukoza gaugelere adapte edilmiş kemiğin üzerinde ... 59
- Şekil 14. Alt ve üst ana modeller ... 60
- Şekil 15. Alt ve üst mum duvarlar kapanış halinde ... 62
- Şekil 16. Modeller artikülatöre bağlanmış halde ... 64
- Şekil 17. Diş dizimi frontal, lateral ve dorsal görüntüleri ... 65

Şekil 18. Yer tutucu muflada... 69

Şekil 19. Yumuşak astarlı alt tam protez... 69

Şekil 20. Protezin içinde metal döküm ile kopyalanması... 71

Şekil 21. Metal döküm ile desteklenmiş yumuşak astarlı protez... 72

Şekil 22. Kondiller arası mesafenin ayarlandığı vidalar... 73

Şekil 23. Kondil rotasyon eksenine sabitlenmiş... 75

Şekil 24. Teflon rampa angulusa teğet... 76

Şekil 25. Gaugeler ve yumuşak doku yerleştirilmiş... 77

Şekil 26. Yükleme şekilleri... 78

Şekil 27. Esam Traveller plus, Esam 3 yazılımı ile verilerin
görüntülenmesi... 79

KISALTMALAR

MKR: sağ mylohyoid kenar

MKL: sol mylohyoid kenar

YC: yanak cebi

S: semfiz

K: kanin

RK: retromolar kabartı

MPa: megapaskal

N: Newton

VM: Von Meases

mm: milimetre

cm: santimetre

1. GİRİŞ VE AMAÇ

1.1. ARAŞTIRMA KONUSUNUN TANIMI

Toplumdaki yaşlılık oranının artması ile beraber tam protez hastalarının da sayısı artmaktadır. Protez kaide plağının altında kalan destek kemik dokusu tam protezlerin fonksiyonu için mekanik bir temel oluşturmaktadır ve bu nedenle kemik dokusunun korunması çok önemlidir.(95)

Destek dokularda gerilmeler fonksiyonel kuvvetlerin kaide plağı ile mukozaya ve kemiğe iletilmesi ile oluşur. Fonksiyonel kuvvetlere karşı destek dokudan azami derecede yararlanmak için kaide plağını olabilecek en geniş sınırlar içinde hazırlanmaktadır. Böylece birim destek doku yüzeyine gelen kuvvet miktarını azaltılmış olur. Uygun ölçü tekniklerini kullanarak mukozanın farklı miktarlarda bastırılabilen bölgelerinin destek değerleri eşitlenmeye çalışılır. Çiğneme esnasında ise fonksiyonel kuvvetlerin eşit olarak dağıtılabilmesi için diş temasları düzenlenerek balanslı bir artikülasyon elde edilir.

Rezorpsiyonun aşırı olmadığı durumlarda dahi alt çenedeki ortalama destek yüzeyi üst çeneye göre yaklaşık yarı yarıya daha azdır (96). Sato ve ark. (109) 1998, kaide plağı ile iletilen çiğneme kuvvetleri ile rezorpsiyonun başlaması için bir eşik değeri olduğunu bildirmişlerdir alt çenede rezorpsiyon üst çeneye göre daha hızlı olmaktadır (121). İleri derecede rezorbe olmuş alt çene olgularında, kemik kütlesinin azalmış ve düzensiz olması, ayrıca yumuşak dokunun atrofik ve keratinizasyonunun bozulmuş olması, protez kaide plağının altında lokalize gerilme yığılmalarına bağlı sorunlar ortaya çıkmasına sebep olmaktadır. Bu sorunları kronik ağrı, ülseratif lezyonlar ve rezorpsiyonun hızlanması olarak özetleyebiliriz.

Geleneksel akrilik kaideli tam protezleri bahsedilen şikâyetlerle kullanamayan hastalar için yumuşak astar maddelerinin kullanımı önerilmektedir. Yumuşak astar maddelerinin destek dokularda fonksiyonel kuvvetler ile oluşan gerilmeleri fizyolojik sınırlar içinde tutma mekanizmaları çeşitli yöntemler ile araştırılmıştır. Yumuşak astar maddelerinin önemli dezavantajlarından biri protez kaidesinin akrilik kısmını inceltmesidir. Buna bağlı olarak sıklıkla yumuşak astarlı alt tam protezlerde orta hat kırıkları görülmektedir. Protez kaidesinin metal ile desteklenmesi protez kırıklarının engellenmesi için önerilen yöntemlerden biridir (102, 131).

Bu çalışmada ileri derecede rezorbe bir alt çene kemiği üzerine yapay olarak yumuşak doku modellendi. Üst çene için alçı model üzerine bitirilen tam protezin karşısına dört adet kopya alt tam protez hazırlandı. Protezlerden biri akrilik kaideli, diğeri yumuşak astarlı akrilik kaideli, bir diğeri döküm metal ile destekli akrilik kaideli ve sonuncusu da hem yumuşak astarlı hem de döküm metal destekli akrilik kaideli olarak hazırlandı. Protezler ve alt çene kemiği ortalama değer bir artikülatöre bağlandı. Azami tüberkül fossa ilişkisi konumunda, iki tarafta besin maddesini temsil eden silikon parçalar varken, sağ tarafta besin maddesini temsil eden silikon parça varken ve sol tarafta besin maddesini temsil eden silikon parça varken olmak üzere dört farklı yükleme şekli belirlendi. Her protez belirlenen koşullarda yüklenerek ölçüm noktalarındaki gerilme değerleri saptandı. Bulgular gerilme dağılımı, yükleme şekli ve farklı kaide plaklarına göre karşılaştırıldı.

1.2. AMAÇ

Bu çalışmanın amacı ileri derecede rezorbe olmuş bir alt çene kemiğinde tam protez ile iletilen yükler altında oluşan gerilmelerin belirlenmesi, farklı kompozisyonda kaide plakları ile hazırlanan protezler altında elde edilen gerilme değerlerinin ve dağılımının karşılaştırılmasıdır. Ayrıca farklı yükleme şekilleri ile gerilme değerlerinde ve dağılımında ortaya çıkabilecek değişiklikleri araştırmaktır.

Alt çene kemiğindeki gerilme değerlerinin ve dağılımının saptanması bir fiziksel deney modeli oluşturularak strain gauge gerilme analizi tekniği ile yapılmıştır.

Çalışmada gerilme değerleri geleneksel akrilik, yumuşak astar maddesi uygulanmış akrilik, metal ile desteklenmiş akrilik ve hem yumuşak astar maddesi uygulanmış hem de metal ile desteklenmiş akrilik olmak üzere dört farklı kaide kompozisyonu arasında karşılaştırılmıştır.

Yüklemeler azami tüberkül fossa ilişkisi konumunda, iki tarafta yapay besin maddesi varken ve tek tarafta (sağ, sol) yapay besin maddesi varken olmak üzere dört farklı şekilde yapılmıştır.

2. KONU İLE İLGİLİ GENEL BİLGİLER ve ARAŞTIRMALAR

2.1. GERİLME ANALİZİNDE KULLANILAN TEKNİK TERİMLER

Çiğneme sisteminin biyomekaniği şu çalışmaları kapsar:

1. Fizyolojik ve patolojik durumlarda çiğneme sisteminin maruz kaldığı mekanik gerilmelerin belirlenmesi.
2. Çeşitli ağız dokularının ve restoratif maddelerin mekanik gerilmelere cevabı.
3. Ağız dokularının maruz kaldığı mekanik gerilmelerin cerrahi ve/veya protetik uygulamalarla değiştirilmesi.

Bu çalışmalarda, doğaları gereği, ağız içi ve çevre dokularına fizik ve mühendislik prensiplerinin uygulanması söz konusudur. Aşağıda bazı temel mühendislik terimleri 21, 81, 117,126 numaralı kaynaklara göre tanımlanmış ve açıklanmıştır.

Kütle (Mass)

Kütle bir cismin hareketinin değişime karşı gösterdiği direnç olarak tanımlanabilir ve sıklıkla ağırlık ile karıştırılmaktadır. Kütle yer çekiminden bağımsız iken bir cismin ağırlığı doğrudan yer çekimi ile ilgili bir özelliktir

Kuvvet (Force)

Bir cismin hareketini başlatan, değiştiren veya durduran herhangi bir etki olarak açıklanabilir. Newton'un ikinci kanunu kuvveti şu şekilde tanımlar:

$$\text{Kuvvet (F)} : \text{Kütle (m)} \times \text{İvme (a)}$$

Birimi genellikle kilogramforce (kgf) veya Newton cinsinden ifade edilir. (1kgf = 9,8 N)

Kuvvetler ağırlık veya kaslar gibi birçok kaynaktan üretilir. Newton'un üçüncü kanununa göre her hareket için eşit ve ters bir karşı hareket vardır (etki = tepki). Bu durumda sistem *statik denge* konumundadır. Çiğneme sisteminin kuvvetlerini taklit eden modellerin pek çoğunda alt çenenin yüklendiği zaman statik denge konumunda olduğu farz edilir. Çene dinamiği ve hareket de içeren özelleşmiş modellerin analizi dinamik değişkenler ve ikinci dereceden diferansiyel denklemler içerirler. Bir cisme bir kaç kuvvet beraber etki ettiği zaman (alt çeneye etki eden farklı kaslar gibi), bu kuvvetler vektörel toplamı olan net kuvvete indirgenebilirler. Kuvvetler hakkında anlaşılması gereken son kavram nasıl dağıldıkları veya uygulandıklarıdır. Genellikle dağılan yükleri noktasal yükler olarak kabul etmek gerekli ve avantajlıdır. Yapışma yerinden etki eden bir kas kümesi gibi eşit olmayan bir dağılımda noktasal kuvvet, kuvvetin bireysel elemanlarına ayrılarak her elemanın ağırlık merkezinden etki ettiği durumda toplam hakkında aşağı yukarı bir değer belirleyerek temsil edilebilir. Modelleme tekniklerinin pek çoğunda alt çeneye etki eden kuvvetler noktasal yükler olarak kabul edilmektedir. Kuvvetlerin lokalizasyonu için fizyolojik tahminler

yapılmaktadır. Örneğin kas kuvvetini uygulamak için kasın başlangıç ve yapışma yerlerinde yapıştığı yüzeyin ortası seçilir. Kondil başındaki aşınma fasetlerinin merkezleri genellikle kondile gelen yüklerin uygulanacağı yerler olarak seçilir (27, 66, 77, 100). Dişlerde de aynı şekilde yükleme yapılır, örneğin, noktasal oklüzal yükler azıların santral fossalarına uygulanır(14,97).

Moment (Torque)

Moment veya tork kısaca bir mesafeden uygulanan kuvvet olarak tanımlanabilir.

Moment kolu kuvvetin rotasyon eksenine kadar olan dik mesafedir.

Gerilme (Stress)

Kuvvetin bir alana uygulanması ile gerilme oluşur. Mühendislik de birim alandaki kuvvet miktarını ifade etmek için kullanılır. Pascal, kg/m^2 , N/mm^2

$$\text{Gerilme } (\sigma) = \text{Kuvvet } (F) \div \text{Alan } (A)$$

Gerilme cisme etki eden kuvvetlerin yönüne göre basma gerilmesi, çekme gerilmesi veya kayma gerilmesi olarak ifade edilir. Genellikle bir cisme etki eden kuvvetler her üç tip gerilmeyi aynı anda oluşturur ve bu bileşik gerilme durumu olarak anılır.

Çekme ve basma gerilmelerine normal gerilmeler denir ve σ sembolü ile gösterilir.

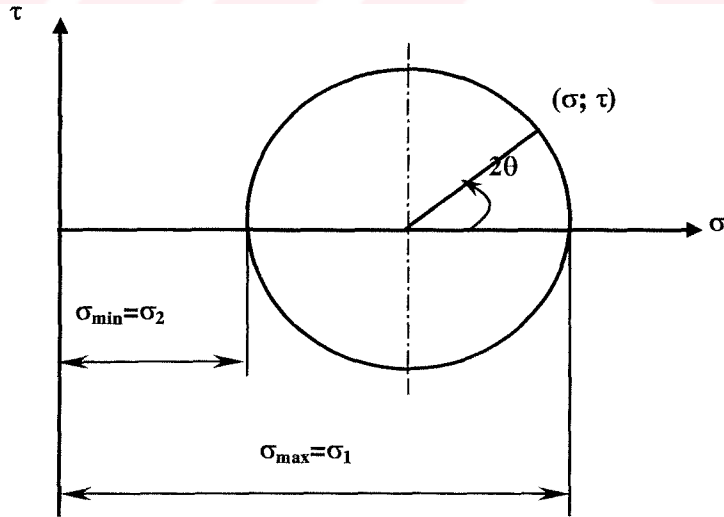
Kayma gerilmeleri ise τ simgesi ile gösterilir.

Alt çene kemiğinin yüklenmesi sırasında oluşan gerilmeler gibi bir cismin desteklediği kuvvetin yoğunluğunu ifade etmek için gerilme etkili bir ölçü birimidir. Gerilme ile

alakalı diğer bir terim de gerilme dağılımıdır. Kuvvet dağılımına benzer şekilde, bir cismin yapısında meydana gelen gerilme değişimlerini ifade eder.

Mohr Çemberi, Asal Gerilmeler, Asal Eksenler (Mohr's circle, Principle stresses, Principle axis)

Bileşik gerilme durumu olan cisimde kesit değişikçe gerilme türünün değişimi grafik olarak gösterilmekte ve Mohr çemberi olarak adlandırılmaktadır. Bir kesitteki normal ve kayma gerilmelerini apsis ve ordinat olarak kabul ederek oluşturulan Mohr çemberinde farklı kesitlerdeki gerilmelerin hesaplanması geometrik olarak da yapılabilmektedir. Kesitte döndürme hareketi yapılarak kayma gerilmesinin bulunmadığı bir pozisyonda en küçük normal gerilme (σ_2) ile en büyük normal gerilme (σ_1) olmaktadır. Bu gerilmelere asal gerilmeler (principle stresses) ve bu gerilmelerle uyuşan eksenlere de asal eksenler (principle axes) denir.



Şekil 1. Mohr gerilme çemberi

Eşdeğer Gerilme (Equivalent Stress)

Eşdeğer gerilme üç asal gerilmeden yararlanılarak elde edilen ortak bir değerdir. Von Meases' gerilmesi de denmektedir.

$$\sigma_e = [1/2((\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2)]^{1/2}$$

Formül. Eşdeğer gerilmeyi veren Von Meases' eşitliği

Birim Uzama (Strain)

Birim uzama mühendislikte bir cismin uygulanan gerilme ile fiziksel şekil değiştirmesini açıklamak için kullanılır.

Birim uzama (ϵ) = Uzunluktaki Değişim (ΔL) ÷ Orjinal Uzunluk (L)

Eğer bir cismin uzunluğu 1 metre ise ve 0.01 (%1) birim uzamaya maruz kaldı ise boyu 10mm değişmiş demektir. Genellikle ölçülen birim uzama değerleri çok daha küçük miktarlardadır (1×10^{-6}), bu nedenle de ölçümleri çok zordur. Bu tür ölçümler için birim uzama ile doğru orantılı elektrik direnci oluşturan strain-gauge gibi aygıtlar kullanılır.

Elastiklik Modülüsü (Young's modulus of elasticity)

İzotropik veya homojen cisimlerde gerilme miktarı ile birim uzama miktarı arasında doğrudan bir ilişki vardır. Hooke'un kanunu (Hooke's Law) diye bilinen bu ilişki şöyle ifade edilir:

Birim Uzama (ϵ) : Gerilme (σ) $\div$ Elastiklik Modülüsü (E)

(*Young's modulus of elasticity*)

Young'ın elastiklik modülüsü çelik veya alüminyum gibi homojen yapılar için sabit kabul edilen bir malzeme özelliğidir. Çeşitli maddeler için E değerleri tespit edilmiştir ve tablolar halinde mevcuttur. Ancak kortikal kemik gibi homojen olmayan yapılar için E değerleri fizyolojik verilere dayanır, çok değişkendir ve tespit edilmeleri zordur. Bu birim şekil değiştirme ve E değeri bilindiği zaman uygulanan gerilmeyi bulmak için pratik bir formüldür.

Poisson Oranı (Poisson's Ratio)

Kuvvet altında cismin eninde meydana gelen birim uzamanın boyunda meydana gelen birim uzamaya oranıdır. Mutlak değer içinde kabul edilir.

2.2. GERİLME ANALİZİNDE KULLANILAN MODELLEME TEKNİKLERİ

Çiğneme sisteminin mekanik fonksiyonlarını inceleyebilmek için sistemin bir temsilini veya modelini oluşturmak gerekir. Fiziksel modelleme doğrudan gözlenmesi mümkün olmayan bir şeyi görselleştirmek için başvurulan bir tasvir veya örnekleme olarak tanımlanabilir.

Bir model oluşturarak çiğneme sisteminde etkin olan kuvvetlerin arasındaki ilişkileri tespit etmeye çalışılır. Bu sayede oklüzal yükler ile tüm sistemin morfolojik değişikliklere, yüklerin büyüklüklerine ve pozisyonuna ne şekilde cevap verdiğini karakterize etmek amaçlanır. Bu faktörler protetik, ortodontik ve cerrahi müdahaleler ile sürekli değiştirildiklerinden klinik olarak anlamlıdırlar.

Çiğneme sisteminin modellenmesi geçtiğimiz yüzyıldan beri tahta modellerin hazırlanmasından üç boyutlu bilgisayar programlarının gelişmesi arasında çeşitli formlarda yapılmıştır. Her biri çiğneme sisteminin bugünkü anlamda anlaşılmasına katkıda bulunmuşlardır.

Daha önce açıklanan mühendislik prensipleri biyomekanik yapıların modellenmesinin temellerini oluşturmaktadır. Bu prensipler bütün modelleme teknikleri için geçerlidir ve değişmez kanunlar gibi kabul edilebilirler.

Araştırmacılar tarafından açıklanan sübjektif fizyolojik varsayımlar ve sonuca ulaşmak için kullandıkları metotlar değişkendir. Her modelleme tekniğinin temeli bu varsayımların doğrudan bir sonucudur. Aşağıda çeşitli fiziksel ve matematiksel modelleme teknikleri fizyolojik varsayımları, çözüm metotları ve sonuçlarının gerçekliği bazında özetlenmiştir.(81)

2.2.1. FİZİKSEL MODELLEME:

Gelişen teknoloji sayesinde bugün elimizde model hazırlamak için kullanabileceğimiz çok çeşitli araçlar mevcuttur. Bilgisayarlı tomografi ve magnetik rezonans görüntüleri, sonlu elemanlar yöntemi ile ortopedik yapısal analizler, üç boyutlu tarayıcılar ve gelişmiş in vivo transdüserler bunlar arasında sayılabilir. Heckmann S M ve ark. (37,38), interforaminal bölgesinde iki implant uygulanmış bir hastanın bilgisayarlı tomografi datalarından yararlanarak alt çene kemiğinin üç boyutlu bir fiziksel modelini elde etmişler ve bu modelin soğuk akrilik reçineden kopyasını çıkararak cam elyaf bir zemine yerleştirmişlerdir. Yumuşak dokuyu temsil etmek amacı ile hazırlanan protezleri hasta ağızı ile aynı konumda modele taşımışlar ve yumuşak dokunun boşluğunu silikon elastomeri ile doldurmuşlardır. Birinci büyük azılar bölgesinde reçinenin içine dikey yük transdüserleri implantların mezial ve distal bölgelerine de strain gaugeler yerleştirmişlerdir. Ağızda ve modelde yaptıkları yüklemeleri üzerlerinde strain gaugeler olan teleskopik tutuculardan elde ettikleri verilere göre kalibre etmişlerdir. Hazırladıkları modelin protez kaidesi atlındaki yükleri 10–20% hata ile ölçtüğünü bildirmişlerdir.

Şeffaf fotoelastik reçine veya plastikler ile hazırlanan fiziksel modeller gerilme analizi çalışmalarına ilginç değişiklikler katmıştır. Bu malzemeler polarize beyaz ışık altında gökkuşağı gibi saçaklar halinde gerilme dağılımını gösterirler. Bu kalitatif teknik ile yarım asır boyunca kemikte gerilme analizi çalışmaları yürütülmüştür, daha yakın tarihlerde de yük altındaki alt çene kemiğinin analizleri yapılmıştır (13,18, 33, 34,61,67,93). Reçine model 80 derece yağın içinde temsili olarak yük uygulandıktan sonra yavaşça oda ısısına düşürülür ve ince kesitler halinde analiz edilir ve izokromatik

gerilme çizgileri değerlendirilir. İzokromatik gerilme çizgileri temel gerilmelerin yerleri ve yönlerini gösteren kalitatif veriler sunarlar.

Her ne kadar fiziksel modeller yardımı ile bazı fizyolojik hipotezler çözümlenmiş ise de elde edilen veriler genellikle birkaç değişkene bağlı kalitatif verilerdir. Fiziksel modeller ilgili oldukları konuya göre tek bir yapının morfolojisine odaklanırlar, bu nedenle değişkenlikleri ve esneklikleri sınırlıdır. Ancak ne yazık ki esnekliği olan bir model beraberinde karmaşıklığı da getirmektedir, bu nedenle matematiksel modeller bir mühendislik bilmecesi haline gelmektedir.

2.2.2. MATEMATİK MODELLEME:

Kas kuvvetlerinin ve alt çene kemiğinin içindeki momentlerin klinik olarak ölçülmeleri imkânsız değilse de çok zordur. Matematik modeller istenen tek bir değişkeni izole ederek deneysel çalışmalarda mümkün olmayı başarabilirler.

Çiğneme sisteminin matematik modelleri çeşitli alt sistemleri birleştirerek temsil etmektedir. Bu alt sistemler aşağıdaki gibi özetlenebilir;

- Alt çeneyi oluşturan fiziksel yapılar, artiküler eminens ve kafatasının diğer tüm yapıları
- Alt çene kemiğinin maruz kaldığı yüklerin yerleri, yönleri, büyüklükleri, sıklıkları ve süreleri
- Aynı şekilde yerleri, yönleri, büyüklükleri, sıklıkları ve süreleri ile beraber kas kuvvetleri
- Üretilen oklüzal kuvvetleri uygulamak ve dağıtmak için de dişlerin yüzeyleri

Genellikle bilinmeyenlerin sayısı kendilerini ilgilendiren bağımsız denklemlerin sayısından fazladır. Bu durumda izlenebilecek iki yol vardır. İlki fiziksel gözleme ve anlamaya bağlı olan pragmatik yaklaşımdır. İkincisi ise linear programlama gibi daha teorik tabanlı olan, deneme-yanılma metodu ile sonuçlara ulaşılmaya çalışılan metotlardır.

Pragmatik modeller:

Problemi statik kararlı hale getirebilmek adına yeterli fizyolojik veri seçilerek çiğneme sisteminin modellenmesi daha basite indirgenebilir. Örneğin EMG (elektromiyografi) değerleri sıfır olan kasların kuvvetlerini ve atıl olan ligamentleri elimine ederek analizler daha kolay yapılabilir.

Çenelerin fonksiyon esnasındaki kapanış hallerinin yön ve yerlerinin sonsuz gibi görünen kombinasyonları sonuçları daha da karmaşık hale getirmektedir. Genel olarak pragmatik modellerle elde edilen sonuçlar mevcut olan fizyolojik verilerin kalitesi ile sınırlıdır.

Linear programlama modelleri:

Linear programlama kararsız mühendislik probleminin çözümü için kombinasyonlar ve permütasyonlar metodunun bir şeklidir. Linear kelimesi model için kullanılan denklem ve değişkenlerin birinci dereceden olduklarını ifade etmektedir. Linear bir program objektif bir fonksiyon ile karakterizedir. Biyomekanik modelleme söz konusu

olduğunda bu objektif fonksiyon vücudun herhangi bir fonksiyonunu temsil etmektedir. Eşitsizlik kısıtlamaları ile modele ilave fizyolojik veriler eklenir. Örneğin en fazla yükleme kapasitesi kaslar ve tendonlardadır. Linear programlama modellerinin ilkleri insan vücudunun büyük motor fonksiyonlarının modelleri idi ve sistemi kas kuvvetlerinin toplamalarını en aza indirerek temsil etmekte idi. Kuvvetlerin vektörel toplamaları karelerinin toplamı ile ifade edilir ki bu da non-linear bir fonksiyondur. İnsan vücuduna ait linear programlama modelleri daha çok ekstremiteler için tercih edilmiştir.

Non-linear modeller:

Genellikle non-linear teknikler kas gücü, direnci veya metabolik enerji için bir çeşit enerji indirgeme prensibi veya çalışma kısıtası içerirler.

Kas lifi tipi ve moment kolu ile beraber non-linear kas yorgunluğu gibi fizyolojik kısıtlamaların uygulamalarına ait gelişmeler modellerin daha gerçekçi hale gelmesini sağlamıştır.

Sonlu Elemanlar Modelleri (FEM)

Sonlu elemanlar analizi köklerini elektrik mühendisliğinden alarak bütünleşmiş büyük ölçek devrelerin yanıtlarını tespit eder. Binaların sismik analizleri, tirübin bıçaklarının ısı transferi ve insan alt çenesininki gibi biyomekanik yapısal analizler de dâhil olmak üzere çok geniş uygulama alanına sahiptir. Elastiklik modülüsü gibi hem bireyden bireye hem de mühendislik malzemelerinin aksine aynı yapı içinde bile değişkenlik gösteren mekanik özellikleri nedeni ile kemik gibi biyolojik yapıların modellenmesi

oldukça güç bir iştir. Hesaplama işlemlerini kolaylaştırmak için genellikle kemiğin ve diş dokularının mekanik cevaplarına ait sadeleştirmeler yapılır.

Öncelikle yapının geometrik olarak karmaşık olan şekli mesh olarak tabir edilen küçük sonlu elemanlara bölünür. Mesh elemanları node denen sınır noktalarında belirli bir serbestlik derecesinde birleşirler. Her bir node bir seri denge denklemine dayalı matematiksel fonksiyonlara göre gerilmelere maruz kalır ve şekil değiştirir. Tüm geometri boyunca fonksiyonları aynı anda çözümlediğiniz zaman yapı için söz konusu olan toplam birim uzama ve gerilmeleri elde edersiniz.

Diş hekimliği konularında da sonlu elemanlar yöntemi gittikçe daha popüler olan bir gerilme analizi metodu olmaktadır. Literatürde sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak yapılmış pek çok araştırma mevcuttur (1, 2, 3,10, 11, 27, 41, 103, 115, 135, 147).

2.2.3. SONUÇ

Kusursuz olmamalarına rağmen, fiziksel ve matematik modeller beraber çiğneme sisteminin fonksiyonlarına ait pek çok şeyin anlaşılmasına rehberlik etmişlerdir. Bu modeller sayesinde çiğneme sisteminin yüksek derecede bir esnekliği olduğu ve çene ekleminin sürekli reaksiyon kuvvetleri ile eşleşen büyük oklüzal kuvvetler oluşturabildiği gibi pek çok özelliği açıklığa kavuşmuştur.

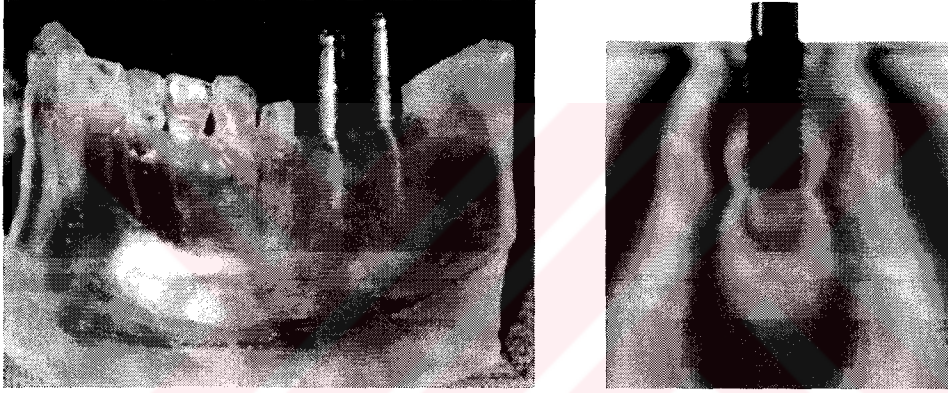
Kas fizyolojisinin karmaşıklığı ve oklüzal kuvvetlerin değişkenlikleri düşünüldüğünde, linear programlama modellerinin farz ettiği gibi çizgisel çalışan kaslar yaratmak problemi fazla basitleştirmek olabilir.

Gerilmelerin yapısal dağılımlarını detaylandıran sonlu elemanlar ile yapılan çalışmalar her ne kadar çiğneme sisteminin fonksiyonlarına ışık tutmakta ise de henüz mevcut

modeller çok kaba ve geliştirilmelerine taban oluşturan veriler ve varsayımlardan daha ileride değildirler. Ancak bu modeller geliştikçe daha kalitatif çalışmalar yapmak mümkün olacak ve çok daha değerli verilere ulaşılabilecektir.

2.3. DENEYSEL GERİLME ANALİZİNDE KULLANILAN YÖNTEMLER

2.3.1. FOTOELASTİK GERİLME ANALİZİ



Şekil 2. Fotoelastisite yöntemi uygulanmış fiziksel deney modeli

Fotoelastisite teorisi yük altındaki bir elemanda gerilmeleri bulmakta kullanılır. Bu konudaki ilk çalışma 1912 yılında MESNAGER tarafından yapılmıştır. Düzlem modeller için kolay şekil verilebilirlik nedeniyle 2 boyutlu birçok problem çözülebilmektedir.

STRESS FREEZING denilen gerilme dondurulması yönteminin bulunmasıyla 3 boyutlu gerilme problemleri de çözülebilmektedir. Yük altında sıcaklığı belirli koşullarda değişen bir malzeme üzerindeki renklemenin kaldığı ve bu renklemenin gerilmelere

bağı olduğu görülmüştür. Sentetik reçinelerin ve plastiklerin gelişmesiyle pratik problemlerin çözümünde, fotoelastisitenin kullanımı artmıştır.

Fotoelastik olay, elektro-magnetik teorisinin gelişmesi ile daha kolay açıklanabilmiştir. Çünkü ışık, elektro-magnetik dalgalar şeklinde yayılan bir enerji türüdür.

1841 yılında NEUMANN ilk gerilme-optik arasındaki ilişkiyi belirlemiştir. Gerilmenin, dolayısıyla molekül düzeninin değiştiğini düşünerek teorisini şekil değiştirmeler üzerine kurmuştur. Ortamdaki kırılma indislerinin, ortamın şekil değişimlerine bağlı olduğunu belirlemiştir.

Fotoelastisite deneylerinin yapıldığı optik alete polariskop denir. Fotoelastisite deneylerinde normal ışık kullanmak uygun olmadığından gerilme altındaki saydam cisme belli şekilde polarize olmuş bir ışık göndermek uygun olacaktır.

2.3.2. STRAIN GAUGE GERİLME ANALİZİ YÖNTEMİ

Birim Uzunlukların Ölçülmesi

Pratikte şekil değiştirme elemanı olarak birim uzunluklar (ϵ -strain) değişik prensiplerle tasarlanan elemanlarla ölçülür. Bunlar;

- 1-) Mekanik Strain-Gaugeler
- 2-) Optik Strain-Gaugeler
- 3-) Elektriksel Strain-Gaugeler
- 4-) Akustik Strain-Gaugeler

5-) Pnömatik Strain-Gaugeler şeklinde gruplandırılabilirler. Bunlar içinde pratikte en çok kullanılan grup elektriksel strain gaugelerdir.

Strain-Gaugelerden beklenen özellikler

- 1-) Kalibrasyon sabiti sıcaklık ve zamanla değişmemeli.
- 2-) Birim uzamalar 1×10^{-6} mertebesinde ölçülebilmeli.
- 3-) Noktasal ölçme yapılabilmesi.
- 4-) Dinamik ve statik ölçmeler yapılabilmesi.
- 5-) Ekonomik olmalı.
- 6-) Ölçümler kolay olmalı.
- 7-) Strain-Gauge cevabı lineer olmalı.
- 8-) Hassas ölçüm yapılabilmesi.

Bu özelliklere en iyi uyan tip elektrik rezistans strain gaugeleridir. Burada sadece bu tipin özellikleri uygulama ve ölçme yöntemleri detaylı olarak incelenecektir. Bundan sonraki bölümlerde strain gauge (S.G.) terimi elektriksel rezistans strain gaugeleri için kullanılacaktır.

Elektriksel Strain-Gaugeler

1856 yılında İngiliz bilim adamı Lord KELVIN direnci R olan bir metal tele eksenel çekme kuvveti uygulayarak, şekil değişimi ile direnç değişimini izlemiştir. Değişik malzemelere aynı kuvveti uyguladığında şekil değişiminin farklı olduğu, dolayısıyla direnç değişiminin de farklı olduğunu izlemiştir.

Elektriksel strain gaugeler kullanma prensiplerine göre kendi içinde üç guruba ayrılırlar.

1-) İndüktif Strain-Gaugeler

2-) Kapasitif Strain-Gaugeler

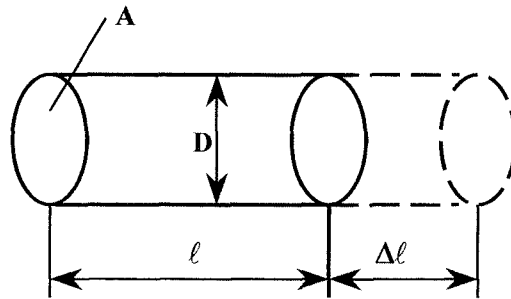
3-) Rezistif Strain-Gaugeler

Bunlar şekil değiştirme sonucu strain gauge elemanının bağlı olduğu devrede indüktans kapasitans ve rezistans değişimi verecek şekilde tasarlanmışlardır.

Elektriksel Strain-Gauge Teorisi

Metalik bir iletken mekanik bir zorlama altında uzarsa elektriksel direnci değişir. Bu fiziksel olay, strain-gage tekniğinin temelini oluşturmaktadır. Uzunluğu ℓ , dairesel kesit alanı A ve özgül direnci ρ olan metalik bir iletkenin direnci:

$R = \rho \frac{\ell}{A}$ şeklinde tanımlanmaktadır.



Şekil 3. Silindirik kesitli telde boy değişimi

K orantı sabiti malzeme özelliklerine bağlı olarak 2–4 arasında bir değer almaktadır.

Strain-gage malzemesi olarak CONSTANTAN (%45 Nikel, %55 Bakır) alaşımı en çok kullanılmakta olup, K değeri 2 civarındadır.

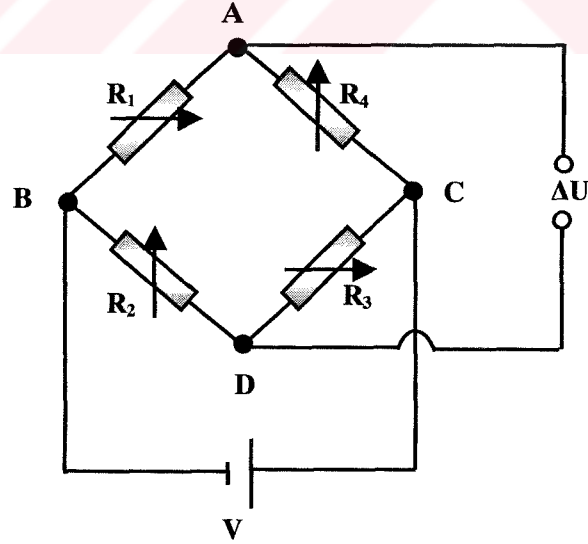
$$\frac{\Delta R}{R} = k \cdot \varepsilon \text{ bağıntısı, strain-gauge tekniğinin temelini oluşturur.}$$

Buna bağlı olarak şu tanımı yapabiliriz:

Mekanik bir büyüklük olan ε birim uzamasını elektriksel bir büyüklük olan $\frac{\Delta R}{R}$ direnç değişimine dönüştüren elemanlara REZİSTİF STRAIN-GAGE denir.

Wheatstone Köprüsü

Strain-gauge'lerde meydana gelen çok küçük direnç değişimlerinin ($\frac{\Delta R}{R} = 10^{-5} \dots 10^{-2}$) kullanılabilir elektriksel büyüklüklere çevrilmesi için en uygun yöntem Wheatstone köprüsü devresidir.

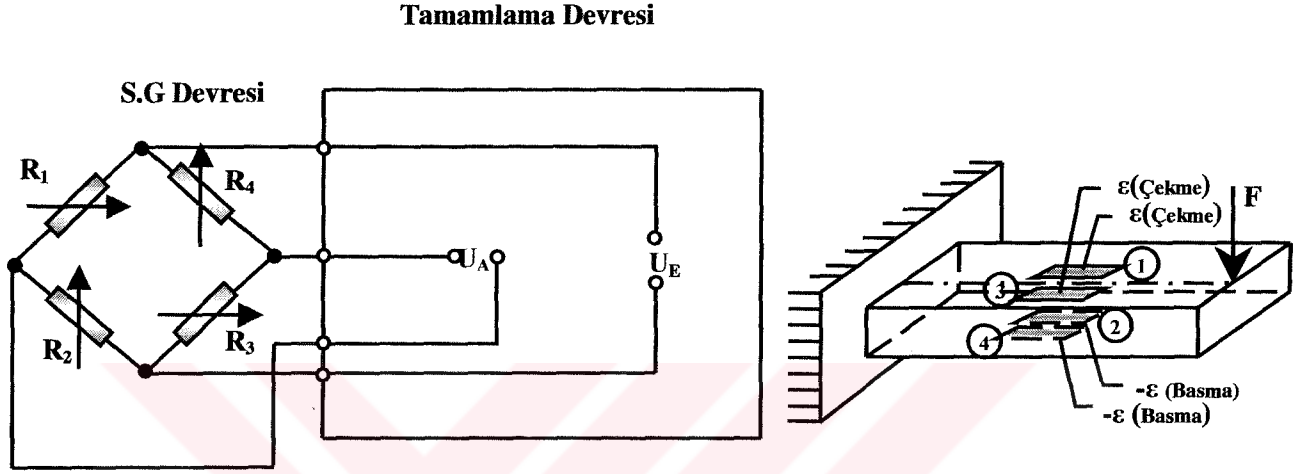


Şekil 4. Wheatstone köprüsü diyagramı

Şekilde görülen Wheatstone köprüsünün B ve C düğümleri bilinen bir V gerilimine bağlanırsa, A ve D düğümleri arasında ΔU gerilimi oluşur.

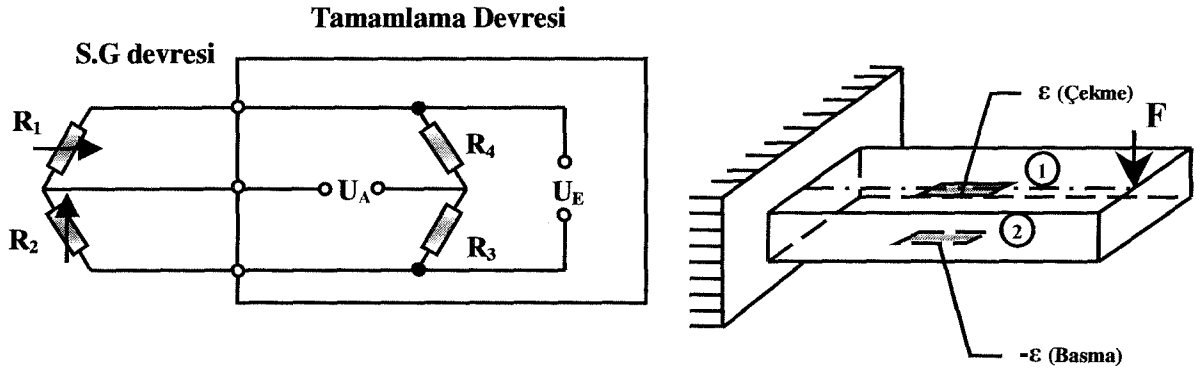
Wheatstone Köprüsünün Değişik Uyarlamaları

Tam Köprü



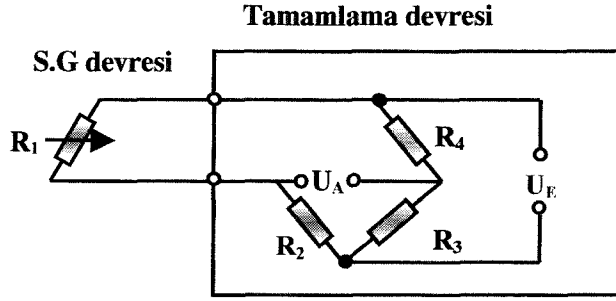
Şekil 5. Eğilmeye zorlanan bir kirişte tam köprü bağlantısı

Yarım Köprü



Şekil 6. Eğilmeye zorlanan bir kirişte yarım köprü bağlantısı

Çeyrek Köprü



Kullanılmaz!

Isıl kompanzasyon söz konusu değil.

Şekil 7. Eğilmeye zorlanan bir kirişte çeyrek köprü bağlantısı

Isıl Kompanzasyon

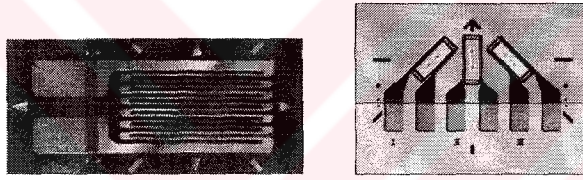
Bir deney parçası üzerine yapıştırılan strain-gauge; parçaya uygulanan mekanik zorlanmaya ek olarak çevre sıcaklığı nedeniyle parçada ortaya çıkan ısıl genleşmelere de maruz kalır. ϵ_t ile ısıl genleşmeden dolayı ortaya çıkan birim uzama gösterilirse, bir strain-gauge'de toplam olarak $\epsilon + \epsilon_t$ kadar birim uzama olur. Bu bozucu etkinin kompanze edilmesi gerekir. Tam ve yarım köprü devrelerinde bu sağlanmaktadır.

Strain Gauge ve Terminal Seçimi

Değişik uygulamalarda, değişik amaçlarla kullanılmak üzere değişik tip ve boyutlarda strain gauge'ler üretilir. Ölçümü yapılacak her problemin kendine özel, şartlara uygun strain gauge'inin seçilmesi gerekir.

Strain gauge seçimi yapılırken şu noktalar dikkate alınmalıdır;

- Basit ölçümlerde ve asal doğrultuların bilindiği, hangi doğrultuda ölçme yapılacağı bilinen ölçümlerde klasik tip basit strain gauge'ler kullanılır.



Şekil 8. Tek ve rozet strain-gaugeler

- Eğer gerilme ve şekil değiştirme alanı karmaşık ise, cismin geometrisine ve kuvvet sistemine bağlı olarak birden fazla strain gauge elemanının oluşturduğu **rozet** adı verilen elemanlar kullanılır.
- Strain gauge'in büyüklüğü, ölçümü yapılacak cismin büyüklüğüne ve şekil değiştirme gradyanına bağlı olarak seçilir. Gerilme ve şekil değiştirme noktadan noktaya büyük ölçüde değişiyorsa, bu durumda mümkün olduğu kadar küçük boyutlarda strain gauge seçilir.
- Strain gauge malzemesi, taban malzemesi ve yapıştırıcı ölçüm yapılan cismin ve çevrenin sıcaklığına uygun olarak seçilmelidir.

- Uzun süreli ölçümlerde ve bilhassa dinamik kuvvetlerin uygulandığı problemlerde taban malzemesinin ve yapıştırıcının yorulma ömrüne uygun seçilmesi gerekir.
- Taban malzemesi ve yapıştırıcı ile ölçüm yapılan cismin malzemesi kimyasal reaksiyonlara karşı uygun seçilmelidir.
- Strain gauge telinin termal genleşme katsayısı ile ölçüm yapılan cismin termal genleşme katsayısı birbirine uygun seçilmelidir. Ancak yarım köprü veya tam köprü ile sıcaklık kompanzasyonu sağlanıyorsa bu nokta pek önemli değildir.
- Ölçüm şartlarına uyan en ucuz strain gauge seçilmelidir.

Strain gauge üreten firmalar strain gauge'in tip ve büyüklüğünü tanımlayan kod numaraları kullanırlar. Bu kod numaralarında her harf ve sayı bir özelliği tanımlar.

Örneğin, bir firmanın kodlama sisteminde

EA - 06 250 BF - 350 Option LE kod numarasında,

1- Strain gauge serisi

E : Taban malzemesi (E - poliamid)

A : Metal tel alaşımı (A - Konstantan)

2- Termal kompanzasyonla ilgili numara

3- Gauge ölçüm uzunluğu (mm)

4- Gauge şekli

5- Direnç (ohm)

6- Özel koşul bilgileri tanımlanır.

Terminal Seçimi

Ölçüm esnasında veya daha sonra bağlantı kablolarının hareketi ve zorlanması sonucu strain gauge'in uçlarından kopmaması için strain gauge

uçları önce terminal adı verilen ve hemen strain gauge'in yanına yapıştırılan elemana lehimlenir. Bağlantı kabloları daha sonra terminalin diğer uçlarına lehimlenir. Bu şekilde kabloları gelen zorlamalar strain gauge tellerine iletilmezler.

Terminal seçilirken de strain gauge'te olduğu gibi büyüklüğü, şekli, taban malzemesinin ölçme şartlarına uygun olmasına dikkat edilir.

Terminaler de kod numarası ile tanımlanırlar.

Örnek :

C PF - 75 C

- 1- Terminal folyo malzemesi
- 2- Taban malzemesi
- 3- Terminal uzunluğu (1 / 1000 inch)
- 4- Terminalin şekli

Strain Gauge'in Ölçme Yapılacak Zeminin Tespiti ve Devreye Bağlanması

Yapıştırılacak zeminin uygun şekilde hazırlanması koşuluyla strain gauge'ler hemen hemen bütün katı cisimlere uygulanabilirler. Değişik metalik malzemeler, plastik, beton, taş, tahta vs. üzerinde strain gauge'lerle ölçme yapılabilir. Gerek zeminin hazırlanmasında ve gerekse yapıştırırmada kullanılan malzemelerin seçimi çok önemlidir. Bu malzemelerin olanaklar dahilinde zehirli ve vücuda zararlı olmamasına dikkat

etmelidir. Kullanılan solventler genellikle uçucu olduğundan uygulama yapılan hacmin havalandırılması yararlı olur.

Bilhassa araştırma için yapılan hassas ölçümlerde zeminin hazırlanmasında ve strain gauge'lerin yapıştırılmasında yapılan her titiz davranış, ölçümün hassasiyetini etkiler. Örneğin, yapıştırma esnasında strain gauge'in yapışacak yüzeyine parmak ile dokunmak bile yapışma kalitesini bozar.

Yüzey Hazırlama ve Yapıştırma

Amaç, yapıştırma bölgesinde yeterli pürüzlülüğe sahip, kimyasal açıdan temizlenmiş ve ölçme doğrultusunun işaretlendiği bir yüzey elde etmektir. Bunun için aşağıdaki adımlar sırasıyla uygulanır.

- Yapıştırma işlemi yapılacak yüzey yağ çözücü solventlerle yağlardan arındırılır. Bu işlem her zaman için ilk işlem olmalıdır. Daha sonraki aşındırma işlemi sırasında pisliklerin yüzey malzemesi içlerine sürüklenmemesi için bu gereklidir. Yağ alma işlemi, pislik, tortu bırakmayan çözücülerle yapılmalıdır. Bunun için sprey tipleri tercih edilir.
- Eğer yüzey pürüzlülüğü fazla ise ve oksitlenme mevcutsa, yüzey 220 veya 320 numara zımpara ile temizlenir. Yüzeyde boya mevcutsa, önce boya kazınır, daha sonra zımparalama yapılır. Başlangıçta zımparalama kuru yapılır. Son aşındırma işlemi temizleyici ile yüzey tamamen ıslatıldıktan sonra 320 veya 400 numara zımparalama ıslak yapılır. Zımparalama doğrultusu her zaman ölçme doğrultusundadır. Daha sonra gazlı bez veya yumuşak temiz bezle yüzey silinir. Yüzey üzerinde ölçme doğrultusu için eksen çizgileri işaretlenir.

Temizleyici ile yüzey, pamuk veya bez renk değiştirmeyinceye kadar silinir. Yüzeyde herhangi bir tortuya neden olmamak için silme işlemi tek yönde yapılır. Temizleyici yüzeyde buharlaşırsa kalıcı bir film oluşturur, bu da yapışma kalitesini bozar.

- Yüzeye bol miktarda nötralizatör uygulanır ve emici bir bezle tek yönde silinir. Bu işlem yüzeyin Ph'ını ayarlamak için yapılır. Optimum Ph değeri genellikle birçok strain gauge için 7,0 – 7,5 civarındadır.



Şekil 9. Yüzey temizleme

- Strain gauge cımbızla zarfından çıkarılır ve temiz bir yüzeye konur. Terminal kullanılacak ise bu da strain gauge'e yakın konuma yerleştirilir. Üzerlerine yapıştırılan selloteyp ile konumları tesbit edilir.
- Gauge - terminal - selloteyp gurubu, konumları bozulmayacak şekilde (yaklaşık olarak yüzeyle 30 lik açı ile) kaldırılır. Ölçme yapılacak konuma işaretlenen eksen çizgileri strain gauge üzerindeki eksenlerle çakışacak şekilde yapıştırılır.
- Daha sonra selloteypin bir ucu hafifçe kaldırılır. Cisim üzerine ölçme konumuna yapıştırıcı sürülür. Ucu kaldırılmış olan selloteyp üzerindeki gauge

selloteyp ile birlikte zemine yapıştırılır. Parmak ile strain gauge üzerine bir miktar basınç uygulanır. Bu basınç, fazla yapıştırıcıyı ve varsa hava kabarcığını dışarı atar. Basınç fazla olursa yeterli yapıştırıcı kalmayacağından yapışma iyi olmaz. Parmakla basma işlemi bir kaç saniye sürer (hızlı yapıştırıcı için). Daha sonra selloteyp dikkatlice kaldırılır.

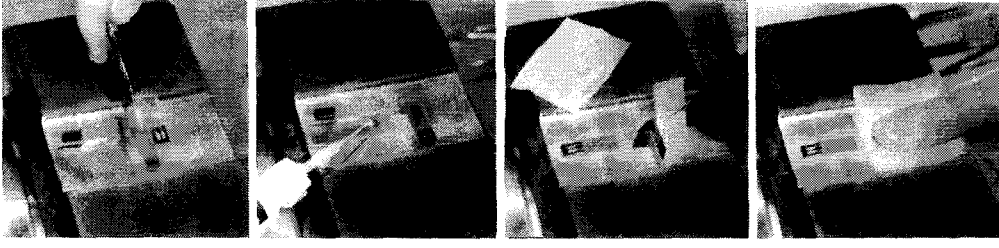
- Strain gauge'in uçları terminale lehimlenir. Terminalin uçları direnç ölçer ile kontrol edilir.
- Terminal uçlarına ölçme cihazına yetiyecek uzunlukta kablo uçları lehimlenir.

Bu şekilde yapıştırma ve bağlama işlemi tamamlanmış olur.

Strain Gauge Uygulanan Bölgenin Koruyucu ile Kaplanması

Bilhassa uzun süreli kullanımlar ve kötü çevre koşullarında (Rutubet, kimyasal malzeme etkisi, darbe etkisi vs gibi) yapıştırılan strain gauge'in yüzeyi koruyucu özel bir malzeme ile kaplanır. Kısa süreli mühendislik ölçmelerinde bu kaplama yapılmayabilir. Birkaç haftalık iç mekânlardaki ölçmelerde, çevre şartları kötü değilse kaplama gerekmez. Kaplama işlemi ve kullanılan malzeme şartlara göre değişebilir.

Aşağıdaki şekil birçok üretici tarafından tavsiye edilen bir kaplama şeklini göstermektedir. Burada bütün strain gauge yüzeyi ve kablonun kısa bir bölümü koruyucu malzeme ile tamamen kaplanmıştır. Darbelere korumak için yumuşak koruyucu tabakanın üzerine sertleşen bir malzeme püskürtülerek (sprey ile) kaplanır. Kaplamanın fazla önemli olmadığı, çevre şartlarının çok kötü olmadığı durumlarda kaplama spreysilikon ile de yapılabilir.



Şekil 10. Temizlenmiş yüzeye strain-gauge'in yapıştırılması

Aşağıdaki şekilde ise çok uzun süreli kullanımlar için mükemmel denilebilecek bir koruyucu kaplama örneği görülmektedir. Dış kısımdaki sert metal veya plastik kaplama darbelere olduğu kadar su ve rutubet için de koruyucu özelliğini taşır. Metal malzeme ile kaplama yapılacak ise cisimde oluşacak şekil değiştirmeye engel olmaması için mümkün olduğu kadar ince malzeme seçilir.



Şekil 11. Strain-gauge'in lehimlenmesi ve silikon kaplanması

2.4. DESTEK DOKULAR İLE İLGİLİ GERİLME ANALİZİ ÇALIŞMALARI

Asundi ve Kishen(8) tek köklü dişlerin kök yüzeylerindeki ve çevreleyen alveoler kemikteki gerilme dağılımlarına, hem hasta ağızında strain-gauge tekniği kullanarak hem de fotoelastik yöntemle incelemişlerdir. Strain gauge tekniğinin ağız içinde uygulanmasının zorluğuna işaret etmişler ve daha kalitatif veriler elde etmek için rozet gaugeler kullanılması gerektiğini söylemişlerdir. Dişin servikalinden kökün ortasına doğru gerilme yığılmalarının arttığını ve apikale devam edildikçe azaldığını bildirmişlerdir. Oklüzal kuvvetlerin yönleri 0 dereceden 30 dereceye değiştiğinde kemikteki gerilmelerin arttığını da söylemişlerdir. Ayrıca bukkal tarafta lingulale göre daha yüksek gerilme değerleri elde etmişlerdir.

Balathioğlu(14) laboratuvar deneyi ile desteklediği üç boyutlu sonlu elemanlar çalışmasında akrilik kaideli ve yumuşak astar maddesi uygulanmış protezlerde ve destek dokularda meydana gelen gerilme dağılımlarını incelemiştir. Yumuşak astar maddesi uygulanmış protezde azılar bölgesindeki kemik dokusunda gerilme değerlerini yükselttiğini ancak yumuşak dokuda gerilme değerlerinin azaldığını bildirmiştir. Ayrıca yumuşak astarlı protezin lingulinde orta hat hizasında gerilme değerlerinin akrilik proteze göre %15 oranında fazla olduğuna işaret etmiştir.

Brosh ve ark.(18) düz ve açılı abutment kullanımının kemik implant arayüzündeki gerilme dağılımına etkilerini strain-gauge ve fotoelastik yöntem ile incelemişlerdir.

Strain-gauge metodunun klinik durumu taklit etme yeteneğinin hassas olduğuna ve fotoelastik yöntemin tamamlayıcı bir yöntem olduğuna işaret etmişlerdir. Açılı

abutment kullanımı ile implant kemik arayüzündeki gerilmelerin arttığını bildirmişlerdir.

Çehreli ve ark.(22) da strain gauge ve fotoelastik yöntemleri kullanarak farklı implant abutment bağlantı şekillerinin destek dokuda oluşturduğu gerilme ve birim uzama şekillerini karşılaştırmışlardır. İmplant abutment bağlantı şeklinin destek dokuda gerilme ve birim uzama değerlerini değiştirmedığını bildirmişlerdir.

Heckmann ve ark (37, 38) strain gauge yöntemi kullanarak hazırladıkları fiziksel deney modelini hasta ağzından elde ettikleri verilerle karşılaştırmışlardır. Deney modelinin %10–20 oranında hata ile ağız ortamını taklit ettiklerini bildirmişlerdir. Hazırladıkları model ile farklı hassas tutucu tiplerinin destek dokuya ilettikleri yükleri karşılaştırmışlardır ve rijit bağlantıların destek dokuya daha az yük ilettiğini bildirmişlerdir.

Hosoi ve ark. (42) basın transduserleri elektromiyografi kullanarak destek dokudaki basınç dağılımını ve oklüzal aşındırma ile ilişkilerini incelemişlerdir. Oklüzal aşındırma yapıldıktan sonra masseter aktivitesinin arttığını ve destek dokudaki basınçların eşitlendiğini bildirmişlerdir.

Kawano ve ark. (57) 2 boyutlu viskoelastik sonlu elmanlar analizi ile protez altındaki destek dokulardaki gerilme dağılımına yumuşak astar maddelerinin etkilerini incelemişlerdir. Akrilik kaideli modelde en yüksek gerilmeler mylohyoid kenarda bulunmuştur. Yumuşak astar maddelerinin gerilme dağılımını daha homojen hale getirdiklerini göstermişlerdir. Ayrıca astar maddesinin şeklinin gerilme dağılımını etkilediğini bildirmişlerdir.

Nishigawa ve ark. (92), iki boyutlu sonlu elemanlar gerilme analizi ile dişlerin bukkolingual yöndeki pozisyonlarının kemik dokusundaki gerilmelere etkilerini

incelemişlerdir. Alt çene modelinde yüklenen tarafta gerilmelerin kret tepesinde, denge tarafında ise alveol kemiğinin dil tarafında yoğunlaştığını bildirmişlerdir.

Kelsey ve ark. (60), fonksiyon halindeki tam protezlerin destek dokularındaki basınçları ölçmek için diyafram basınç transdüseri kullanımını önermiştir.

Kenney ve Richards (61), hazırladıkları üç boyutlu fotoelastik model ile iki implanta bağlı implant-üstü protezin topuz başlı ve bar tutucular ile destek dokularda meydana getirdikleri gerilme dağılımını analiz etmişlerdir. Hazırladıkları protezin ölçü yüzeyine yumuşak dokuyu temsil etmek için polyvinylsiloxane (Reposil Dentsply Caulk) elastomer uygulamışlardır. Farklı şiddette yükleri dikey ve oblik yönde uygulamışlar ve topuz başlı tutucuların implantlara daha az gerilme ilettiklerini bildirmişlerdir.

Kawasaki ve ark. (58), üç boyutlu solu elemanlar gerilme analizi yöntemi ile alt alveol kemiğinin şeklinin gerilme dağılımı ile ilişkisini ve alt tam protezin davranışını incelemişlerdir. Bunun için rezorpsiyon derecesi normal, mezialde fazla, distalde fazla ve aşırı rezorbe olmak üzere dört farklı alt çene modeli hazırlamışlar ve protezle doku arasına kontak tanımlamışlardır. Hazırladıkları modellerin bir taraflarını analiz etmişlerdir. Küçük azılar ve birinci büyük azının meziali, ikinci küçük ve birinci büyük azı, birinci ve ikinci azılar olmak üzere üç farklı pozisyonda dikey 3 kgf yük uygulamışlar ve mukoza yüzeyindeki von Meases' gerilme değerlerini hesaplamışlardır. İleri derecede rezorbe alt çene modelinde alveol mukozasının arka dil tarafında azami sıkışma gerilmeleri oluşmuştur. Mezialden ve merkezi yükleme koşullarında kaninin lingulinde 5– 6,67 (10^{-3} kgf mm⁻²) arasında, yanak ve dil tarafında alveol kretinde 3,33– 5 (10^{-3} kgf mm⁻²) arasında gerilme dağılımı elde etmişlerdir. Distal yükleme koşulunda ise birinci azının dil tarafında 6,67–8,33 (10^{-3} kgf mm⁻²) arasında, yanak cebinde alveol kavsinin dil tarafında ve arka bölgede kret tepesinde 5– 6,67 (10^{-3} kgf mm⁻²) arasında

gerilme dağılımı tespit etmişlerdir. Yazarlar ileri derecede rezorbe olmuş alveol kemiğinde yükleme pozisyonundan bağımsız olarak mukozada yüksek sıkışma gerilmeleri olduğunu bildirmişlerdir.

Kawano ve ark. (54), iki boyutlu sonlu elemanlar analizi ile oklüzal yükün uygulanma pozisyonuna göre üst çenede tam protezler altında oluşan gerilme yığılmalarını ve protezin hareketini incelemişlerdir. Bu amaçla protez yumuşak doku kortikal ve kansellöz kemikten oluşan ve sistemi orta hatta kadar temsil eden bir model oluşturmuşlar ve dişin bukkal tüberkülü, santral fossası ve palatinal tüberkülü hizalarından 49 N yük uygulamışlardır. Gerilmelerin alveol kemiğinin yanak tarafında yoğunlaştığını ve oklüzal yük palatinala doğru kaydıkça gerilme değerlerinin daha homojen hale geldiğini göstermişlerdir. Yumuşak dokuda gerilme değerleri 40–530 kPa, kortikal kemikte 248–3800 kPa ve kansellöz kemikte ise 80–340 kPa arasında değişmiştir. Yumuşak dokunun viskoelastik özelliğinin gerilme dağılımında önemli bir rolü olduğunu ve gerilmelerin 3 saniye içinde daha homojen hale geldiğini bildirmişlerdir.

Itoh ve ark. (47), çift taraflı sonu serbest biten i-bar kroşeli protezlerde periodontal desteğin ve dişlerin şinelenmesinin destek dokulardaki gerilmeyi ne şekilde etkilediğini üç boyutlu Fotoelastik gerilme analizi yöntemi ile incelemişlerdir. Fotoelastik reçine üzerinde yumuşak dokuyu temsil etmek için 2 mm kalınlığında yumuşak silikon 8 coeflex regular, Coe labs. Chicago, III.) uygulamışlardır. Metal seramik kuronlar ile dişleri şinelemiş ve modeli eğimlendirmek sureti ile dikey, lingual, bukkal, anterior ve posterior yönde yük uygulamışlardır. Sonuç olarak aynı yükleme koşullarında kemik defektleri fazla olan modelde daha fazla gerilme oluştuğunu ve kuronlar ile

sabitlemenin defektin fazla olduğu modelde daha etkili olduğunu ve şinelenen diş sayısı arttıkça aynı oranda gerilmelerin azalmadığını bildirmişlerdir.

Igarashi ve ark. (43), Kennedy I dişsizlik durumlarında tutucuların tipi ile mukozanın yük paylaşımı arasındaki ilişkiyi incelemişlerdir. Biri oklüzal yükü diğeri ise mukozanın paylaştığı yükü ölçen iki load cell kullanmışlardır. Çiğneme yükünü ölçen load cell deneysel protezin çiğneme yüzeyine, mukozanın paylaştığı yükü ölçen load cell ise iki tabaka halinde hazırlanan kaide plağının arasına yerleştirilmiş. Araştırmacılar tutucunun rijitliği ile ters orantılı olarak mukozanın paylaştığı yük miktarının değiştiğini ve mukoza desteğinin her koşulda göz ardı edilemeyecek oranda olduğunu bildirmişlerdir.



2.5. YUMUŞAK ASTAR MADDELERİ

Tam protez hastaları arasında kronik protez irritasyonu nedeni ile rahat fonksiyon yapamayan çok sayıda vaka bulunmaktadır. Özellikle destek mukozanın ve submukoza tabakasının incelmış olduğu vakalarda dokular çiğneme sırasında sert akrilik kaide plağı ile alveol kemiği arasında travmaya uğramaktadırlar. Alveol kemiğinde görülen düzensizliklerdir; daha çok alt çenede görülen ön bölgedeki keskin ve sivri kemik çıkıntıları ile azılar bölgesinde keskin mylohyoid kenarlar, çiğneme basınçları karşısında yumuşak dokuların fizyolojik tolerans sınırını düşürmekte ve ağrı meydana getirme potansiyeli taşımaktadır. Aşırı rezorpsiyona bağlı olarak mandibular kanalın açıldığı veya alveol kretine çok yakın olduğu, mental foramenin düzleştiği durumlarda fonksiyonel basınçlar yine ağrı meydana getirebilmektedir. Bu gibi durumlarda yumuşak astar maddeleri daha çok alt tam protezlerde ve sonu serbest bölümlü protezlerde çiğneme basınçlarının daha dengeli dağılmasını sağlamak, destek dokuda meydana gelen gerilme yığılmalarını önlemek amacı ile kullanılırlar.

Geçmişe doğru baktığımızda yumuşak astar maddelerinin kronolojik gelişimleri içerisinde seçime uğradığını, birçoğunun terk edilmiş olduğunu, bazılarının günümüze kadar geldiğini ve halen ideal bir astar maddesi bulunması için araştırmaların devam ettiğini görmekteyiz. Bu amaçla hem mevcut yumuşak astar maddeleri geliştirilmekte, hem de yeni maddelerin üretimi için çalışılmaktadır.

Yumuşak astar maddesi olarak günümüze kadar farklı kimyasal yapıda maddeler kullanılmıştır. Bunlar doğal kauçuk, poli-vinil reçineler, akrilik kopolimerleri, silikon ve polifosfazin elastomerleri, flororopolimerler ve poliolefindir.

Yumuşak astar maddelerinin endikasyonları maddeler halinde aşağıda sırlanmıştır:(26, 29, 59, 63, 64,118)

- Alveol kretlerinin ince bir mukoza ile örtülü olduğu, ileri derecede yumuşak dokuda atrofi ve kemik dokusunda resorpsiyon görülen durumlarda akrilik kaideli protezlerden kaynaklanabilecek ağrının önlenmesinde,
- Aşırı kemik undercutları olan alveol kretinde tutuculuğun artırılmasında veya protezin rahat girişinin sağlanmasında,
- Alveol kemiğinin yüzeyinin özellikle kret tepesinde keskin kenarlar ve sivri çıkıntılar gösterdiği durumlarda,
- Toruslar veya bastırılabilirliği az olan median palatal sutur gibi röliyef gerektiren bölgelerde,
- Ağız kuruluğu olan hastalarda,
- Radyoterapi görmüş hastalarda zayıf destek dokuya gelen yüklerin azaltılmasında.
- Akrilik kaideli protezler kullanılırken önlenemeyen kronik vuruk ve ağrı şikâyetlerinin önlenmesinde,
- Destek dokularda sistemik rahatsızlıklara bağlı oluşan patolojik durumların etkilerinin azaltılmasında,
- Doğal dişli bir kavsin karşısına gelen tek tam protezlerde yüksek çiğneme kuvvetine bağlı oluşan aşırı basınçların azaltılmasında,
- Bruksizm vakalarında,
- Çene ve yüz protezlerinde,
- Seçilmiş vakalarda hassas tutuculu protezlerde tutucu unsur olarak kullanılmaktadırlar.

İdeal bir yumuşak astar maddesinden beklenen özellikleri de şöyle sırlayabiliriz:

(26,32,118)

- Boyutsal stabilitesi iyi olmalıdır,
- Ağız ortamından sıvı emmemelidir,
- Kaide plağı ile tutunması iyi olmalıdır,
- Bakteri ürememelidir,
- Laboratuar ve klinik işlemleri kolay olmalıdır,
- Aşındırma ve cilalama işlemlerine uygun olmalıdır,
- Yumuşaklığı kalıcı olmalıdır.

Günümüzde kullanılan yumuşak astar maddelerinin dezavantajları da aşağıda özetlenmiştir. (36)

- Protez kaidesi ile tutunmasının zayıf olması,
- Akriliğin hacminde meydana gelen azalma nedeni ile sıklıkla protez kırkları görülmesi
- Yumuşak astar maddesi üzerinde mantar kolonilerinin oluşması (beyaz nokta fenomeni),
- Ağız ortamından sıvı emmeleri,
- Renk değiştirmeleri,
- Yumuşaklıklarını zamanla yitirmeleri,
- Yırtılmaları ve yüzey detaylarının kaybolmasıdır.

Yumuşak astar maddelerinin klinik kullanımlarının uzun süreli olmaması önemli dezavantajları olarak kabul edilebilir. Kullanım ömrü 3 yılı geçen çok az sayıda yumuşak astar maddesi bulunmaktadır (25, 111,144). Silikon esaslı yumuşak astar

maddelerinin ortalama ömrünün akrilik esaslı yumuşak astar maddelerinden anlamlı şekilde daha uzun olduğu yapılan klinik çalışmalarla saptanmıştır (25,26). Akrilik esaslı astar maddelerinin yüzey özelliklerinin kısa sürede bozulma göstermesi nedeni ile klinik ömürleri kısa olmaktadır. Silikon astar maddeleri ise protez kaidesinde görülen kırılmalar ve kaide plağı ile bağlantısının zor olması sebebiyle başarısız olabilmektedirler. Yumuşak astar maddelerinin protez kaidesine daha iyi bağlanması için sert kaide akriliğinin astar maddesiyle muflada beraber polimerize edilmesinin, akriliğin yüzeyinin pürüzlendirilmesinin ve adesiv uygulamanın bağlanmayı arttırdığı belirtilmektedir (70, 111). Yumuşak astarlı protezlerde astar maddesinin ve akrilik reçinenin kalınlığını kontrol etmek ve sıklıkla görülen protez kırıklarını engellemek için çeşitli yer tutucu hazırlama yöntemleri önerilmiştir.(68, 106).

Yumuşak astarlı protezlerle akrilik kaideli protezleri karşılaştıran farklı çalışmalarda hastaların değişen oranlarda yumuşak astar maddesi uygulanmış protezleri tercih ettikleri bildirilmiştir(15,16, 65,).

Yumuşak astar maddeleri ile astarlanmış protezlerin hastaların çiğneme etkinliğinde de anlamlı bir artışa neden olduğu belirtilmektedir. Bu artışın sebebi yumuşak astar maddelerinin alveol kretlerine gelen çiğneme basınçlarını azaltmasıdır. Bu özellikleri yapılan çeşitli gerilme analizi çalışmaları ile de ortaya konulmuştur. Yumuşak astar maddelerinin çiğneme basınçlarını %20 – 60 kadar azalttığı belirtilmektedir (101) .Yumuşak astar maddeleri viskoelastik özellikleri sayesinde destek dokudan kaynaklanan şikâyetleri giderebilmektedir. Viskoelastik materyaller bir miktar şekil değişikliğine uğradıktan sonra, daha yavaş bir hız ile deforme olmadan önceki şekillerine dönerler. Çeşitli araştırmalar göstermiştir ki viskoelastik özelliği daha fazla olan akrilik esaslı yumuşak astar maddelerinin destek dokulara devamlı basınçlar

altındaki uyumu daha iyidir. Ancak akrilik esaslı yumuşak astar maddeleri viskoelastik özelliklerini silikon esaslı olanlara göre daha çabuk yitirmektedirler (32). Yumuşak astar maddelerinin şok emme özellikleri kimyasal yapılarının yanında uygulandıkları kalınlıkları ile de değişmektedir (25,26).

Sert akrilik protez kaide maddesi ideal malzeme özelliklerine yumuşak astar maddelerinden bugün için daha yakındır. Yumuşak astar maddelerinin viskoelastik özelliklerinin yanında sert akrilik kaide maddelerine göre dezavantajları olan ağız ortamından sıvı emmeleri, fiziksel özelliklerinin zamanla değişmesi, temizliklerinin zor olması ve mantar kolonilerinin üremesi gibi problemleri de araştırılan konular olmuştur.

Yumuşak astar maddelerinin seçiminde kullanılacak temel kriterler uzun yıllar ortaya konulamamıştır. Son yıllarda yapılan çalışmalarda, mukozanın elastik davranışlarına uygun olan bir astar maddesinin amaca daha uygun olacağından yola çıkan bazı araştırmacılar yeni bir yumuşak astar maddesi geliştirmişlerdir. Bunu sağlamak için mukozanın deformasyon hızının, deformasyon öncesi şekline dönüş hızından daha yüksek olması prensibine göre hareket etmişlerdir(36). Ancak astar maddelerinin ağız ortamında çiğneme basınçlarını karşılarken ideal davranış şekilleri üzerinde henüz kesin bir fikir birliği oluşmamıştır. Elastiklik konusunda yumuşak astar maddelerinin özelliklerinin belirleneceği standart deneyler ISO (International Standards Organization) tarafından belirlenmemiştir. Bu nedenlerden dolayı yumuşak astar maddeleri için doğru endikasyon önem taşımaktadır.

Yumuşak astar maddelerinin yapısal özelliklerine ve klinik kullanımlarına bağlı sorunlar güncelliğini sürdürmektedir. Günümüzde bu materyallerin kullanım oranının %5 civarında olduğu belirtilmektedir.(144) Bu tür protezlerin başarılı olabilmesi için

klinik tanının doğru olması, yumuşak astar maddesinin seçiminin vakanın ihtiyacına göre yapılması ve laboratuvarda yapımları sırasındaki detaylı uygulamaların eksiksiz yerine getirilmesi gerekmektedir.

2.6. YUMUŞAK ASTAR MADDELERİNİN MEKANİK ÖZELLİKLERİ ve GERİLME DAĞILIMINA ETKİLERİ İLE İLGİLİ ÇALIŞMALAR

Balatlıoğlu (14), laboratuvar deneyi ile desteklediği üç boyutlu sonlu elemanlar çalışmasında akrilik kaideli ve yumuşak astar maddesi uygulanmış protezlerde ve destek dokularda meydana gelen gerilme dağılımlarını incelemiştir. Yumuşak astar maddesi uygulanmış protezde azılar bölgesindeki kemik dokusunda gerilme değerlerini yükselttiğini ancak yumuşak dokuda gerilme değerlerinin azaldığını bildirmiştir. Ayrıca yumuşak astarlı protezin lingualinde orta hat hizasında gerilme değerlerinin akrilik proteze göre 15% oranında fazla olduğuna işaret etmiştir.

Bates ve Smith (15), yumuşak astar maddelerini su ve yağ emmeleri, sertlikleri, kaide plağına bağlanmaları ve protez temizleyicilerinin etkileri açısından laboratuvar ortamında incelemişlerdir. Aynı zamanda 89 hastaya uygulanan biri akrilik esaslı (Palasiv) diğeri ise silikon elastomeri (Molloplast-B) olan iki farklı yumuşak astar maddesinin dokuz ay ara ile kontrollerini yapmışlardır. Ağız dokularının sağlığı, ağız hijyeni, hastaların görüşleri, renk, aşınma ve kaide plağı ile bütünlükleri açısından değerlendirmelerini

yürütmüşlerdir. Akrilik bazlı astar maddelerinin daha yumuşak ve zamana bağlı bir akıcılığı olduğunu, silikon bazlı materyallerin ise bastırılabilirliklerinin ve elastikliklerinin değişkenlik göstermediğini ve sertliklerinin de daha fazla olduğunu bildirmişlerdir. Sonuç olarak 60 hasta yumuşak astarlı protez ile daha rahat olduklarını ve daha az ağrı duyduklarını bildirmiştir. Yazarlar Molloplast-B'nin laboratuvar işlemlerinin doğru yapıldığı ve hasta tarafından da doğru şekilde bakımının yapıldığı takdirde üç yıl veya daha uzun süre kullanılabileceğini bildirmişlerdir.

Braden ve Wright (17), yumuşak astar maddelerinin su emme ve suda çözünmelerini inceledikleri çalışmalarında, sıvı emiliminin malzemenin boyutsal stabilitesi ile ilgili bir faktör olduğunu ve akrilik kaide ile bağlantısını da etkileyebileceğini söylemişlerdir. İnceledikleri beş silikon esaslı ve altı akrilik esaslı yumuşak astar maddesi arasında sadece Molloplast-B'nin ve Per-Fit'in (silikon esaslı yumuşak astar maddesi) akrilik kaide plağı ile uyumlu su emme ve suda çözünme özellikleri gösterdiğini bildirmişlerdir.

Brown (19), yumuşak astar maddeleri ile akrilik kaide maddelerinin gerilme-birim uzama tablolarından yola çıkarak yumuşak astar maddelerinin dokular tarafından karşılanması gereken gerilmelerin bir kısmını absorbe ettiklerini bildirmiştir.

Canay ve ark. (20), akrilik ve silikon esaslı yumuşak astar maddelerinin renk ve sertliklerinin besin boyaları ile ne şekilde etkilendiklerini incelemişlerdir. Altı aylık değerlendirme sonucunda silikon esaslı Molloplast-B'nin renk ve yumuşaklığının daha istikrarlı olduğunu bildirmişlerdir.

Craig ve Gibbons (26), on farklı yumuşak astar maddesi ve doku düzenleyicinin sertliklerini, ağırlıklarında meydana gelen değişimi, germe ve yırtılma dayanımlarını kuru ortamda ve saf su içinde bekletildikten sonra tespit etmişlerdir. Ayrıca akrilik ile tutunmalarını, akrilik kaidenin transverse direncine etkilerini ve astar maddesinin kalınlığı ile esnekliğinin ilişkisini değerlendirmişlerdir. Bulgularına göre silikon esaslı maddeler yumuşaklıklarını kuru iken ve su içinde bekletildikten sonra korumuşlardır. Islak ortamda silikon astar maddeleri daha az çözünmüşlerdir. Astar maddelerinin Shore A sertlikleri kalınlıkları 2 mm üzerine çıktığında anlamlı değişiklikler göstermemiştir. Adezyon testlerine göre ise astar maddesi kaide plağı bağlantısını artırmak için akrilik yüzeyi temiz ve kuru olmalı, ayrıca akrilik yüzeyi pürüzlendirilmelidir. Diğer deneylerin bulguları ile beraber yazarlar yumuşak astar maddelerinin seçiminde malzemenin kısa süreli kullanımı için en önemli faktörün malzemenin yumuşaklığı olduğuna, uzun süreli kullanımında ise diğer özelliklerinin önem kazandığına işaret etmişlerdir.

Dootz ve ark. (29), sekiz akrilik esaslı, iki silikon esaslı ve bir polifozfazin yapıda toplam 11 yumuşak astar maddesinin germe dirençlerini, yüzde uzama miktarlarını, sertliklerini, yırtılma dirençlerini ve enerjilerini belirlemiş ve hızlandırılmış yaşlanma işleminden sonra ne şekilde etkilendiklerini tespit etmişlerdir. Bulgularına göre çoğu astar maddesinin germe dirençleri yaşlandırma işlemi ile artmıştır. Bütün astar maddelerinin yüzde uzama değerleri Molloplast-B (%326 dan %440 a artmıştır) dışında azalmıştır. Yaşlandırma testi ile Novus, Justi Soft, Soft Pak ve Verno Soft'un Shore A sertlikleri değişmemiş, Molloplast-B ve Flexor yumuşamış diğer astar maddelerinin

sertlikleri ise yükselmiştir. Yırtılma direnci ve enerjisi genel olarak yaşlandırma işlemi ile artmıştır.

El- Hadary ve Drummond (31), silikon esaslı Luci Sof ve akrilik esaslı Permasoft yumuşak astar maddelerinin su emme, suda çözünme ve akrilik ile bağlanma dirençlerini karşılaştırmışlardır. Silikon esaslı Luci Sof'un daha az su absorbe ettiğini, daha az suda çözündüğünü ve kaide materyali ile bağlanmasının da daha iyi olduğunu bildirmişlerdir.

Graham ve ark. (32), doku düzenleyiciler ile akrilik ve silikon esaslı yumuşak astar maddelerinde statik ve dinamik yükleme testleri uygulamışlardır. Yumuşak astar maddelerinin de statik ve dinamik yükler uygulandıktan sonra elastikliklerinin azaldığını bildirmişlerdir. Molloplast-B ilk 7 gün içinde daha fazla elastikiyetini kaybetmiş (%20) ancak bir ay sonunda akrilik esaslı astar maddelerine göre daha istikrarlı olmuştur.

Hekimoğlu ve Anıl (40), beş farklı yumuşak astar maddesi ile yaptıkları yaşlandırma deneyi ile laboratuarda hazırlanan Ufigel L (silikon), Molloplast B (silikon), Flexor (silikon dimetilakrilat) ile soğuk polimerize olan Ufigel P (silikon) ve Simpa'nın (polimetilsiloksan) sertlik, birim uzama değerlerini ve germe dirençlerini karşılaştırmışlardır. Yaşlandırma işlemi ile soğuk hazırlanan yumuşak astar maddelerinin mekanik özelliklerinin laboratuarda hazırlananlara göre daha fazla etkilendiklerini, Molloplast-B'nin sertlik değerinin değişmediğini Simpa ve Ufigel L'nin ise yumuşadığını bildirmişlerdir.

Jepson ve ark. (49), akrilik esaslı (Palasiv 62) ve silikon esaslı (Molloplast-B) yumuşak astar maddelerinin viskoelastik özelliklerini klinik ve laboratuvar çalışmaları ile tespit etmişler ve bu özelliklere yaşlandırmanın etkilerini incelemişlerdir. Palasiv 62'nin kalınlığında ve viskoelastik özelliklerinde zaman içinde meydana gelen azalma hem klinik olarak gözlenmiş hem de laboratuvar örneklerinde ölçülmüştür. Viskoelastik özellikleri 48 günden sonra belirgin şekilde azalmıştır. Molloplast-B klinik olarak ve laboratuvar deneylerinde daha istikrarlı sonuçlar elde edilmiştir ve zaman içinde elastikliğini korumuştur.

Kawano ve ark. (53), dört farklı kimyasal yapıdaki yumuşak astar maddesinin darbe emme özelliklerini ivmeölçer kullanarak serbest düşme testi ile belirlemişlerdir. Her astar maddesi için darbe emme yüzdelerini astar maddesinin ivmesinin akrilik kaidenin ivmesinden olan farkının akrilik kaidenin ivmesine oranına göre hesaplamışlardır. Örneklerini 1,2 ve 2,4 mm kalınlıklarda hazırlamışlar ve deneyleri 24 saat ve 180 gün sonra gerçekleştirmişlerdir. Bulgularına göre Molloplast-B (silikon) ve Molteno Soft (polyurethine) daha yüksek oranda darbe emilimi göstermiştir, yumuşak astar maddelerinin darbe emme özellikleri kalınlıkları ile ilişkilidir ve 180 gün sonra ivme değerleri bütün astar maddelerinde düşmüştür.

Kawano ve ark. (54), alt tam protezin destek dokularındaki zamana bağlı gerilme dağılımını iki boyutlu sonlu elemanlar gerilme analizi metodu ile incelemişlerdir. Dört farklı sonlu elemanlar modeli hazırlamışlardır. İlk modelde akrilik protez yumuşak doku ve kemik, ikinci modelde ölçü yüzeyi ve protez kenarlarında yumuşak astar maddesi,

üçüncü modelde, ölçü yüzeyinde protez kenarlarına ulaşmayan yumuşak astar maddesi ve son modelde de dişlerle akrilik kaide arasında yumuşak astar maddesi tanımlamışlardır. Her modele 50 N dikey yük uygulanmıştır. Yumuşak astar maddeleri her modelde 2 mm kalınlıkta uygulanmıştır. Akrilik protez modelinin dil tarafında kemik dokusunda 2070 kPa gerilme değerleri elde etmişlerdir. Yumuşak dokudaki değerler kemik dokusundakine göre 1/3 oranındadır. En yüksek gerilme değerleri mylohyoid kenardan elde edilmiştir. Gerilme değerleri 0,1 saniye ile 3 saniye yük uygulanması arasında değişiklik göstermemiştir. Yumuşak astarlı modellerde 3 saniye sonra gerilme değerleri yükselmiştir. İkinci modelde gerilme değerleri yumuşak dokuda 9'dan 936 kPa'a, kemikte 32'den 3583 kPa'a yükselmiştir. Üçüncü modelde değerler yumuşak dokuda 12–789 kPa arasında ve kemikte 47–3583 kPa arasında değişmiştir. Yazarlar yumuşak astar maddesi uygulandığı zaman gerilme dağılımının daha homojen olduğunu ve en başarılı gerilme dağılımının ölçü yüzeyini örten ancak protez kenarlarını içine almayan yumuşak astar şeklinde olduğunu bildirmişlerdir. Yumuşak astarlı protezlerde kemik dokusundaki gerilme değerlerinin 3 saniye içinde yükseldiğini ve protezin dikey ve yatay deplasmanının da yumuşak astar kullanıldığı zaman arttığını ve bu durumun yumuşak astar maddelerinin darbe emme özelliklerini ön plana çıkardığını söylemişlerdir.

Kawano ve ark. (55), serbest düşme testi ile dört farklı kimyasal yapıdaki yumuşak astar maddesinin darbe emme yüzdelerini hızlandırılmış yaşlandırma işleminden önce ve sonra elde ettikleri verilere göre karşılaştırmışlardır. Silikon esaslı yumuşak astar maddelerinin daha yüksek darbe emme yüzdesi olduklarını, astar maddelerinin kalınlıkları arttıkça darbe emme yüzdelerinin de arttığını ve 900 saat nem ve ultraviyole

ile hızlı yaşlandırma işleminden sonra silikon esaslı ve polyorephin astar maddelerinden elde edilen ivme değerlerinin değişmediğini bildirmişlerdir.

Kawano ve ark. (56), üç farklı kimyasal yapıda yumuşak astar maddesini üç farklı şekilde akrilik üzerine uygulamışlar ve serbest düşme testi ile en uygun astarlama şeklini belirlemişlerdir. Birinci astarlama şeklinde astar maddesi akrilik yüzeyini tamamen örtmüştür ikinci şekilde astar maddesi akrilik kaidenin kenarlarından 3 mm kısa hazırlanmıştır ve üçüncü şekilde ise astar maddesi iki akrilik tabakası arasına yerleştirilmiştir (sandviç etkisi). Örnekler 24 saat ve 180 gün suda bekletildikten sonra deneyler tekrarlanmıştır. Her üç astar maddesi de akrilik reçineye göre %28,2–82,6 arasında değişen oranlarda darbe etkisini azaltmışlardır. Akrilik yüzeyini saran astar şekli en iyi şok emme yüzdesine sahiptir ve silikon esaslı astar maddesi ve floropolimer en yüksek darbe emilimi göstermişlerdir.

Kawano ve ark. (57), 6 farklı doku düzenleyici ile statik sünme ve basınç dağılımı testleri yaparak bu maddelerin basınç dağılımına etkilerini incelemişlerdir. Test düzeneği yükleme kısmında 5000 gr ağırlık ve ayarlanabilir bir platformdan, ölçme kısmında ise bir load cell ve basınç transdüserinden hazırlanmıştır. 1,2 ve 3 mm kalınlığında test örnekleri hazırlamışlar ve 200 saniye boyunca 5000 gr yük uygulamışlardır. Basınç dağılımı dört basınç transdüseri ile ölçülmüştür. Doku düzenleyicilerin darbe emme özelliklerini değerlendirmek için deney tablasında doku düzenleyiciler yokken elde edilen basınç dağılımı karşılaştırma için kullanılmışlardır. Doku düzenleyiciler ile yapılan deneylerde dört ölçüm noktası arasındaki basınç

değerleri arasındaki farkların daha küçük olduğunu ve doku düzenleyicilerin kalınlıkları artırıldığında ise basınç değerlerinin azaldığını bildirmişlerdir.

Kazanji ve Watkinson (59), yumuşak astar maddelerinin yumuşaklıklarının kaide plağı altındaki kalınlıkları kaide plağı ile kenar sınırlarında çevrenmiş olması ve su içinde bekletilmesi ile ne şekilde etkilendiğini incelemiştir. 2,5 mm kalınlığında akrilik plaklara 0,45 mm ile 3,6 mm arasında değişen kalınlıklarda yumuşak astar maddeleri uygulamışlar, ayrıca Molloplast-B ve Co Super-soft için akrilik ile çevrili ve çevrili olmayan iki grup örnek hazırlamışlardır. Bütün örnekler 37 derecede suda bekletilmiştir. Deneyler örnekler hazırlandıktan 24 saat ve 6 ay sonra tekrarlanmıştır. Malzemelerin yumuşaklığı Shore A durometer ile ölçülmüştür. Yazarların bulgularına göre astar maddesinin kalınlığı attıkça yumuşaklığı da ileri derecede anlamlı olarak artmaktadır. Astar maddesinin akrilik ile çevrelendiği durumda Molloplast-B'nin yumuşaklığı azalmış ancak Coe Super-soft'un yumuşaklığı değişmemiştir. Altı ay 37 derecede suda bekleyen örneklerde Molloplast-B'nin anlamlı derecede yumuşadığı ve akrilik esaslı Coe Super-soft'un anlamlı derecede sertleştiği bildirilmiştir. Diğer bir akrilik esaslı malzeme olan Softik 49'un yumuşaklığı ise değişmemiştir. Yazarlar yeterli elastiklik için yumuşak astar maddesinin en az 1,8 mm kalınlığında olması gerektiğine, Molloplast-B'nin akrilik ile çevrili olduğunda yumuşaklığının azalmasının klinik olarak anlamlı olmayabileceğine ve akrilik esaslı astar maddelerinin sertliklerinde meydana gelen değişikliklerin yapılarındaki plastikleştiricilerin sızmasına bağlı olduğuna işaret etmişlerdir.

Murata ve ark. (87), dört tanesi laboratuarda hazırlanan dokuz yumuşak astar maddesinin viskoelastik özelliklerini ve klinikte uygulanan dört astar maddesinin de oscillating rheometer ile polimerizasyon davranışlarını incelemişlerdir. Viskoelastik özellikleri standart birim uzamada azalan gerilme değerlerine göre hesaplamışlardır. Her astar maddesinden beşer adet 2 mm kalınlığında ve 18 mm çapında örnekler hazırlamışlar ve 37 derece suda 24 saat, 60 gün ve 120 gün beklettikten sonra deneyleri tekrarlamışlardır. 20% birim uzama halinde 5 dakika boyunca yükteki değişimleri kaydetmişlerdir. Ağız içinde uygulanan astar maddelerinin polimerizasyon süreleri arasında anlamlı farklılıklar bulmuşlardır. Akrilik reçine ve floretoilen astar maddelerinin gerilme değerlerinin zamana bağlı olarak silikon ve polyolephin astar maddelerine göre daha fazla azalma gösterdiğini bildirmişlerdir. Yazarlar akrilik ve floretoilen astar maddelerinin viskoelastik silikon ve polyolephin astar maddelerinin ise elastik davranış gösterdiklerine işaret etmişlerdir.

Murata ve ark (88), akrilik, floretoilen ve silikon yapıda ısı ile sertleşen üç ve silikon yapıda ağız içinde sertleşen bir yumuşak astar maddesinin dinamik viskoelastik özelliklerini ve zaman içinde gösterdikleri değişimi otomatik dinamik viskoelastometre ile incelemişlerdir. Her astar maddesinden 2X10X30 mm boyutlarında örnekler hazırlamışlar ve 37 derecede suda bekletmişlerdir. Ölçümelerini örnekler hazırlandıktan 24 saat, 30, 60, 120gün, 6, 12 ay, 2 ve 3 yıl sonra yapmışlardır. Veriler 0,01 ile 100 Hz frekans aralığında 0,27% birim uzamada ve seçilmiş 37 frekans ölçüm noktasından elde edilmiştir. Çalışmanın sonuçlarına göre yazarlar, akrilik ve floreoelastomer astar maddelerinin frekans değişikliklerine hassas olduklarını ancak silikonların geniş bir frekans aralığında özelliklerini koruduklarını ayrıca akrilik ve floreoelastomerlerin

viskoelastik silikonların ise elastik davranış gösterdiklerini bildirmişlerdir. Zamana bağlı değerlendirmelerinde akrilik astar maddeleri özelliklerini daha belirgin şekilde yitirdiklerini, silikonların ise daha istikrarlı viskoelastik özellikler sergilediklerini söylemişlerdir.

Plotnick (101), yumuşak astar maddelerinin kaide plağı içine tabaka halinde (sandviç etkisi) yerleştirilerek gerilme regülâtörü olarak kullanılabileceğini bildirmiştir. Ucunda ağırlık asılı olan bir sarkacın önüne sandviç şeklide iki akrilik tabakası arasında farklı kalınlıklarda astar maddesi ile hazırladığı örnekleri metal bir plaka ile bağlamış ve sarkacı sabit yüksekliklerden kayma tablası üzerine yerleştirdiği bir ağılığa çarpacak şekilde serbest bırakmıştır. Çarpmanın etkisi ile ağırlık yanında teğet duran metal diski kaydırmıştır. Diskin tabla üzerindeki kayma miktarını değerlendiren Plotnick yumuşak astar maddelerinin gerilme regülâtörü olarak kullanıldıklarında destek dokulara iletilen kuvvetleri 20 ile 60% arasında azalttıklarını, belirli sınırlar içinde astar maddesinin kalınlığını değiştirerek gerilme miktarının ayarlanabileceğini ve menteşe tipi gerilme kırıncıları gibi protezin destek dokularla olan ilişkisini değiştirmediğini bildirmiştir.

Qudah ve ark. (104), ikisi akrilik ve ikisi silikon esaslı olmak üzere dört yumuşak astar maddesine ve iki doku düzenleyiciye 18–53 derece arasında 1 dakik ara ile thermo-cycling uygulamışlar ve 20 derecede tuttukları kontrol grubuna göre sertliklerini penetrasyon testi ile değerlendirmişlerdir. Penetrasyon testleri birinci gün, birinci hafta, ikinci hafta ve birinci ayda yapılmıştır. Test edilen bütün materyallerin thermo-cycling ile sertliklerinin etkilendiklerini, doku düzenleyicilerin ise daha hızlı sertleştiklerini bildirmişlerdir.

Robinson ve Mc Cabe (108), laboratuarda ve ağız içinde sertleşen birer silikon ve birer akrilik esaslı yumuşak astar maddesinin sünme ve viskoelastik özelliklerini, su içinde bekletildikleri zaman bu özelliklerinin nasıl değiştiklerini incelemişlerdir. Akrilik astar maddelerinin daha fazla sünme gösterdiklerini silikon astar maddelerinin ise elastik davranış göstererek fazla sünme göstermediklerini bildirmişlerdir.

Sato ve ark. (110), yumuşak astar maddelerinin mekanik özelliklerine göre destek dokularda meydana gelen gerilme dağılımının değişimini iki boyutlu sonlu elemanlar modeli hazırlayarak değerlendirmişlerdir. Akrilik kaide maddesini 2, 3, 4 ve 5 mm, yumuşak astar maddesini 1 ve 2 mm, yumuşak dokuyu 1, 2, ve 3 mm ve kemik dokusunu da 0,5 mm lik değerlerin kombinasyonları halinde sonlu elemanlar modelinde tanımlamışlardır. Kortikal kemik üzerinde o bölgede mukozanın incelmeye sebep olan 0,5 mm uzunluğunda bir kemik çıkıntısı modellemişlerdir. Yumuşak astar maddesinin Young's modulus değerini 1,25 – 2,5 – 5,0 – 10,0 – 30,0 ve 2650 MPa, mukozanıninkini ise 1,25 – 2,5 ve 5,0 MPa arasında değiştirerek gerilme analizlerini yapmışlardır. Young's modulus'u büyük astar maddelerinde küçük olanlara göre gerilme yığılmalarını belirgin şekilde fazla bulmuşlardır. Literatürce desteklenen astar kalınlığının artması ile yumuşak astar maddesinin etkinliğinin de artması bu çalışmanın bulguları ile desteklenmemiştir. 1 mm ve 2 mm kalınlığındaki astar maddelerinin gerilme dağılımlarına etkileri neredeyse aynı olmuştur. 2 ve 3 mm kalınlığındaki mukozalarda yumuşak astar maddesinin Young's modulus'u gerilme oranlarına pek az etki etmiştir. Ancak 1 mm ince mukozada astar maddesinin Young's modulusunun küçük olması gerilme değerlerini azaltmıştır. Sert mukozada (Young's modulus 5,0

MPa) düşük Young's modulusu olan (1,25 MPa) astar maddeleri yüksek modulusu olanlara göre daha büyük gerilmelere sebep olmuşlardır. Yazarlar astar maddesinin Young's modulusunun mukozadan küçük olduğu durumlarda gerilme yığılmalarının beklenenin tersine mukozada yoğunlaştığını bildirmişlerdir. Ayrıca kalın mukozada (2, 3 mm) astar maddelerinin gerilmeleri dağıtma etkilerinin pek az olduğunu göz önünde bulundurarak mukozanın kalınlığını ve elastikliğini ölçmek için basit bir yöntem geliştirilmesi gerektiğine işaret etmişlerdir.

Suchatlampong ve ark. (118) laboratuarda ve ağızda sertleşen birer akrilik ve birer de silikon esaslı yumuşak astar maddesinin bastırılabilirliklerini, su emme ve suda çözünme özelliklerini karşılaştırmışlar ve infrared spektroskopie ile su emilimi ile beraber gerçekleşen madde alış verişini ve kimyasal değişiklikleri incelemişlerdir. Bulguları ışığında yumuşak astar maddelerinin en 2 mm kalınlığında uygulanması gerektiğini, silikon esaslı yumuşak astar maddelerinin bastırılabilirliklerinin daha tatmin edici olduğunu ve bütün test edilen materyallerin su emerek çözüldüklerini, emilen suyun ise plastikleştirici etkisi yaparak bastırılabilirlikteki değişimi telafi ettiğini bildirmişlerdir.

Taguchi ve ark. (119), alçıdan hazırladıkları basitleştirilmiş alt çene modeli üzerine yumuşak dokuyu temsil etmek için 2 mm kalınlığında polisülfid ölçü maddesi uygulamışlar, diyafram basınç sensorları yerleştirmişler ve 5 mm kalınlığında akrilik reçine ile protez kaide plağını modellemişlerdir. Akrilik kaide plağına yumuşak astar maddesi, doku düzenleyici ve akrilik reçine ile besleme yaparak protez altındaki basınçların astar maddesinin viskoelastikliği ile ne şekilde etkilendiklerini

incelemişlerdir. 10% sabit birim uzama altında yükteki değişimi 5 dakika boyunca kaydederek gerilmenin düşüşünü tespit etmişlerdir. Sünme deneyinde ise astar maddeleri 1, 2, 3 mm kalınlıklarında uygulanmış ve 19,6 N sabit yük altında deplasman sensörü kullanarak veriler alınmıştır. Yumuşak astar maddelerinin kalınlığı arttıkça gerilmelerin ve yumuşak astar maddeleri altında basınçların azaldığını bildirmişlerdir.

Tuncer ve Kutay (128), labil kretleri olan dört hastaya labil bölgelerinde silikon esaslı astar maddesi (Molloplast-B) olan, rijit bölgelerinde yumuşak astar maddesi olan ve geleneksel akrilik kaideli olmak üzere üçer adet üst tam protez hazırlamışlar ve kaide plağı altındaki basınç dağılımını basınç gösteren pat ile değerlendirmişlerdir. Sonu olarak yumuşak astar maddesinin farklı bölgelere uygulanması ile labil kret bölgelerinde basıncın azaltılamadığını bildirmişlerdir.

2.7. AKRİLİK KAİDENİN METAL İLE DESTEKLENMESİ İLE İLGİLİ ÇALIŞMALAR

Polyzois (102), iki farklı akrilik reçine içine 1,5 mm her biri 50 mikron alüminyum oksit ile kumlanmış yuvarlak sert tel (Remanium), 0,8X1 mm örülmüş tel levha (Wipla-Dhart) ve kaba paslanmaz çelikten örgü (Krupp Medizintechnik) uygulamış ve üç nokta bükme testi ile transverse dayanımı incelemiştir. Yazar metal ile güçlendirmenin kırılma direncini belirgin şekilde artırdığını, reçine tipinin kırılma dayanımına anlamlı bir etkisi olmadığını bildirmiştir.

Valittu P. (131), poli metil metakrilat reçinenin güçlendirilmesine ait yaptığı literatür taramasına göre akrilik reçinenin içine çeşitli kalınlıklarda metal teller yerleştirilmesinin transverse dayanımı 5% ile %85 oranlarında artırdığına işaret etmiştir. Metal kuvvetlendiricide makroskopik ve mikroskopik retansiyon hazırlanmasının ve metal ile reçine arasına kimyasal bağlayıcı uygulanmasının da kırılma dayanımını olumlu etkilediğini vurgulamıştır.

Massad (76), aşırı rezorbe alveol kreti olan hastalar için döküm metal ve yumuşak astar maddesi ile hazırladığı bir protez şekli önermiştir. l yüzeyine ve oklüzal tarafa bakan yüzlerinde tutucu unsurlar olan bir döküm kaide plağının ölçü yüzeyine yumuşak astar maddesi ve oklüzal tarafına akrilik reçine ve dişleri yerleştirmiştir. Klinik pratiğinde 22 hastaya uyguladığı protezin başarılı bir tedavi alternatifi olduğunu bildirmiştir.

3.GEREÇ VE YÖNTEM

Bu bölümde çalışmanın fiziksel deney modelinin hazırlanması ve gerilme analizi safhalarında izlenen yöntemler açıklanmıştır.

3.1. FİZİKSEL DENEY MODELİNİN HAZIRLANMASI

İleri derecede rezorbe olmuş dişsiz bir alt çene kemiği üzerine yumuşak dokuyu temsil eden yaklaşık 1.2mm kalınlığında hafif bünyeli silikon elastomeri modellendi. Alt çeneyi temsil eden bu model üzerine biri akrilik kaideli, biri döküm metal destekli akrilik kaideli, bir diğeri yumuşak astar maddesi uygulanmış akrilik kaideli ve son olarak hem yumuşak astar uygulanmış hem de döküm metal iskelet ile desteklenmiş akrilik kaideli dört ayrı alt tam protez modellendi. Dişsiz üst çene ve üst tam protezi temsil etmek üzere alçı model üzerine akrilik kaideli bir üst tam protez bitirildi. Modeller ortalama değer modifiye edilmiş bir artikülatöre bağlanarak fiziksel deney modeli oluşturuldu. Kemik yüzeyine birim şekil değişikliklerini ölçmek üzere strain gaugeler yerleştirildi. Çalışmanın bu aşamasında yürütülen işlemler aşağıda açıklanmıştır.

3.1.1. YUMUŞAK DOKUYU TEMSİL EDEN SİLİKON ELASTOMERİN MODELLENMESİ

İ.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi Anatomi A.B.D.'da ve İ.T.Ü. Makine Mühendisliği Fakültesi Mukavemet Birimi Biyomekanik Laboratuarında mevcut olan alt çene kemikleri incelendi ve İ.T.Ü. Biyomekanik laboratuarında mevcut olan ileri derecede rezorbe olmuş bir alt çene kemiği çalışmamızda kullanılmak üzere seçildi.

Yumuşak dokunun modellenmesi işlemi için literatürde homojen kalınlıkta yer tutucu hazırlanması için önerilen (68) metot geliştirilerek uyguladı. 30x30x1.2 cm boyutlarındaki bir sunta plağın kenarları boyunca 2 cm yüksekliğinde ve 1,5 cm kalınlığında masif tahta bloklar sabitlendi ve alt çene kemiğinin içine oturtulacağı alçı zemin için rijit bir matris oluşturulmuş oldu. Hazırlanan bu ahşap matris içine tip 4 sert alçı döküldü (Begostone Tip IV sert alçı) ve alt çene kemiği alçının içine andırkat bölgeleri mümkün olduğunca kapanacak şekilde gömüldü. Kalan andırkat alanları laboratuvar silikonu (WERNER & DELMAS Silicone Labo C- SILICON FOR DENTAL LABRATORY USE EXTRA HARD C 338777 8. Rue Dewoitine – 31700 Cornebarrieu) ile kapatılarak izole edildi. Kemik yüzeyinde strain gaugelerin yerleştirileceği bölgeler tespit edildi ve protez kaidesinin altında kalacak olan kısımlara gaugeler için 3x5 mm boyutlarında üç kat kurşun yer tutucular yerleştirildi.



Şekil 12. Alt çene kemiği alçı matris içinde laboratuvar silikonu ile doldurma işlemleri ve yumuşak doku için mum modelaj yapılmış.

Kemik yüzeyi protez sınırlarından daha geniş olacak şekilde 1.2 mm kalınlığında modelaj mumu (Cavex Set Up Regular, modelling wax ZA 990.01 LOT 020406 Cavex Holland BV www.cavex.nl) ile kaplandı. Alçı yüzeyine kemiği çepeçevre saracak şekilde oluk şeklide stop açıldı ve belirli aralıklarla yuvarlak anahtarlar hazırlandı. Bu şekilde temsil edilen alt çene ve üzerindeki mukozanın üzerine soğuk akrilik (Mega Dur LOT 16350 CE 0297 Class IIa Megadental GmbH Seeweg 20 D-63654 Büdingen Germany) uygulanarak silikon elastomeri için bir matris oluşturuldu. Soğuk akrilik polimerizasyonunu tamamladıktan sonra biri semfizinin önünde, bir diğeri dil tarafında ve iki tane de yanak cepleri hizasında olmak üzere toplam dört adet aynı akrilikten kanatlar hazırlanarak akrilik matrise birleştirildi. Hazırlanan kanatların ortaları hizasından akrilik, alçı ve sunta dikine 4 lük matkap ile delindi. İki ramusun antero- mediali hizasında silikon elastomerin enjekte edileceği uçların oturacağı oluklar da yine soğuk akrilik ile şekillendirilerek matris tamamlandı. Alçı ve kemik yüzeyinden ayrılan matrisin içindeki mum sıcak su ve deterjan ile yıkanarak uzaklaştırıldı. Bu şekli ile yeniden yerine yerleştirilen akrilik matris 4x10 luk vidalar ve kelebek somunlar ile sabitlendi ve kenarlar boyunca stop oluşturan oluğun ve anahtarların adaptasyonu kontrol edildi, böylece silikon elastomerinin enjeksiyonu esnasında akrilik matrisin yerinden oynamaması sağlanmış oldu. Vinyl polysiloxane kartuşları her iki oluğa da yerleştirildi ve elastomer (Reprosil Cartridge System Hydrophilic Vinyl Polysiloxane Impression Material Type I, Low Viscosity Lot 970409 DENTSPLY Caulk DENTSPLY International Inc. Milford, DE 19963-0359 / 1-800-LD-CAULK 026372(R1/96) Made in U.S.A.) akrilik matrisin içine enjekte edildi. Polimerizasyonu tamamlanan elastomer matris ile beraber alçı ve kemik yüzeyinden uzaklaştırıldı.

Mukozayı temsil edecek olan elastomer akrilik matristen ayrıldıktan sonra fazlalıkları makasla kesilerek son şekli verildi ve kemik yüzeyine yerleştirildi.



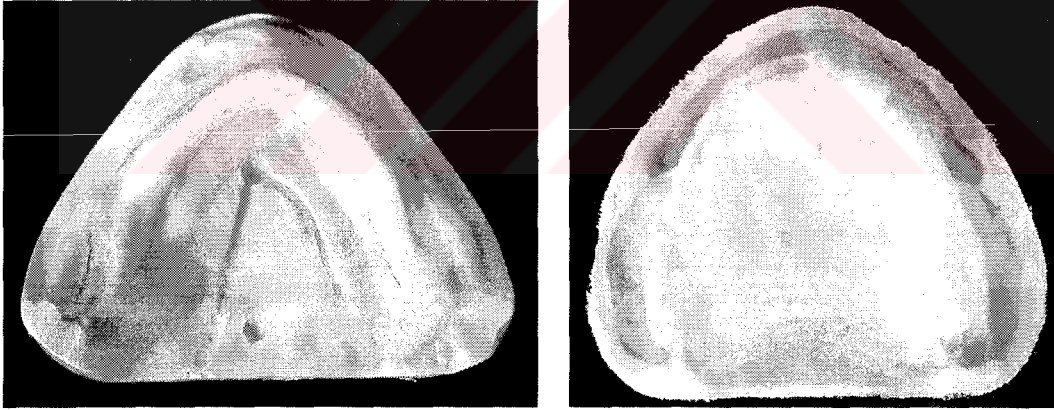
Şekil 13. Mukoza gaugelere adapte edilmiş kemiğin üzerinde.

3.1.2. ALT VE ÜST TAM PROTEZLERİN MODELLENMESİ

Bu bölümde alt çene modelinin hazırlanma işlemi tamamlandıktan sonra dört farklı kaideli alt ve bir akrilik kaideli üst tam protezin yapım safhaları anlatılmıştır.

3.1.2.1. ÜZERLERİNDE ALT VE ÜST TAM PROTEZLERİN HAZIRLANDIĞI ANA MODELLERİN YAPIMI

Standart 2 numara alt anatomik ölçü kaşığı ile hidrokolloidal ölçü maddesi kullanılarak, alt çene kemiği ve silikon elastomeri ile modellenen yumuşak doku üzerinden ölçü alındı. Dil bölgesi ikinci sefer karıştırılan aynı ölçü maddesi ile kapatıldı ve tip 3 sert alçı (MOLDANO blau Stone Type 3 Heraeus Kulzer GmbH & KG Grüner Weg 11 D-63450 Hanau www.Heraeus-Kulzer.com LOT 2053419) ile ana model hazırlandı. Ölçü maddesi kaşık ile temsili alt çeneye uygulanırken alt çene kemiği yumuşak dokuyu hazırlamak için yapılmış olan alçı matris içinde sabitlendi, böylece dil tarafındaki boşluk ölçü maddesi ile doldurulurken alçı matriste önceden hazırlanmış olan oluk ve yuvarlak şeklindeki anahtarlar da kopyalanmış oldu. Alt ana model üzerine kopyalanan bu anahtarlardan sonraki safhalarda da yararlanıldı.



Şekil 14. Alt ve üst ana modeller.

Üst ana model alt çene kavisi ile şekil ve boyut olarak uyumlu bir üst çene modelinin matris silikonu ile hazırlanmış olan kalıbı içine yine tip 3 alçı dökülerek hazırlandı.

Her iki modele de artikülatöre bağlanmak üzere split cast metodu ile alçı anahtarlar hazırlandı.

3.1.2.2. KAİDE PLAKLARININ HAZIRLANMASI

Alt ana model üzerine alt tam protezlerin kenar sınırları anatomik işaret noktaları esas alınarak işaretlendi. Vestibül oluğun uzunluğu kesici dişlerin vestibül yüzeylerinin izdüşümleri ve ileri derecede rezorbe olmuş alveoler kemiğin durumu göz önünde bulundurularak belirlendi. Yanak cebi bölgesi ile dudak cebi bölgesi arasında yanak frenilumları düşünülerek bir girinti oluşturuldu. Yanak cebi boyunca masseter kasının etki alanına kadar kaide plağı linea obliquea externa hizasından geçecek şekilde modellendi. Masseter kasının etki alanı retromolar kabartıya kadar içbükey olarak şekillendirildi. Retromolar kabartılar bölgesinde retromolar kabartıların 2/3 ü hizasından geçirilen kaide plağı retromolar kabartının tepesinden dil tarafına dönerken izdüşüm yapacak şekilde ağız tabanına doğru linea mylohyoideaya kadar devam ettirildi. Dil tarafında linea mylohyoidea hizasına kadar gelen kaide plağı bu çizgi boyunca anteriora doğru seyir etti ve dil frenilumu hizasında bir girinti yaparak bitirildi.

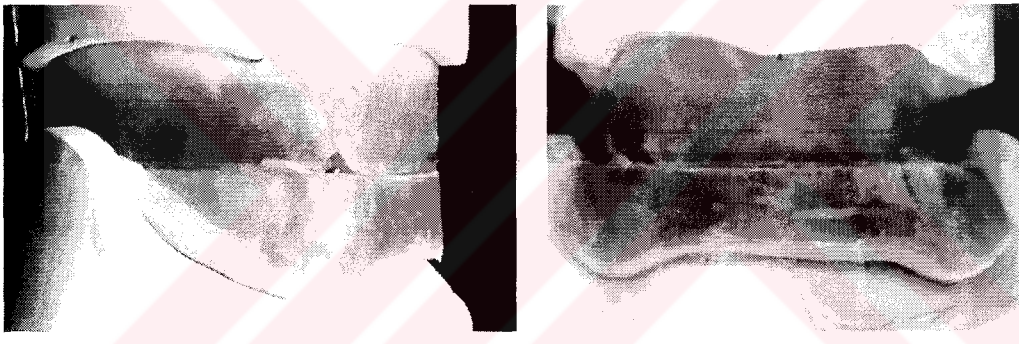
Üst tam protezin ölçü yüzeyini şekillendirdiğimiz ana model kenar sınırları hasta ağızında yeşil kerr stenci ile belirlendikten sonra çinko oksit ojenol ile bitirilen bir ölçüden kutulama yapılarak dökülmüş bir modelden sanayi silikonu ile hazırlanan bir matris içine tip3 sert alçı dökülerek elde edildiğinden üst tam protezin kaide plağı ana modelin sulkuslarını dolduracak şekilde hazırlandı.

3.1.2.3. ALT VE ÜST MUM DUVARLARIN HAZIRLANMASI

Üst mum duvarın yüksekliği dudak cebinin en derin yeri hizasında 22 mm, yanak cebinin en derin yerinde ise 18 mm. olacak şekilde yapıldı. Kesiciler bölgesinde birinci kesicilerin kesici kenarları kesici papillaya göre 6–8 mm önde olacak şekilde

eğimlendirildi. Mum duvarın kaninlerin tepelerini temsil eden köşeleri kesici papilla ile aynı hat üzerinde şekillendirildi. Azılar bölgesinde kret hattına göre devam eden mum duvar tüberler hizasında 45 derece eğimle kaide plağına doğru kesilerek bitirildi.

Alt mum duvar yüksekliği dudak cebinin en derin yeri hizasında 18 mm ve arka bölgede sagittal düzlem üzerinde retromolar kabartıların 2/3 ü hizasında olacak şekilde hazırlandı. Kesiciler bölgesinde kesici dişlerin vestibül yüzeyleri dikkate alınarak vestibül sulkusun ön sınırı hizasına kadar mum duvar eğimlendirildi. Azılar bölgesinde kret hattını izleyen mum duvar retromolar kabartının 2/3 ü hizasında bitirildi. Her iki mum duvarda cam yüzeyine net temas halinde olacak şekilde oklüzyon düzlemleri belirlendi.



Şekil 15. Alt ve üst mum duvarlar kapanış halinde.

3.1.2.4. ALT VE ÜST MODELLERİN ARTİKÜLATÖRE BAĞLANMASI

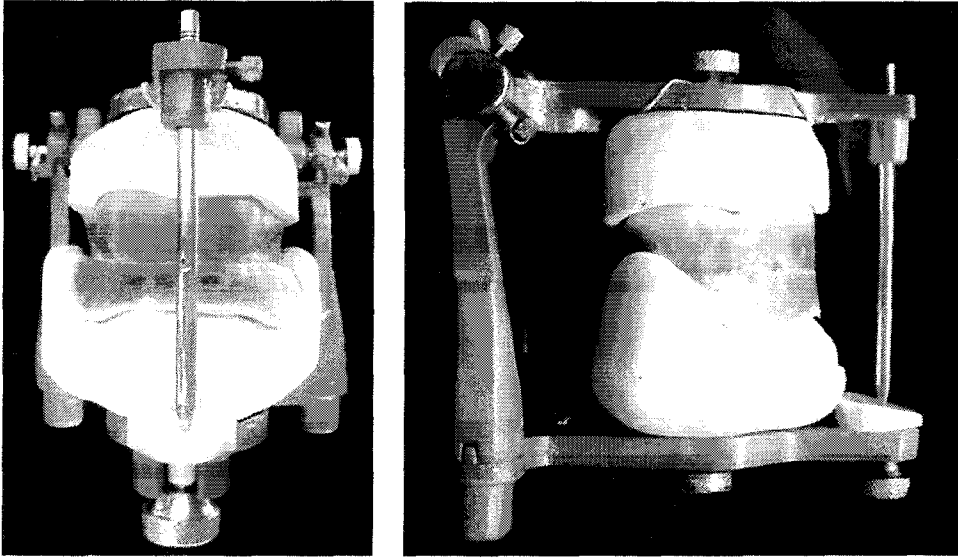
Diş dizimi aşamasında sentrik kilit mekanizması güvenilir olduğundan ve ortalama değer bir artikülatörün sahip olması gereken vasıfları taşıdığından standart bir MAJOR artikülatörü ve orijinal oklüzal tablası kullanıldı.

Üst model artikülatöre bağlanırken artikülatörün oklüzal tablasından yararlanıldı. Üst mum duvar üzerine kesici papilla ile uyumlu bir orta hat belirlendi. Arka bölgede

median sutur ve fovea palatinaların ortası ile uyumlu bir orta nokta belirlendi ve bu noktanın yeri modelin arka duvarına işaretlendi. Ön bölgede kesici papilla ile uyumlu olan orta hat çizgisi kesici pinine uyumlu olacak şekilde ve arka bölgede ise belirlenen orta çizgi kondiller arası mesafeyi ortalayacak şekilde mum duvar oklüzal tablanın üzerine sabitlendi.

Önceden izolasyonu yapılmış olan ana model artikülatörün tablasına tip 3 sert alçı (amberok-sarı) ile bağlandı. Alçı sertleştikten sonra düzeltildi ve split cast metodu ile hazırlanmış olan anahtarların adaptasyonları kontrol edildi. Müteakip işlemler sırasında anahtarların oynamamaları için ana model ve split cast dış yüzeylerinden reçine esaslı yapıştırıcı ile sabitlendi (Pattex, Henkel PSK 1A, 37500, A0209 Henkel KgaA Duesseldorf).

Alt modelin üzerine alt çene kemiği üzerinde semfizinin ortası hizasına uyacak şekilde bir orta hat işaretlendi, arka bölgede önde işaretlenen orta hat ile uyumlu sağ ve sol kret tepelerinin orta noktaları ile devam eden hat üzerinde bir nokta belirlendi ve bu nokta alt ana modelin arkasına işaretlendi. Alt mum duvar ön ve arkada alt ana model üzerine işaretlenen ve orta hatları belirten çizgiler üst modeldeki orta hat çizgileri ile çakışacak şekilde üst mum duvar ile kapanış konumuna getirildi. Dış dizimi esnasında 1 mm kadar overjet oluşturulacağı dikkate alınarak mum duvarlar sabitlendi. Mum duvarlar sabitlendikten sonra ters çevrilmiş durumda olan artikülatörün alt tablası ile önceden izolasyonu yapılmış ve split cast metoduna uygun anahtarları açılmış olan alt modelin arasına tip 3 sert alçı konarak artikülatör ters olarak kapatıldı. Alçı sertleştikten sonra düzeltilen split cast üst modelde yapıldığı gibi reçine esaslı yapıştırıcı ile sabitlendi.



Şekil 16. Modeller artikülatöre bağlanmış halde.

3.1.2.5. DİŞ DİZİMİ VE CİLALI YÜZEYLERİN MODELAJI

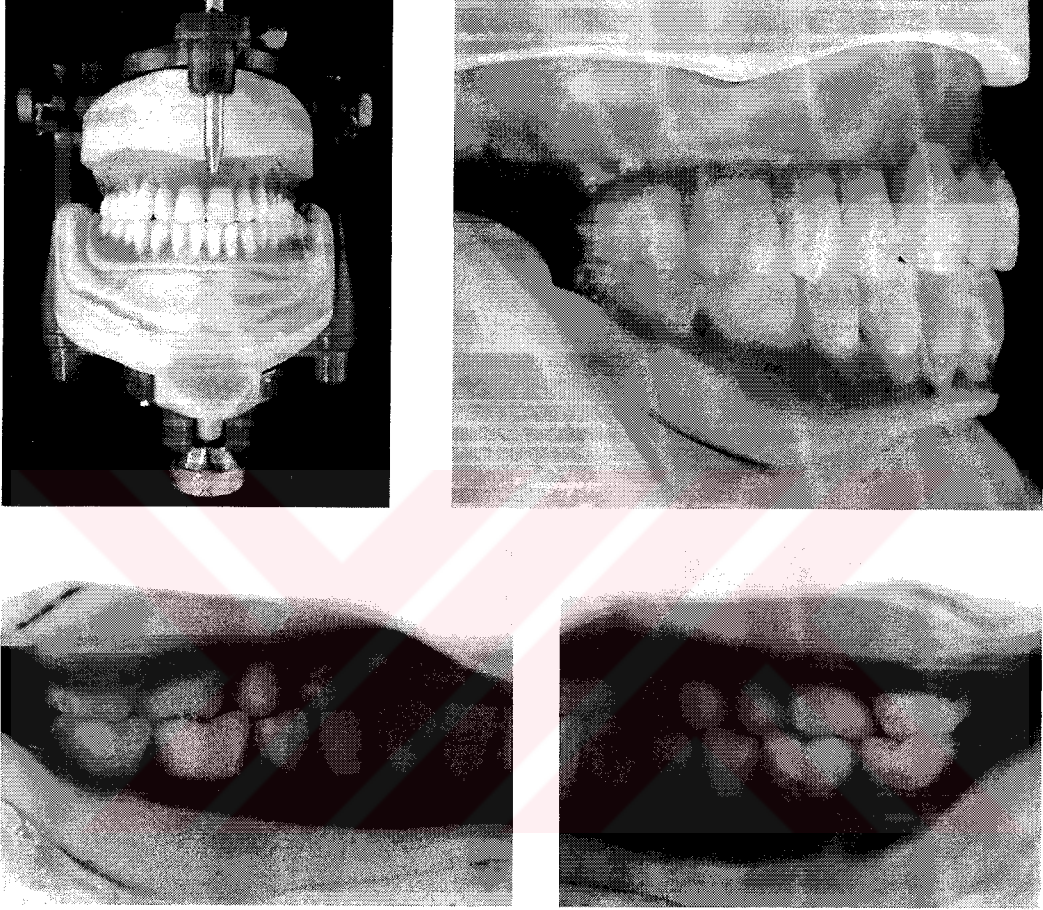
Diş dizimi safhasında öncelikle üst kesiciler sonra alt kesiciler ve son olarak arka dişler geleneksel diş dizimi kurallarına uygun olarak dizildi.

Üst kesiciler (SR-VIVODENT PE, S 110/01, M A12) önceden kesici papillaya göre yeri ve ortalama değerlere göre yüksekliği belli olan mum duvara uygun olarak dizildi.

Alt kesiciler (SR-VIVODENT PE, S 110/01, M A3) üst kesicilere göre horizontal düzlemde 1 mm kadar overjet olacak şekilde yerleştirildi. Alt ve üst kesiciler oklüzyon düzlemi üzerinde olacak şekilde dizilerek örtülü kapanış miktarı 0 mm olarak belirlendi.

Azı dişlerinin (SR-Orthosit PE ivoclar vivadent, (üst)S 110/01, M N3 CE 0123, (alt)S 110/01, M N3 LOT 11582, CE 0123) dizimine alt birinci küçük azıların ile başlandı ve kret hattı üzerine santral fossaları izdüşüm yapacak şekilde yerleştirildi. Dizim sırası ile bir üst bir alt diş dizilerek tamamlandı.

Üst diş diziminin tüberkül temasları oklüzal tablaya göre kontrol edilerek düzeltildi. Alt dişlerin dizimi de azami tüberkül angrenmanı sağlayacak şekilde düzeltildi ve diş dizimi bitirildi.



Şekil 17. Diş dizimi frontal, lateral ve dorsal görüntüleri.

Üst tam protezin cilalı yüzeyleri kazıma yöntemi ile dudak ve yanak taraflarında içbükey olarak şekillendirildi. Damak tarafında ise dişlerin palatinal konturları kaide plağı ile sonlanacak şekilde mum dolduruldu.

Alt tam protezin cilalı yüzeyleri şekillendirilirken protezlerin kopyalanması aşamasında sorun oluşturmaması amacı ile yapışık diş eti, kök morfolojisi, dudak frenilumu gibi ayrıntılar elimine edilerek olabildiğince düz yüzeyler halinde modelaj yapıldı. Alt tam protezin dil tarafında ve dudak vestibülünde içbükey yüzeyler hazırlanırken yanak cebi

bölgesinde cilalı yüzey daha dolgun ve belirgin bir iç veya dışbükey bir eğim oluşturulmadan modellendi. Bu şekilde hazırlanan protez modelleri muflaya alındı.

3.1.2.6. ALT VE ÜST AKRİLİK KAİDELİ PROTEZLERİN MUFLALANMASI, POLİMERİZASYONU VE BİTİM İŞLEMLERİ

Yukarıda anlatıldığı şekilde bitime hazır hale getirilen modeller geleneksel pirinç protez muflalarına alındı. Muflaların uyumları kontrol edildikten sonra alt parçalarına tip 3 sert alçı (MOLDANO blau Stone Type 3 Heraeus Kulzer GmbH & KG Grüner Weg 11 D-63450 Hanau www.heraeus-kulzer.com LOT 2053419) dolduruldu ve ana modeller muflanın kenarı ile aynı seviyede olacak şekilde yerleştirildi. Muflanın üst parçası prova için kapatılarak protezlerinin muflaların üst kapaklarına ve duvarlarına göre konumları kontrol edildi. Alçı yüzeyleri düzeltildikten sonra lak ile izolasyonları yapıldı. Cilalı yüzeyler ve dişler vinyl polysiloxane ile kaplandı. Elastomer sertleştikten sonra muflaların üst parçaları yerleştirildi ve tip 3 sert alçı ile dolduruldu. Kapakları kapatılan muflalar hidrolik preste (KAVO EWL) 100 psi basınç altında 24 saat bekletildi. Polimerizasyon cihazı (KAVO EWL) 99 dereceye ısıtıldı ve muflalar su içinde 6 dakika bekletildi. Muflalar açılarak mum eliminasyonu önce sıvı deterjan ve sıcak su ile yapıldı daha sonra muflalar buhar jeneratörü ile de yıkanarak işlem tamamlandı. Alçı yüzeyleri lak ile izole edilen muflalar akrilik burajı için hazır hale getirildi.

Bütün protezler için ortak olarak kullanılan darbe dayanımı yüksek akrilik Luciton 199 (Lucitone 199, Cadmium free Denture Base Resin TYPE 1, CLASS 1 Original shade, reorder no: 688106 LOT 011030, CE DENTSPLY TRUBYTE DENTSPLY International Inc. York, PA 17405-0872 1-800-786-0085) üretici firmanın önerdiği

şekilde hazırlandı ve burajı yapıldı. Yine 100 psi de bir saat bekletilen muflalar yaylı britlere alındı ve polimerizasyon cihazına yerleştirildi. 21 dereceden ısıtılmaya başlanan su 70 dereceye ulaşınca muflalar bu sıcaklıkta bir buçuk saat bekletildi ardından 99 derecede yarım saat daha bekletilerek polimerizasyon işlemi tamamlandı. Muflalar su sıcaklığı oda ısısına düşene kadar polimerizasyon cihazında bekletildi. Soğuyan muflalar açıldıktan sonra protezlerin sadece çapakları asgari tesviye işlemleri ile temizlendi ve cila yapılmadı.

Üst tam protez mufladan çıkarıldıktan sonra split cast temizlendi ve artikülatördeki anahtar ile uyumu kontrol edildi.

Alt tam protez planlandığı gibi muflanın üst parçası ile beraber ana modelden kolayca ayrıldı. Üst parçada gömülü olduğu elastomerden ayrılan alt protezin çapakları temizlendi ve yumuşak dokuyu temsil eden vinyl polysiloxane üzerine yerleştirilerek adaptasyonu kontrol edildi.

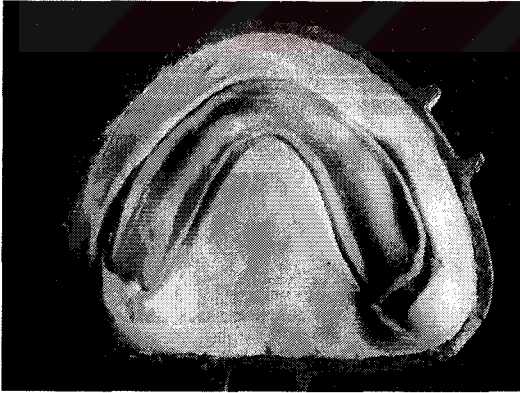
3.1.2.7. YUMUŞAK ASTAR MADDESİ UYGULANMIŞ AKRİLİK ALT TAM PROTEZİN YAPIMI

Alt ana modelin bağlı olduğu muflanın alt parçası buhar jeneratörü ile temizlendi. Yumuşak astar maddesinin homojen kalınlıkta olabilmesi için literatürde tarif edilen metot uygulandı (o.kutay). Ana model üzerine yumuşak astar maddesinin istendiği yüzeyler önce 0,5 mm standart kalınlıkta döküm mumu ile kaplandı, bunun üzerine standart olarak 1,5 mm kalınlığı olan pembe modelaj mumu uygulandı. Özellikle yük karşılayacak olan destek alanlarında mumun kalınlığı çok noktadan periodontal sonda ile ölçülerek kontrol edildi. Muflanın üst parçası ile kilit yapan kısımlarına ilave olarak

retromolar kabartı bölgelerine de birer alçı anahtar hazırlandı. Alçı yüzeyler lak ile izole edildi ve anahtarlar ile mumun üzerine soğuk akrilik uygulandı. Sertleşen akrilik matris modelden ayrıldı ve içindeki mum uzaklaştırıldı. Bu şekilde ana model ile matris arasında homojen 2 mm aralık oluşturulmuş oldu. Akrilik matrisin içi vinyl polysiloxane ile doldurularak model üzerinde anahtarlar tam olarak adapte olana kadar elle basınç uygulandı. Elastomer sertleştikten sonra anahtarların adaptasyonu kontrol edildi ve matris modelden ayrıldı. Bu şekilde hazırlanan yer tutucu daha sonra kullanılmak üzere akrilik matrisin içinde bırakıldı.

Bu aşamada bitimi yapılmış olan akrilik alt tam protez muflanın alt parçasındaki alt ana model üzerine yerleştirildi ve kenarları pembe modelaj mumu ile kapatıldı. Protezin cilalı yüzeyleri vazelinle izole edildi. Cilalı yüzeyler üzerine vinyl polysiloxane uygulandı ve elastomer henüz yumuşak iken dişlerin oklüzal tablaları ve tüberkülleri görülecek şekilde açıldı. Bu şekilde elastomer sertleştikten sonra muflanın üst parçası kapatıldı ve tip 3 sert alçı ile dolduruldu. Mufla kapağı kapatılarak hidrolik prese yerleştirildi ve 100 psi basınç altında 24 saat bekletildi. Mufla açıldı ve ölçü yüzeyinden kolayca ayrılan protez silikon elastomerden dikkatle ayrıldı. Mum artıkları temizlenen alt parça üzerine daha önceden hazırlanan ter tutucu yerleştirildi. Muflanın üst parçası içindeki dişlerin negatifleri içine akrilik alt tam protez için kullanılan dişlerin aynıları dizildi, böylece mufla akrilik burajına hazırlanmış oldu. Lucitone 199 üretici firmanın önerdiği şekilde hazırlanarak burajı yapıldı. Kapatılan mufla hidrolik preste 100 psi basınç altında 24 saat bekletildi. Mufla açıldı ve silikon yer tutucu uzaklaştırıldı. Yumuşak astar maddesi Molloplast-B (REF 03003 DIN EN ISO 10139–2 Typ B, Kl. 1 Made in Germany Detax Ettingen www.detax.de LOT 021265) üretici firmanın tarif ettiği şekilde akrilik yüzeyine tepildi. Yumuşak astar maddesi uygulanırken el

değmeden selofan ile şekillendirildikten sonra akrilik üzerine yerleştirildi ve selofanın üzerinden parmakla basınç uygulandı. Molloplast-B akrilik yüzeyini örttükten sonra mufla kapatıldı ve tekrar preste 100psi basınç altında bekletildi. Molloplast-B muflanın kenarlarından taştıktan sonra mufla açılarak taşan yumuşak astar maddesi uzaklaştırıldı ve mufla yeniden prese 100 psi basınç altına kondu. 30 dakika ara ile bu prova işlemi iki kere daha tekrarlandı ve selofan uzaklaştırılarak mufla son kez preste yarım saat bekletildi. Yaylı brite alınan mufla polimerizasyon cihazına kondu. 21 derecedeki su 70 dereceye kadar ısıtıldı ve bu sıcaklıkta 1,5 saat bekletildi, daha sonra ısı 99 dereceye yükseltildi ve 2 saat sonra polimerizasyon cihazı kapatıldı. Mufla su sıcaklığı 21 dereceye düşene kadar polimerizasyon cihazında bırakıldı. Mufla açılarak alt modelden kolayca ayrılan protez muflanın üst parçasından dikkatle ayrıldı ve bu şekilde polimerizasyonu tamamlanan yumuşak astar maddesi uygulanmış alt tam protezin sadece çapakları temizlendi ve yumuşak dokuyu temsil eden vinyl polysiloxane üzerine yerleştirilerek adaptasyonu kontrol edildi.



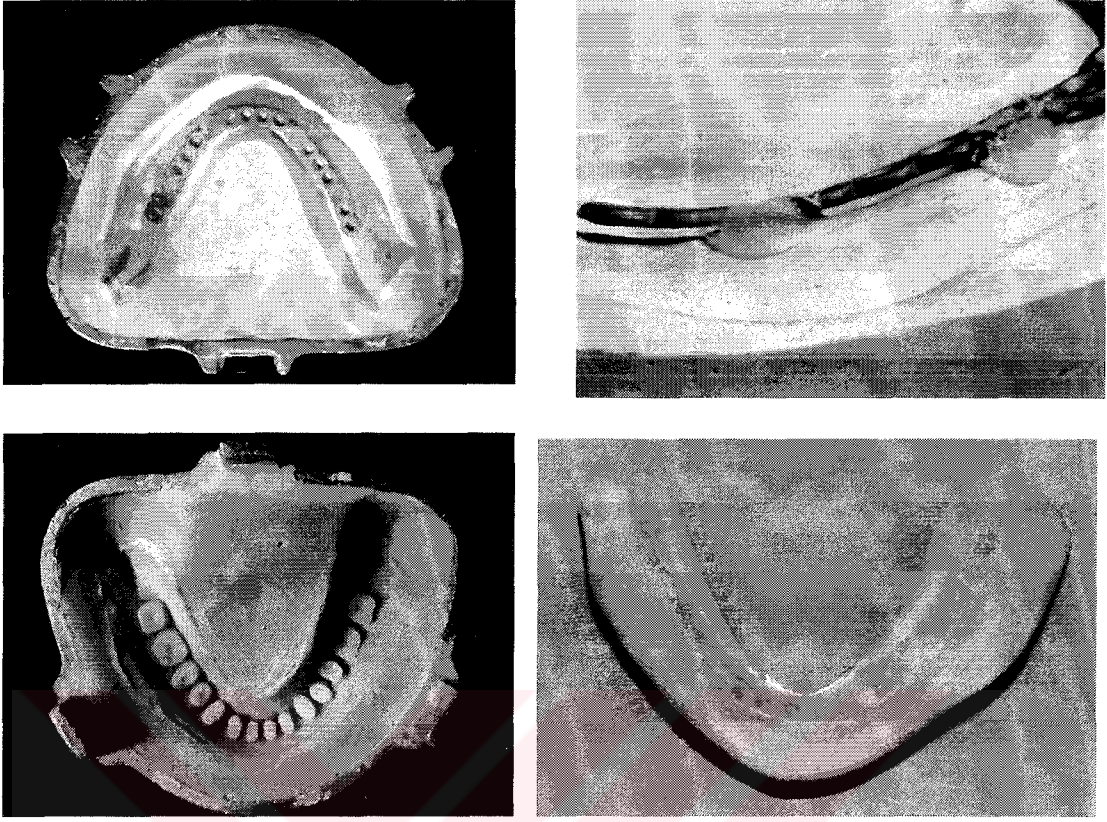
Şekil 18. Yer tutucu muflada



Şekil 19. Yumuşak astarlı alt tam protez

3.1.2.8. DÖKÜM METAL DESTEKLİ AKRİLİK ALT TAM PROTEZİN YAPIMI

Muflanın alt parçası buhar jeneratörü ile temizlendi ve kurutuldu. Yumuşak astar maddesi için yer tutucu hazırlamak amacı ile yapılan akrilik matris içine vinyl polysiloxane dolduruldu ve muflanın alt parçası üzerine parmak basıncı ile anahtarlar adapte olana kadar bastırıldı ve elastomerin sertleşmesi beklendi. Akrilik matris alçı yüzeyinden ayrıldı ve içine tip 3 sert alçı döküldü. Böylece alçı ana modelin net bir kopyası elde edilmiş oldu. Elde edilen model üzerine kıymetsiz iskelet döküm alaşımı (Wironit – BEGO) kullanılarak, biri metal destekli akrilik alt tam protez için diğeri ise yumuşak astar maddesi uygulanmış metal destekli akrilik alt tam protez için kullanılmak üzere iki adet metal iskelet döküldü. İskeletlerin modelajı aynı model üzerinde standart halka-zincir şeklinde hazır döküm mumları kullanılarak yapıldı. Metal dökümün modelden eşit uzaklıkta akrilik içinde konumlanmasını sağlamak için 0,5 mm standart kalınlıkta döküm mumu ikiye katlanarak metal iskelet ile model arasına üç noktada stop oluşturuldu. Model üzerinde belirlenen dört noktada serpmeye yöntemi ile akrilik stoplar hazırlandı. Böylece metal iskelet muflalama, buraj ve polimerizasyon işlemleri için hazırlanmış oldu. Bu aşamada akrilik alt tam protez muflanın alt parçasındaki ana model üzerine yerleştirildi ve akrilik burajına kadar olan protezi kopyalama işlemleri tekrarlandı. Muflanın açılması, temizlenmesi ve dişlerin yerleştirilmesi işlemlerinden sonra Lucitone 199 tepilmeden önce akrilik stopları hazırlanmış olan metal döküm muflanın alt parçasındaki ana model üzerine yerleştirildi.



Şekil 20. Protezin içinde metal döküm ile kopyalanması.

Bundan sonraki buraj ve polimerizasyon işlemleri yukarıda bölüm 3.1.2.6. da tarif edilen akrilik alt tam protezin yapım safhalarında olduğu gibi yapıldı. Polimerizasyonu tamamlanan protez benzer şekilde sadece çapakları temizlenerek cilalanmadan bırakıldı ve yumuşak dokuyu temsil eden elastomer ile uyumu kontrol edildi.

3.1.2.9. YUMUŞAK ASTAR MADDESİ UYGULANMIŞ DÖKÜM METAL DESTEKLİ AKRİLİK ALT TAM PROTEZİN YAPIMI

Mufla boşluğu kopyalanmadan önce bölüm 3.1.2.7. de tarif edilen metot (o.kutay) ile hazırlanan akrilik matris yardımı ile yumuşak astar uygulanmış akrilik alt tam protez

için hazırlanan silikon yer tutucunun bir yenisi üretildi. Aynı bölümde tarif edilen şekilde mufla akrilik burajı yapılacak safhaya kadar hazırlandı. Lucitone 199 tepilmeden önce muflanın alt parçasına ana model üzerinde yer tutucu elastomer yerleştirildi. Metal iskelet döküm yer tutucunun üzerinde konumlandırıldı ve böylece mufla akrilik tepilmeye hazır hale getirildi. Burajı yapılan Lucitone 199 hidrolik preste 100 psi basınç altında 24 saat bekletildi. Mufla açıldı ve silikon yer tutucu uzaklaştırıldı. Akrilik yüzeyi ve metal dökümün pozisyonu kontrol edildi. Yumuşak astar maddesinin tepilmesi ve polimerizasyon işlemleri bölüm 3.1.2.7. de tarif edildiği gibi yapılarak protez bitirildi. apakları temizlenen protez yumuşak dokuyu temsil eden elastomer üzerine yerleştirildi ve adaptasyonu kontrol edildi.

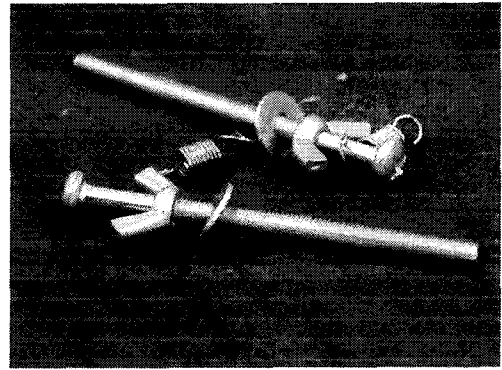
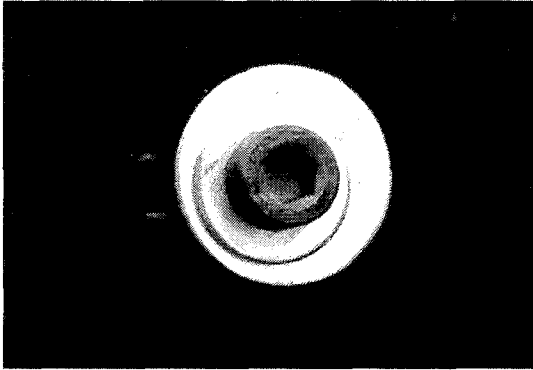


şekil 21. Metal döküm ile desteklenmiş yumuşak astarlı alt tam protez.

3.1.3. ALT ÇENE KEMİĞİ İLE BERABER MODELLERİN BAĞLANACAĞI MODİFİYE EDİLMİŞ ARTİKÜLATÖRÜN HAZIRLANMASI

Protezlerin hazırlanması aşamalarında kullanılan MAJOR artikülatörünün kondiller arası mesafesinin alt çene kemiğinin sığamayacağı kadar dar olması nedeni ile standart bir MAJOR artikülatörü modifiye edilerek kondiller arası mesafesi artırıldı.

Artikülatörün üst çeneyi ve ramusları temsil eden parçaları, dikey boyut çubuğu sentrik kilit vidaları eklem mekanizmasındaki yayları değiştirilmeden kullanıldı. Artikülatörün ramusları temsil eden parçalarının bağlandığı alt kaidesi çıkarıldı. 2 mm paslanmaz çelik levha üzerine artikülatörün dik kollarının bağlanabileceği iki delik açıldı ve deliklerden bir tanesi dik parçanın medio-lateral yönde hareket etmesine müsaade edecek şekilde freze edildi. Dik kollardan biri yerine orijinal vidası ile sabitlendikten sonra diğer kol alt çene kemiğinin sığabildiği bir mesafeye ayarlanarak vidalandı.



Şekil 22. Kondiller arası mesafenin ayarlandığı vidalar.

Üst çeneyi temsil eden parçanın ramusları temsil eden dik kollarla birleştirildiği vidalar bu durumda kısa kaldıkları için 4x10 luk vidalar kullanıldı. Üst parçanın rijitliğini sağlamak için vidalar üst parçadaki yivlerin sonuna kadar vidalandı ve dik parçaların lateralinden kelebek somunlar yardımı ile sabitlendiler. Sentrik kilit vidaları yerlerine takıldı ve üst parçayı sentrik ilişkide tutan yaylar dik parçalar ile vidalar arasına bağlandı. Dikey boyut çubuğu takıldı ve artikülatör modellerin bağlanması için hazır hale getirildi.

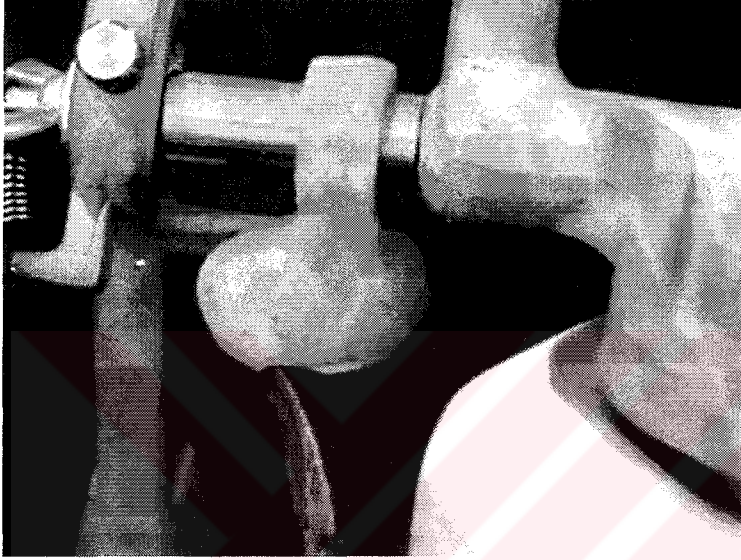
3.1.4. ALT ÇENE KEMİĞİ İLE BERABER MODELLERİN MODİFİYE EDİLMİŞ ARTİKÜLATÖRE BAĞLANMASI

Üst akrilik tam protez ana modeli, split cast ve MAJOR artikülatörünün orijinal ringi ile beraber yükleme yapılacak olan modifiye artikülatörün üst parçasına orijinal vidası ile bağlandı. Dikey boyut çubuğu artikülatörün üst parçası alt parçasına paralel olacak şekilde sabitlendi.

Artikülatör ters çevirildi ve akrilik alt tam protez akrilik üst tam protezle azami tüberkül fossa ilişkisi konumunda yerleştirildi ve yapıştırıcı mum ile sabitlendi. Alt çene kemiği üzerindeki yumuşak dokuyu temsil eden silikon elastomer ile beraber alt tam protezin içine oturtuldu ve uyumu kontrol edildi. Bu şekilde azami uyumları sağlanan tüberkül-fossa ara yüzü, protez-yumuşak doku ara yüzü ve kemik yumuşak doku ara yüzü lastikler yardımı ile sabitlendi ve bu durumdaki uyumları kontrol edildi.

Yükleme esnasında alt çene kemiğini kondiller hizasında desteklemek için kondiller rotasyon eksenine bağlandı. Rotasyon eksenini oluşturan dörtlük vidaların etrafına

artikülâtörün üst parçası ile dik kolları arasına, medio-lateral yönde hareket serbestliğı olacak şekilde dörtlük pirinç borular kesilerek geçirildi. Kondil başlarının kemik yüzeyleri vazelin ile izole edildi ve pirinç borular ile soğuk akrilik serpmeye yöntemi ile uygulanarak birleştirildi.



Şekil 23. Kondil rotasyon eksenine sabitlenmiş.

Bu aşamada alt çene kemiğini her iki angulus hizasında masseter kaslarının yapışma yerlerinden desteklemek ve alt çene kemiğinin yük altında bünyesinde oluşacak muhtemel birim şekil değiştirmelere ve gerilmelere olanak tanımak üzere bir teflon levha uygun boyutlarda kesildi. Teflon levhanın yükleme esnasında deforme olmaması için kemik ile temas etmeyecek olan yüzeyi tip 3 sert alçı ile kaplandı.

Bu şekilde hazırlanan teflon rampa alt çene kemiğinin üzerine masseter kaslarının yapışma yerlerine teğet olacak şekilde yerleştirildi. Teflon rampanın pozisyonunu herhangi bir yapıştırıcı ile sabitlemek mümkün olmadığından artikülâtörün üst parçası üzerinden lastikle bağlandı. Artikülâtör kapatıldığında teflon rampanın alçı kaplı yüzeyi

ile artikülâtörün alt parçası arasında kalan boşluk tip 3 sert alçı ile dolduruldu ve alçının sertleşmesinin ardından lastikler uzaklaştırılarak rampanın kemik ile olan ilişkisi kontrol edildi.



Şekil 24. Teflon rampa angulusa teğet.

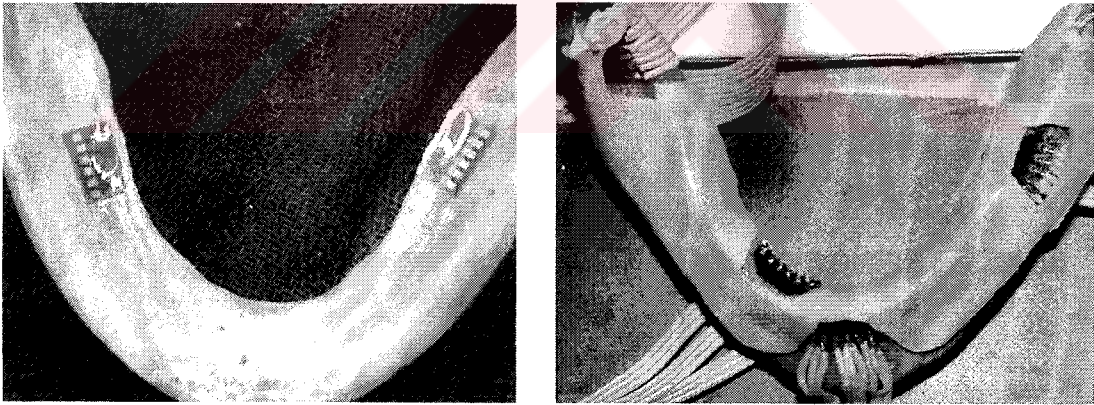
3.1.5. ALT ÇENE KEMİĞİNE STRAIN-GAUGE LERİN YAPIŞTIRILMASI ve VERİ AKTARIMI İÇİN HAZIRLANMASI

Alt çene kemiği üzerine sol yanak cebi, semfiz, sol kanin bölgesinin dil tarafı, sol retromolar kabartı bölgeleri ve iki tarafta da mylohyoid kenarların alt yüzeylerine olmak üzere toplam altı adet strain-gauge yerleştirildi.

Alt çene kemiği üzerinde yerleri önceden belirlenen ve kurşun plaklar ile yer tutucular hazırlanan altı ölçüm noktasına strain-gaugeler (CEA-06-250UW-350, LOT NUMBER: R- A58AD28 Measurements Group, Inc. Raleigh, North Carolina) reçine esaslı spesifik simanları (M-Bond Measurements Group, Inc. Raleigh, North Carolina) ile İTÜ Makine Fakültesi Mukavemet Birimi mühendisleri tarafından yapıştırıldılar.

İşlem sırasında önce kemik yüzeyi isopropyl alkol içerikli M-Bond katalizörü ile muamele edildi. Şeffaf bant ile kemik üzerindeki pozisyonu belirlenen gaugelere siman uygulandı ve yüzeye yerleştirildi. Yüzeye adaptasyonlarını sağlamak için teflon folyo ile siman sertleşene kadar parmak basıncı ile baskı uygulandı. Bu şekilde alt çene kemiğine yerleştirilen gaugeler veri aktarımı için kablolama işlemine hazır hale getirildi.

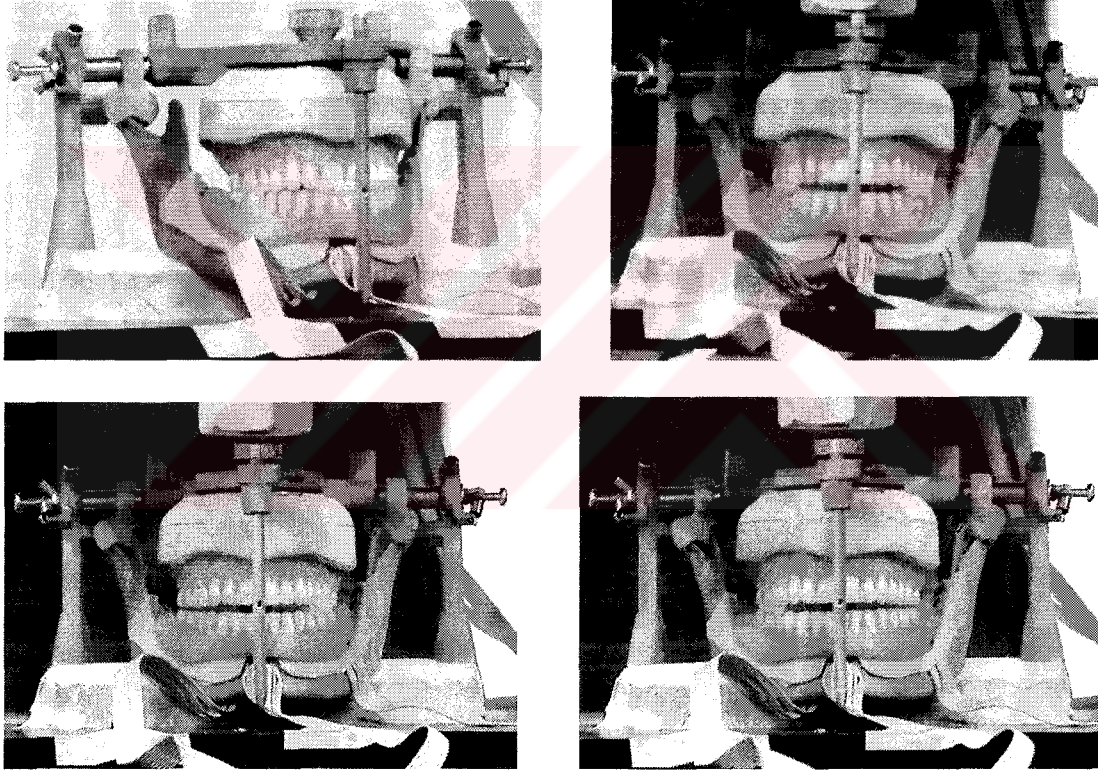
IDE kabloları her bir kanal için üç ve her bir gauge için dokuz sıra olarak uygun boylarda hazırlandı. Bir uçları gaugelerin terminallerine lehimlenen kabloların diğer uçlarına 9-pim bağlantı fişleri takıldı. Direnç ölçümleri yapılan gaugeler yükleme ve ölçüm için hazırlanmış oldu. Yumuşak dokuda yerleri hazırlanmış olan boşluklar kesilerek gaugelerin ölçüm netliğini sağlamak amacı ile açıldı.



Şekil 25. Gaugeler ve yumuşak doku yerleştirilmiş.

3.2. GERİLME ANALİZİ İÇİN YÜKLEME KOŞULLARININ SAĞLANMASI

Yükleme her kaide plağı için merkezi kapanış konumunda dişler azami tüberkül fossa ilişkisi içindeyken, iki tarafta dişler arasında silikon elastomeri varken, solda silikon elastomeri varken ve son olarak da sağda silikon elastomeri varken olmak üzere dört farklı şekilde gerçekleştirildi.

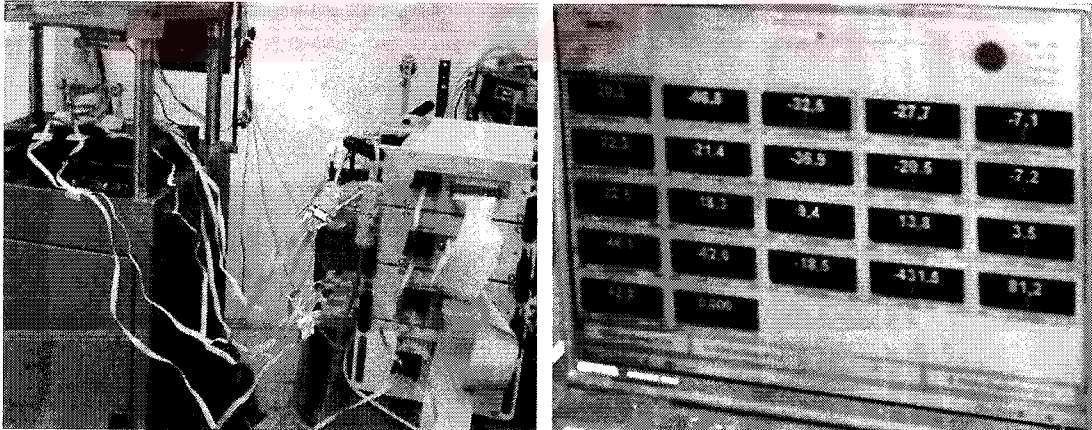


Şekil 26. Yüklemeler şekilleri.

Bu amaçla protezlerin her biri artikülatöre yerleştirildi ve öncelikle protezlerin bitirilmeye aşamasında oluşan boyutsal değişimlere bağlı olarak diş temaslarında meydana gelen değişiklikler üst tam protezden aşındırma yapılmadan uyumlandırıldı. Bu işlem için oklüzyon folyosu (Bausch) ve tungsten carbide küresel frez kullanıldı. Dişler arasında

besin maddesini temsil etmek üzere orta sertlikte silikon elastomeri (Affinis medium putty) kullanıldı. Protezlerin her biri artikülatörde iken dikey boyut çubuğu 3 mm yükseltildi ve üretici firmanın önerdiği şekilde 1/1 oranında karıştırılan silikon elastomeri iki parça halinde arka dişlerin üzerine yerleştirilerek artikülatör dikey boyut çubuğu alt parça ile temas edecek şekilde kapatıldı ve elastomerin sertleşmesi beklendi. Her silikon parça ikinci küçük azıların mezialinden ve birinci büyük azıların distalinden kesilerek deney için hazır hale getirildi.

Uygulanacak yükü kontrol edebilmek için UTM cihazına 10 kg load cell (Esit Load Cell Model: SPA 10 kg Serial Number: 20 Capacity: 10 kg Excitation 10 V Insul Res: > 200 MOHM-50VDL) takıldı. Cross-head speed 10 mm/min olarak ayarlandı. Artikülatör UTM cihazına (İTÜ Mukavemet Birimi Laboratuvarı 2002) yerleştirildi ve pozisyonu yükleme kolunun izdüşümü tam altındaki üst ringe ait vidaya gelecek şekilde ayarlandı.



Şekil 27. Esam Traveller plus, Esam 3 yazılımı ile verilerin görüntülenmesi.

Strain-gaugeler ve load cell verileri bilgisayara aktaracak olan cihaza (ESAM Traveler Plus – data acquisition system) daha önceden hazırlanmış olan IDE kabloları ile

bağlandı. USB bağlantısı ile bilgisayara bağlı olan ESAM cihazından alınan veriler ESAM 3 yazılımı (ESAM 3, sürüm: 3.1.9 extended, License no: 6031) ile görüntülendi ve sistemin kalibrasyonu yapıldı.

3.3. YÜKLEMELERİN GERÇEKLEŞTİRİLMESİ ve VERİLERİN KAYIT EDİLMESİ

Artikülatöre sırası ile önce akrilik kaideli protez sonra metal döküm ile desteklenmiş akrilik kaideli protez daha sonra yumuşak astar maddesi uygulanmış akrilik kaideli protez ve en son olarak da hem metal ile desteklenmiş hem de yumuşak astar maddesi uygulanmış akrilik kaideli protez yerleştirildi.

Bütün yüklemeler 50 Newton yük uygulanarak ve 10 mm/min cross-head speed ile yapıldı

Her protez önce merkezi kapanış durumunda azami tüberkül fossa ilişkisi içinde yüklendi. İkinci olarak her iki tarafta da 5 ve 6 numaralı dişler arasında besin maddesini temsil eden silikonlar varken yükleme yapıldı. Üçüncü yükleme yapılırken sağ taraftaki silikon dişler arasından uzaklaştırıldı ve son olarak da sağ taraftaki silikon tekrar yerine kondu ve sol taraftaki silikon dişler arasından alınarak yükleme gerçekleştirildi. Bu dört farklı yükleme şeklinin her biri üçer kere tekrar edildikten sonra diğer yükleme şekline geçildi. Her protez için toplam 12 yükleme yapıldıktan sonra artikülatördeki protez değiştirildi. Bütün protezler 12 kere yüklendikten sonra bütün deney iki kere daha tekrar edildi. Böylece toplamda her protez 36 kere yüklendi ve her yükleme şekli de 9 kere tekrar edilmiş oldu.

Bu çalışmada istatistiksel analizler GraphPad Prisma V.3 paket programı ile yapılmıştır. Verilerin değerlendirilmesinde tanımlayıcı istatistiksel metotların (ortalama, standart sapma) yanı sıra gruplar arası karşılaştırmalarda Kruskal Wallis testi, alt grup karşılaştırmalarında Dunn's çoklu karşılaştırma testi kullanılmıştır. Ölçümler güvenilirlik için üç kez tekrarlanmış ve üç ölçüm arasında sınıf içi korelasyon katsayıları belirlenmiştir. Sınıf içi güvenilirlik katsayıları akrilik kaideli protez için 97,8 (96,1–98,9), metal destekli protez için 99,3 (98,8–99,7), yumuşak astarlı protez için 98,7 (97,8–99,4) ve metal destekli yumuşak astarlı protez için ise 99,0 (98,2–99,5) dur. Tüm sınıf içi korelasyon kat sayıları 0.70 in üzerinde bulunmuş ve güvenilirliği kabul edilmiştir. Sonuçlar, anlamlılık $p<0,05$ değerlendirilmiştir.





4. BULGULAR

4.1. AKRİLİK KAİDELİ ALT TAM PROTEZ İLE YAPILAN YÜKLEME DENEYİ BULGULARI:

Akrilik kaideli alt tam protez deney grubunda hem bütün ölçüm noktaları hem de yükleme şekilleri arasında gerilme değerleri incelendiğinde ileri derecede anlamlı farklılıklar görülmüştür ($p < 0,0001$) (Tablo 1)

Tablo 1. Ölçüm noktalarına ve yükleme şekillerine göre akrilik kaideli protez deneyinde gerilme değerleri, standart sapmaları, Kruskal Wallis testi anlamlılık sonuçları.

Akrilik	Boş Ağız	İki Tarafta Silikon	Solda Silikon	Sağda Silikon	KW	p<
MKR-VM	1,300±0,034	1,443±0,078	0,975±0,100	1,826±0,031	32,28	0,0001
S-VM	2,014±0,263	1,729±0,571	2,117±0,152	1,143±0,109	25,92	0,0001
YC-VM	0,455±0,092	0,363±0,034	0,840±0,036	0,371±0,034	25,06	0,0001
RK-VM	3,261±0,222	2,625±0,087	2,834±0,270	2,528±0,070	23,08	0,0001
K-VM	1,143±0,148	0,928±0,021	1,053±0,072	0,848±0,094	22,93	0,0001
MKL-VM	0,348±0,058	0,360±0,047	0,973±0,033	0,231±0,031	28,6	0,0001
KW	49,90	48,60	45,71	51,59		
p<	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001		

Ölçüm noktalarından elde edilen gerilme değerleri arasındaki farklılıklar her yükleme şekli için Dunn's Multiple Comparison Test ile karşılaştırılmıştır. (Tablo 2)

Tablo 2. Akrilik kaideli protez deneyinde gerilme değerlerinin yükleme şekillerine göre ölçüm noktaları arasında Dunn's Multiple Comparison testi ile karşılaştırılması.

Dunn's Multiple Comparison Test	Boş Ağız	İki Tarafta Silikon	Solda Silikon	Sağda Silikon
MKR-VM / S-VM	P > 0.05	P > 0.05	P > 0.05	P > 0.05
MKR-VM / YC-VM	P > 0.05	P < 0.05	P > 0.05	P < 0.01
MKR-VM / RK-VM	P > 0.05	P > 0.05	P < 0.01	P > 0.05
MKR-VM / K-VM	P > 0.05	P > 0.05	P > 0.05	P > 0.05
MKR-VM / MKL-VM	P < 0.05	P < 0.05	P > 0.05	P < 0.001
S-VM / YC-VM	P < 0.01	P < 0.001	P < 0.001	P > 0.05
S-VM / RK-VM	P > 0.05	P > 0.05	P > 0.05	P > 0.05
S-VM / K-VM	P > 0.05	P > 0.05	P > 0.05	P > 0.05
S-VM / MKL-VM	P < 0.001	P < 0.001	P < 0.05	P < 0.01
YC-VM / RK-VM	P < 0.001	P < 0.001	P < 0.001	P < 0.001
YC-VM / K-VM	P > 0.05	P > 0.05	P > 0.05	P > 0.05
YC-VM / MKL-VM	P > 0.05	P > 0.05	P > 0.05	P > 0.05
RK-VM / K-VM	P < 0.05	P < 0.01	P > 0.05	P < 0.01
RK-VM / MKL-VM	P < 0.001	P < 0.001	P < 0.001	P < 0.001
K-VM / MKL-VM	P > 0.05	P > 0.05	P > 0.05	P > 0.05

Akrilik kaideli protezde azami tüberkül fossa ilişkisi konumunda yükleme deneyi bulguları:

Akrilik kaideli protez azami tüberkül fossa ilişkisi konumunda yüklendiği zaman en düşük gerilme değerleri sol mylohyoid kenarda elde edilmiştir (Tablo 1). Bu değer sağ tarafta mylohyoid kenardan elde edilen gerilme değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşüktür (Tablo1–2). Aynı yükleme koşullarında kanin bölgesinden elde edilen gerilme değerleri en yüksek gerilme değerlerinin alındığı retromolar kabartı bölgesinden elde edilen değerlere göre anlamlı derecede düşüktür (Tablo 1–2). Yanak cebi bölgesinden elde edilen değerler semfiz bölgesinden okunan değere göre düşüktür (Tablo1) ve bu değerler arasındaki fark istatistiksel olarak orta derecede anlamlıdır (Tablo 2). Sol mylohyoid kenardan elde edilen gerilme değerleri retromolar kabartı

bölgesinden ve semfiz bölgesinden elde edilen değerlere (Tablo1) göre istatistiksel olarak ileri derecede anlamlı şekilde düşüktür (Tablo 2). Aynı şekilde yanak cebinden elde edilen gerilme değerleri ile retomolar kabartı bölgesinden elde edilen değerler (Tablo 1) arasındaki fark da istatistiksel olarak ileri derecede anlamlıdır (Tablo 2).

Akrilik kaideli protezde sağ ve sol tarafta besin maddesini temsil eden silikon parçalar varken yapılan yükleme deneyi bulguları:

İki taraflı yüklemeyi temsil eden akrilik kaideli protez deneyinde yanak cebi bölgesinden elde edilen gerilme değerleri sağ mylohyoid kenar değerlerine göre istatistiksel olarak anlamlı derecede farklıdır (Tablo 1-2). İki taraflı yükleme deneyinde en düşük gerilme değeri sol mylohyoid kenarda elde edilmiştir (Tablo 1). Bu değer sağ tarafta mylohyoid kenardan elde edilen gerilme değerinden (Tablo 1) anlamlı derecede düşüktür (Tablo 2). Aynı yükleme koşullarında kanin bölgesinden elde edilen değerler en yüksek gerilme değerlerinin alındığı retromolar kabartı bölgesinden elde edilen değerlere (Tablo 1) göre istatistiksel olarak anlamlı derecede düşüktür (Tablo 2). Yanak cebi bölgesinden elde edilen gerilme değerleri semfiz bölgesinden okunan değerlere göre düşüktür (Tablo1). İki ölçüm noktasından elde edilen grimle değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak ileri derecede anlamlıdır (Tablo 2). Sol mylohyoid kenardan elde edilen gerilme değerleri retromolar kabartı ve semfiz bölgelerinden elde edilen değerlere göre ileri derecede anlamlı şekilde düşüktür (Tablo 1–2). Aynı şekilde yanak cebinden elde edilen gerilme değerleri ile retomolar kabartı bölgesinden elde edilen değerler arasındaki fark da ileri derecede anlamlıdır (Tablo 1–2).

Akrilik kaideli protezde sol tarafta dişler arasında besin maddesini temsil eden silikon parça varken yapılan yükleme deneyi bulguları:

Sol tarafta yükleme yapıldığında denge tarafındaki retromolar kabartı bölgesindeki gerilme değerleri ile denge tarafındaki sağ mylohyoid kenar bölgesindeki değerler arasındaki fark orta derecede anlamlıdır (Tablo 1–2). Çalışan taraftaki yanak cebi bölgesinden elde edilen gerilme değerleri ise semfiz bölgesinden okunan değerlere göre düşüktür (Tablo 1). İki ölçüm noktasından elde edilen gerilme değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak ileri derecede anlamlıdır (Tablo 2).

Çalışan taraftaki sol mylohyoid kenardan elde edilen gerilme değerleri semfiz bölgesinden elde edilen değerlere göre anlamlı derecede düşüktür (Tablo 1–2).

Çalışan taraftaki yanak cebinden elde edilen gerilme değerleri de denge tarafındaki retromolar kabartı bölgesinden elde edilen değerlere göre ileri derecede anlamlı şekilde düşüktür (Tablo 1–2). Denge tarafındaki retromolar kabartı bölgesinden elde edilen gerilme değerleri çalışan taraftaki sol mylohyoid kenar bölgesindeki gerilme değerlerine göre yüksektir (Tablo 1) arasındaki fark da istatistiksel olarak ileri derecede anlamlıdır (Tablo 2).

Akrilik kaideli protezde sağ tarafta dişler arasında besin maddesini temsil eden silikon parça varken yapılan yükleme deneyi bulguları:

Çalışan tarafta sağ mylohyoid kenar bölgesinde elde edilen gerilme değerleri denge tarafında yanak cebinden elde edilen değerlere göre yüksektir (Tablo 1). Bu iki ölçüm noktası arasındaki fark istatistiksel olarak orta derecede anlamlıdır (Tablo 2).

Yine alışan taraftaki sağ mylohyoid kenar bölgesinden elde edilen değerler denge tarafındaki sol mylohyoid kenardan elde edilen değerlere göre yüksektir (Tablo 1). İki mylohyoid kenar arasındaki fark ileri derecede anlamlıdır (Tablo 2).

Semfiz bölgesinden elde edilen gerilme değerleri denge tarafındaki sol mylohyoid kenardan elde edilen değerlere göre yüksektir (Tablo 1). Bu lm noktaları arasındaki fark da istatistiksel olarak orta derecede anlamlıdır (Tablo 2).

alışan taraftaki retromolar kabartı bölgesinden elde edilen gerilme değerleri denge tarafındaki yanak cebinden elde edilen değerlere göre yüksektir (Tablo 1). Bu lm noktaları arasındaki fark da istatistiksel olarak ileri derecede anlamlıdır (Tablo 2).

alışan taraftaki retromolar kabartı bölgesinden elde edilen gerilme değerleri yine çalışan taraftaki kanin bölgesinden elde edilen değerlere göre yüksektir (Tablo 1). Bu iki ölçüm noktası arasındaki fark istatistiksel olarak orta derecede anlamlıdır (Tablo 2).

alışan taraftaki retromolar kabartı bölgesinden elde edilen gerilme değerleri denge tarafındaki sol mylohyoid kenardan elde edilen değerlere göre yüksektir (Tablo 1). İki lm noktası arasındaki fark istatistiksel olarak ileri derecede anlamlı bulunmuştur (Tablo 2).

Yükleme şekilleri arasında ölçüm noktalarındaki gerilme değerlerinin karşılaştırılması:

Tablo 3. Akrilik kaideli protez deneyinde ölçüm noktalarından elde edilen gerilme değerlerinin yüklenme şekilleri arasında Dunn's Multiple Comparison testi ile karşılaştırılması.

Dunn's Multiple Comparison Test	MKR-VM	S-VM	YC-VM	RK-VM	K-VM	MKL-VM
Boş Ağız / İki Tarafta Silikon	P > 0.05	P > 0.05	P > 0.05	P < 0.01	P < 0.01	P > 0.05
Boş Ağız / Solda Silikon	P > 0.05	P > 0.05	P > 0.05	P < 0.05	P > 0.05	P < 0.05
Boş Ağız / Sağda Silikon	P < 0.01	P < 0.001	P > 0.05	P < 0.001	P < 0.001	P > 0.05
İki Tarafta Silikon / Solda Silikon	P < 0.01	P > 0.05	P < 0.001	P > 0.05	P < 0.05	P < 0.05
İki Tarafta Silikon / Sağda Silikon	P > 0.05	P > 0.05	P > 0.05	P > 0.05	P > 0.05	P > 0.05
Solda Silikon / Sağda Silikon	P < 0.001	P < 0.001	P < 0.001	P > 0.05	P < 0.01	P < 0.001

Boş ağız/iki tarafta silikon:

Azami tüberkül fossa ilişkisi konumunda yüklenen retromolar kabartı bölgesindeki gerilme değerleri iki tarafta besin maddesini temsil eden silikon parçalar varken elde edilen değerlere göre yüksektir (Tablo 1). Bu iki yüklenme şeklinde retromolar kabartı bölgesinden elde edilen gerilme değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak orta derecede anlamlı bulunmuştur (Tablo 3).

Kanın bölgesinden azami tüberkül fossa konumunda elde edilen gerilme değerleri iki tarafta silikon parçalar varken elde edilen değerlere göre daha yüksektir. Kanın bölgesinden elde edilen bu değerler arasındaki fark da istatistiksel olarak orta derecede anlamlı bulunmuştur (Tablo 3).

Boş ağız/solda silikon:

Retromolar kabartı bölgesinden azami tüberkül fossa ilişkisi konumunda yükleme yapıldığı zaman elde edilen gerilme değerleri retromolar kabartı bölgesi denge tarafında iken elde edilen değerlere göre yüksektir (Tablo 1). Gerilme değerleri arasında yükleme şekline bağlı olarak oluşan fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (Tablo 3).

Sol mylohyoid kenarda azami tüberkül fossa ilişkisi konumunda yapılan yüklemede elde edilen gerilme değerleri sol tarata yükleme esnasında sol mylohyoid kenar çalışan tarafta iken elde edilen değerlere göre düşüktür (Tablo 1). İki yükleme şekline bağlı olarak gerilme değerleri arasında oluşan fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (Tablo 3).

Boş ağız/sağda silikon:

Sağ mylohyoid kenarda azami tüberkül fossa ilişkisi konumunda yapılan yüklemede elde edilen gerilme değerleri sağ tarata yükleme esnasında sağ mylohyoid kenar çalışan tarafta iken elde edilen değerlere göre düşüktür (Tablo 1). İki yükleme şekline bağlı olarak gerilme değerleri arasında oluşan fark istatistiksel olarak orta derecede anlamlı bulunmuştur (Tablo 3).

Semfiz bölgesinde azami tüberkül fossa ilişkisi konumunda yapılan yüklemede elde edilen gerilme değerleri sağ tarata yükleme esnasında elde edilen değerlere göre yüksektir (Tablo 1). İki yükleme şekline bağlı olarak gerilme değerleri arasında oluşan fark istatistiksel olarak ileri derecede anlamlı bulunmuştur (Tablo 3).

Retromolar kabartı bölgesinde azami tüberkül fossa ilişkisi konumunda yapılan yüklemelerde elde edilen gerilme değerleri sağ tarata yükleme esnasında retromolar kabartı çalışan taraftayken elde edilen değerlere göre yüksektir (Tablo 1). İki yükleme şekline bağlı olarak gerilme değerleri arasında oluşan fark istatistiksel olarak ileri derecede anlamlı bulunmuştur (Tablo 3).

Kanin bölgesinden azami tüberkül fossa ilişkisi konumunda yapılan yüklemelerde elde edilen gerilme değerleri de sağ tarata yükleme esnasında çalışan tarafta kanin bölgesinde elde edilen değerlere göre yüksektir (Tablo 1). Kanin bölgesinde iki yükleme şekline bağlı olarak gerilme değerleri arasında oluşan fark istatistiksel olarak ileri derecede anlamlı bulunmuştur (Tablo 3).

İki tarafta silikon/solda silikon:

Sağ mylohyoid kenar bölgesinde her iki tarafta besin maddesini temsil eden silikon parçalar varken elde edilen gerilme değerleri sağ mylohyoid kenar denge tarafında iken elde edilen değerlere göre daha yüksektir (Tablo 1). İki yükleme şekline bağlı olarak sağ mylohyoid kenardan elde edilen gerilme değerlerinde ortaya çıkan fark istatistiksel olarak orta derecede anlamlı bulunmuştur (Tablo 3).

Yanak cebi bölgesinden çift taraflı yükleme deneyi esnasında elde edilen gerilme değerleri sol taraftan yükleme esnasında çalışan tarafta yanak cebinden elde edilen değerlere göre düşüktür. İki yükleme şekline bağlı olarak gerilme değerleri arasında oluşan fark istatistiksel olarak ileri derecede anlamlı bulunmuştur (Tablo 3).

Kanin bölgesinden çift taraflı yükleme esnasında elde edilen gerilme değerleri ($0,928 \pm 0,021$) (Tablo 1) sol taraftan yükleme esnasında denge tarafında kanin

bölgesinden elde edilen değerlere göre düşüktür (Tablo 1). İki yükleme şekline bağlı olarak gerilme değerleri arasında oluşan fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (Tablo 3).

Sol mylohyoid kenar bölgesinden çift taraflı yükleme esnasında elde edilen gerilme değerleri sol taraftan yükleme esnasında çalışan tarafta elde edilen değerlere göre düşüktür. İki yükleme şekline bağlı olarak gerilme değerleri arasında oluşan fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (Tablo 3).

İki tarafta silikon/sağda silikon:

Ölçüm noktalarında gerilme değerleri arasında bu iki yükleme şeklin arasında istatistiksel olarak anlamlı farklar görülmemiştir (Tablo 3).

Solda silikon/sağda silikon:

Sağ mylohyoid kenar çalışan tarafta olduğunda elde edilen gerilme değerleri denge tarafında olduğu zaman elde edilen değerlere göre daha yüksektir (Tablo 1). Gerilme değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak ileri derecede anlamlı olarak ifade edilmiştir (Tablo 3).

Semfiz bölgesinde sağ taratan yükleme deneyinde elde edilen gerilme değerleri sol taraftan yükleme deneyinde elde edilen değerlere göre daha düşüktür (Tablo 1). Bu iki yükleme şekline göre semfiz bölgesindeki gerilme değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak ileri derecede anlamlı olarak ifade edilmiştir (Tablo 3).

Yanak cebi bölgesinden çalışan tarafta olduğunda elde edilen gerilme değerleri denge tarafında olduğu zaman elde edilen eğrlere göre daha yüksektir. Gerilme değerleri arasındaki fark ileri derecede anlamlı olarak ifade edilmiştir (Tablo 3).

Kanın bölgesi denge tarafında olduğunda elde edilen gerilme değerleri çalışan tarafta olduğunda elde edilen gerilme değerlerine göre düşüktür (Tablo 1). Gerilme değerlerinde yükleme şekillerine bağlı olarak oluşan fark istatistiksel olarak orta derecede anlamlı bulunmuştur (Tablo 3).

Sol mylohyoid kenar çalışan tarafta olduğunda elde edilen gerilme değerleri denge tarafında olduğu zaman elde edilen eğrlere göre daha yüksektir (Tablo 1). Gerilme değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak ileri derecede anlamlı olarak ifade edilmiştir (Tablo 3).

4.2. METAL DÖKÜM İLE DESTEKLENMİŞ AKRİLİK KAİDELİ ALT TAM PROTEZ İLE YAPILAN YÜKLEME DENEYİ BULGULARI:

Metal döküm ile desteklenmiş akrilik kaideli alt tam protez deney grubunda ölçüm noktaları arasında gerilme değerleri incelendiğinde ileri derecede anlamlı farklılıklar görülmüştür ($p<0,0001$) (Tablo 4). Yükleme şekline bağlı olarak her bir ölçüm noktasındaki gerilme değerlerindeki değişim analiz edildiğinde sağ mylohyoid kenar ve retromolar kabartı bölgelerinde gerilme değerleri arasında istatistiksel olarak orta derecede anlamlı farklılıklar bulunmuştur ($p<0,01$) (Tablo 4). Diğer ölçüm noktalarında yükleme şekline bağlı olarak gerilme değerlerinde oluşan farklılıklar istatistiksel olarak ileri derecede anlamlı olarak ifade edilmiştir ($p<0,0001$) (Tablo 4).

Tablo 4. Ölçüm noktalarına ve yükleme şekillerine göre metal destekli akrilik kaideli protez deneyinde gerilme değerleri, standart sapmaları, Kruskal Wallis testi anlamlılık sonuçları.

Metal +Akrilik	Boş Ağız	İki Tarafta Silikon	Solda Silikon	Sağda Silikon	KW	p<
MKR-VM	1,387±0,085	1,665±0,197	1,358±0,219	1,883±0,314	15,03	0,01
S-VM	2,218±0,250	2,997±0,249	3,204±0,385	2,338±0,113	27,12	0,0001
YC-VM	0,580±0,080	0,375±0,033	1,009±0,114	0,359±0,046	29,75	0,0001
RK-VM	2,616±0,290	2,935±0,268	3,407±0,355	2,990±0,136	16,55	0,01
K-VM	1,238±0,044	1,943±0,052	1,296±0,111	1,351±0,055	26,61	0,0001
MKL-VM	0,743±0,090	0,531±0,050	0,936±0,091	0,207±0,016	31,74	0,0001
KW	49,73	50,24	46,50	51,4		
p<	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001		

Ölçüm noktaları arasındaki farklılıklar her yükleme şekli için Dunn's Multiple Comparison Test ile mukayese edilmiştir. (Tablo 5)

Tablo 5. Metal destekli akrilik kaideli protez deneyinde gerilme değerlerinin yükleme şekillerine göre ölçüm noktaları arasında Dunn's Multiple Comparison testi ile karşılaştırılması.

Dunn's Multiple Comparison Test	Boş Ağız	İki Tarafta Silikon	Solda Silikon	Sağda Silikon
MKR-VM / S-VM	P > 0.05	P < 0.05	P > 0.05	P > 0.05
MKR-VM / YC-VM	P < 0.01	P > 0.05	P > 0.05	P > 0.05
MKR-VM / RK-VM	P > 0.05	P > 0.05	P > 0.05	P > 0.05
MKR-VM / K-VM	P > 0.05	P > 0.05	P > 0.05	P > 0.05
MKR-VM / MKL-VM	P > 0.05	P > 0.05	P > 0.05	P < 0.01
S-VM / YC-VM	P < 0.001	P < 0.001	P < 0.001	P < 0.01
S-VM / RK-VM	P > 0.05	P > 0.05	P > 0.05	P > 0.05
S-VM / K-VM	P > 0.05	P > 0.05	P > 0.05	P > 0.05
S-VM / MKL-VM	P < 0.001	P < 0.001	P < 0.001	P < 0.001
YC-VM / RK-VM	P < 0.001	P < 0.001	P < 0.001	P < 0.001
YC-VM / K-VM	P > 0.05	P < 0.01	P > 0.05	P > 0.05
YC-VM / MKL-VM	P > 0.05	P > 0.05	P > 0.05	P > 0.05
RK-VM / K-VM	P < 0.05	P > 0.05	P < 0.05	P < 0.01
RK-VM / MKL-VM	P < 0.001	P < 0.001	P < 0.001	P < 0.001
K-VM / MKL-VM	P > 0.05	P > 0.05	P > 0.05	P > 0.05

Metal döküm ile desteklenmiş akrilik kaideli protezde azami tüberkül fossa ilişkisi konumunda yükleme deneyi bulguları:

Azami tüberkül fossa ilişkisi konumunda metal döküm ile desteklenmiş akrilik alt tam protez deney grubunda en düşük gerilme değerleri yanak cebi bölgesinden elde edilmiştir (Tablo 4). Bu değerler sağ mylohyoid kenardan elde edilen gerilme değerleri ile karşılaştırıldığında aradaki fark istatistiksel olarak orta derecede anlamlı bulunmuştur (Tablo 5).

Semfiz bölgesinden elde edilen gerilme değerleri de yanak cebi bölgesinden elde edilen değerlere göre yüksektir (Tablo 4). Bu ölçüm noktalarından elde edilen gerilme değerleri arasındaki fark ileri derecede anlamlı bulunmuştur (Tablo 5).

Aynı şekilde semfiz bölgesinden elde edilen gerilme değerleri sol mylohyoid kenarda elde edilen değerlere göre yüksektir (Tablo 4). Bu iki ölçüm noktasına ait gerilme değerleri arasındaki fark da istatistiksel olarak ileri derecede anlamlı bulunmuştur (Tablo 5).

Retromolar kabartı bölgesinden elde edilen gerilme değerleri de yanak cebi bölgesinden elde edilen değerlere göre yüksektir (Tablo 4). Bu ölçüm noktalarından elde edilen gerilme değerleri arasındaki fark da yine istatistiksel olarak ileri derecede anlamlı bulunmuştur (Tablo 5).

Retromolar kabartı bölgesinden elde edilen gerilme değerleri kanin bölgesinden elde edilen değerlere göre yüksektir (Tablo 4). Bu ölçüm noktalarından elde edilen gerilme değerleri arasındaki fark orta derecede anlamlı bulunmuştur (Tablo 5).

Retromolar kabartı bölgesinden elde edilen gerilme değerleri sol mylohyoid kenardan elde edilen değerlere göre de yüksektir (Tablo 4). Bu ölçüm noktalarından elde edilen gerilme değerleri arasındaki fark ileri derecede anlamlı bulunmuştur (Tablo 5).

Metal döküm ile desteklenmiş akrilik kaideli protezde sağ ve sol tarafta besin maddesini temsil eden silikon parçalar varken yapılan yükleme deneyi bulguları:

Metal döküm ile desteklenmiş akrilik kaideli protezde sağ ve sol tarafta besin maddesini temsil eden silikon parçalar varken yapılan yükleme deneyinde semfiz bölgesinden elde edilen gerilme değerleri sağ mylohyoid kenardan elde edilen değerlere göre yüksektir. İki ölçüm noktasından elde edilen gerilme değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (Tablo 5).

Semfiz bölgesinden elde edilen gerilme değerleri yanak cebi bölgesinden elde edilen değerlere göre yüksektir. İki ölçüm noktasından elde edilen gerilme değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak ileri derecede anlamlı bulunmuştur (Tablo 5).

Semfiz bölgesinden elde edilen gerilme değerleri aynı zamanda sol mylohyoid kenardan elde edilen değerlere göre de yüksektir (Tablo 4). İki ölçüm noktasından elde edilen gerilme değerleri arasındaki fark da yine istatistiksel olarak ileri derecede anlamlı bulunmuştur (Tablo 5).

Yanak cebinden elde edilen gerilme değerleri retromolar kabartı bölgesinden elde edilen değerlere göre küçüktür (Tablo 4). Bu iki ölçüm noktasında çift taraflı yükleme deneyi sırasında gerilme değerleri arasında görülen fark istatistiksel olarak ileri derecede anlamlı bulunmuştur (Tablo 5).

Kanin bölgesinden elde edilen gerilme değerleri de yanak cebi bölgesinden elde edilen değerlere göre yüksektir (Tablo 4). İki ölçüm noktasından elde edilen gerilme değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak orta derecede anlamlı bulunmuştur (Tablo 5).

Retromolar kabartı bölgesinden elde edilen gerilme değerleri sol mylohyoid kenardan elde edilen değerlerle karşılaştırıldığında retromolar kabartı bölgesindeki gerilme değerlerinin yüksek olduğu görülmektedir (Tablo 4). Bu iki ölçüm noktasının gerilme değerleri arasındaki fark da ileri derecede anlamlı bulunmuştur (Tablo 5).

Metal döküm ile desteklenmiş akrilik kaideli protezde sol tarafta besin maddesini temsil eden silikon parça varken yapılan yükleme deneyi bulguları:

Sol taraftan yükleme yapıldığında semfiz bölgesinden elde edilen gerilme değerleri çalışan taraftaki yanak cebi değerleri ile karşılaştırıldığında semfiz bölgesindeki gerilme değerleri daha yüksektir (Tablo 4). İki ölçüm noktasının ait gerilme değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak ileri derecede anlamlı bulunmuştur (Tablo 5).

Semfiz bölgesinden elde edilen gerilme değerleri çalışan taraftaki sol mylohyoid kenardan elde edilen değerlerle karşılaştırıldığında semfiz bölgesindeki gerilme değerlerinin yüksek olduğu görülmektedir (Tablo 4). Bu iki ölçüm noktasının gerilme değerleri arasındaki fark da ileri derecede anlamlı bulunmuştur (Tablo 5).

Sol taraftan yükleme deneyinde en yüksek gerilme değerleri denge tarafında bulunan retromolar kabartı bölgesinden elde edilmiştir (Tablo 4). Yine denge tarafında bulunan kanin bölgesindeki gerilme değerleri ile karşılaştırıldığında iki ölçüm noktasından elde

edilen gerilme değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak orta derecede anlamlı bulunmuştur (Tablo 4–5).

Retromolar kabartı bölgesinden elde edilen değerler çalışan taraftaki sol mylohyoid kenardan elde edilen değerlerden de yüksektir (Tablo 4). Bu iki ölçüm noktası arasındaki fark ise istatistiksel olarak ileri derecede anlamlı bulunmuştur (Tablo 5).

Metal döküm ile desteklenmiş akrilik kaideli protezde sağ tarafta besin maddesini temsil eden silikon parça varken yapılan yükleme deneyi bulguları:

Sağ taraftan yükleme yapıldığında çalışan taraftaki sağ mylohyoid kenardan elde edilen gerilme değerleri denge tarafındaki sol mylohyoid kenardan elde edilen gerilme değerlerine göre yüksektir (Tablo 4). İki lm noktasına ait gerilme değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak orta derecede anlamlı bulunmuştur (Tablo 5).

Semfiz bölgesinden elde edilen gerilme değerleri denge tarafında bulunan yanak cebi bölgesinden elde edilen değerler ile karşılaştırıldığında semfiz bölgesindeki değerler yüksektir (Tablo 4). İki lm noktasına ait gerilme derleri arasındaki fark da yine istatistiksel olarak orta derecede anlamlı bulunmuştur (Tablo 5).

Semfiz bölgesinden elde edilen gerilme değerleri aynı zamanda denge tarafındaki sol mylohyoid kenardan elde edilen gerilme değerlerinden de büyüktür (Tablo 4). Gerilme değerleri arasındaki fark ileri derecede anlamlı bulunmuştur (Tablo 5).

Sağ taraftan yükleme deneyinde en yüksek gerilme değerleri çalışan tarafında bulunan retromolar kabartı bölgesinden elde edilmiştir (Tablo 4). Denge tarafında bulunan yanak cebi bölgesindeki gerilme değerleri ile karşılaştırıldığında iki ölçüm noktasından elde

edilen gerilme değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak ileri derecede anlamlı bulunmuştur (Tablo 4–5).

Çalışan tarafta retromolar kabartı bölgesindeki gerilme değerleri ile kanin bölgesindeki değerler arasında ise orta derecede anlamlı fark bulunmuştur (Tablo 4–5).

Çalışan tarafta retromolar kabartı bölgesindeki gerilme değerleri denge tarafındaki sol mylohyoid kenardan elde edilen değerlere göre de yüksektir (Tablo 4). Gerilme değerleri arasındaki fark ileri derecede anlamlı bulunmuştur (Tablo 5).

Metal destekli akrilik kaide plaklı alt tam protez deney grubunda yükleme şekillerine göre ölçüm noktalarındaki gerilme değerlerinin değerlendirilmesi:

Tablo 6. Metal destekli akrilik kaideli protez deneyinde ölçüm noktalarından elde edilen gerilme değerlerinin yükleme şekilleri arasında Dunn's Multiple Comparison testi ile karşılaştırılması.

Dunn's Multiple Comparison Test	MKR-VM	S-VM	YC-VM	RK-VM	K-VM	MKL-VM
Boş Ağız/ İki Tarafta Silikon	P > 0.05	P < 0.01	P > 0.05	P > 0.05	P < 0.001	P > 0.05
Boş Ağız/ Solda Silikon	P > 0.05	P < 0.001	P > 0.05	P < 0.001	P > 0.05	P > 0.05
Boş Ağız/ Sağda Silikon	P < 0.01	P > 0.05	P < 0.05	P > 0.05	P > 0.05	P < 0.001
İki Tarafta Silikon/ Solda Silikon	P > 0.05	P > 0.05	P < 0.001	P > 0.05	P < 0.01	P < 0.01
İki Tarafta Silikon/ Sağda Silikon	P > 0.05	P < 0.05	P > 0.05	P > 0.05	P > 0.05	P > 0.05
Solda Silikon/ Sağda Silikon	P < 0.05	P < 0.001	P < 0.001	P > 0.05	P > 0.05	P < 0.001

Boş ağız / İki tarafta silikon:

Metal destekli akrilik kaideli deney grubunda semfiz bölgesinden azami tüberkül fossa ilişkisi konumunda elde edilen gerilme değerleri çift taraflı yükleme deneyinde her iki tarafta besin maddesini temsil eden silikon parçalar varken elde edilen değerlere göre daha düşüktür (Tablo 4). Yükleme şekline göre semfiz bölgesinden elde edilen gerilme değerleri arasındaki fark orta derecede anlamlı bulunmuştur (Tablo 6).

Kanin bölgesinden azami tüberkül fossa ilişkisi konumunda elde edilen gerilme değerleri de çift taraflı yükleme deneyinde elde edilen değerlere göre düşüktür. Yükleme şekline bağlı olarak gerilme değerleri arasında oluşan fark istatistiksel olarak ileri derecede anlamlı bulunmuştur (Tablo 6).

Boş ağız / Solda silikon:

Semfiz bölgesinden azami tüberkül fossa ilişkisi konumunda elde edilen gerilme değerleri sol tarafta besin maddesini temsil eden silikon parçalar varken elde edilen değerlere göre daha düşüktür (Tablo 4). Yükleme şekline göre semfiz bölgesinden elde edilen gerilme değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak ileri derecede anlamlı bulunmuştur (Tablo 6).

Retromolar kabartı bölgesinden azami tüberkül fossa ilişkisi konumunda elde edilen gerilme değerleri de retromolar kabartı bölgesi denge tarafında olduğu zaman elde edilen değerlere göre düşüktür (Tablo 4). Yükleme şekline göre retromolar kabartı bölgesinden elde edilen gerilme değerleri arasındaki fark da istatistiksel olarak ileri derecede anlamlı bulunmuştur (Tablo 6).

Boş ağız / Sağda silikon:

Azami tüberkül fossa ilişkisi konumunda sağ mylohyoid kenardan elde edilen gerilme değerleri sağ taraftan yükleme sırasında sağ mylohyoid kenar çalışma tarafında olduğunda elde edilen değerlere göre daha düşüktür (Tablo 4). Yükleme şekline bağlı olarak gerilme değerleri arasında oluşan fark istatistiksel olarak orta derecede anlamlı bulunmuştur (Tablo 6).

Yanak cebi bölgesinden azami tüberkül fossa ilişkisi konumunda elde edilen gerilme değerleri yanak cebi denge tarafında olduğunda elde edilen değerlere göre daha yüksektir (Tablo 4). Gerilme değerleri arasında yükleme şekline bağlı oluşan fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (Tablo 6).

Sol mylohyoid kenardan azami tüberkül fossa ilişkisi konumunda elde edilen gerilme değerleri sol mylohyoid kenar denge tarafında olduğu zaman elde edilen değerlere göre daha yüksektir (Tablo 4). Gerilme değerleri arasında yükleme şekline bağlı olarak oluşan fark istatistiksel olarak ileri derecede anlamlı bulunmuştur (Tablo 6).

İki Tarafta Silikon / Solda Silikon:

Yanak cebi bölgesinden çift taraflı yükleme deneyinde elde edilen gerilme değerleri yanak cebi çalışan tarafta iken elde edilen değerlere göre düşüktür (Tablo 4). Gerilme değerleri arasındaki fark ileri derecede anlamlı bulunmuştur (Tablo 6).

Kanin bölgesinde çift taraflı yükleme deneyi esnasında elde edilen gerilme değerleri kanin bölgesi denge tarafında olduğunda elde edilen değerlere göre daha yüksektir

(Tablo 4). Yükleme şekline bağlı olarak gerilme değerleri arasında oluşan fark istatistiksel olarak orta derecede anlamlı bulunmuştur (Tablo 6).

Sol mylohyoid kenarda çift taraflı yükleme deneyi esnasında kaydedilen gerilme değerleri sol mylohyoid kenar çalışan tarafta olduğu zaman elde edilen değerlere göre daha düşüktür (Tablo 4). Gerilme değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak orta derecede anlamlı bulunmuştur (Tablo 6).

İki Tarafta Silikon / Sağda Silikon:

Çift taraflı yükleme deneyi ile sağ taraftan yükleme deneyi arasında gerilme değerleri anlamlı olarak değişen tek bölge semfiz bölgesi olmuştur. Çift taraflı yükleme deneyinde elde edilen gerilme değerleri sağ taraftan yükleme deneyinden elde edilen değerlere göre yüksektir (Tablo 4). Gerilme değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (Tablo 6).

Solda Silikon / Sağda Silikon:

Sağ mylohyoid kenar çalışan taraftayken elde edilen gerilme değerleri denge tarafında olduğunda elde edilen gerilme değerlerine göre yüksektir (Tablo 4). İki yükleme şeklinde gerilme değerleri arasında oluşan fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (Tablo 6).

Semfiz bölgesinde sağ tarafta besin maddesini temsil eden silikon parça varken yapılan yükleme deneyi değerleri sol tarafta silikon parça varken elde edilen değerlere göre

düşüktür (Tablo 4). Gerilme değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak ileri derecede anlamlı bulunmuştur (Tablo 6).

Yanak cebi bölgesi çalışan taraftayken elde edilen gerilme değerleri denge tarafında olduğunda elde edilen gerilme değerlerine göre yüksektir. İki yükleme şeklinde gerilme değerleri arasında oluşan fark ileri derecede anlamlı bulunmuştur (Tablo 6).

Sol mylohyoid kenar çalışan taraftayken elde edilen gerilme değerleri de denge tarafında olduğunda elde edilen gerilme değerlerine göre yüksektir (Tablo 4). İki yükleme şeklinde gerilme değerleri arasında oluşan fark ise istatistiksel olarak ileri derecede anlamlı bulunmuştur (Tablo 6).

4.3. YUMUŞAK ASTAR UYGULANMIŞ AKRİLİK KAİDELİ ALT TAM PROTEZ İLE YAPILAN YÜKLEME DENEYİ BULGULARI:

Yumuşak astar maddesi uygulanmış akrilik alt tam protez deney grubunda her yükleme şekli için farklı ölçüm noktalarından elde edilen gerilme değerleri arasındaki farklar istatistiksel olarak ileri derecede anlamlı bulunmuştur. Her bir ölçüm noktasında farklı yükleme şekillerine göre elde edilen gerilme değerleri arasındaki farklar incelendiğinde retromolar kabartı bölgesi dışındaki ölçüm noktalarında istatistiksel olarak ileri derecede anlamlı farklılıklar görülmüştür. Sadece kanin bölgesinde gerilme değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak orta derecede anlamlıdır (Tablo 7).

Tablo 7. Ölçüm noktalarına ve yükleme şekillerine göre yumuşak astarlı akrilik kaideli protezde gerilme değerleri, standart sapmaları, Kruskal Wallis testi anlamlılık sonuçları.

Y.Astar+ Akrilik	Boş Ağız	İki Taraf Silikon	Solda Silikon	Sağda Silikon	KW	p
MKR-VM	1,439±0,085	1,668±0,156	1,096±0,115	1,995±0,228	28,35	<0,0001
S-VM	1,581±0,085	1,751±0,210	2,299±0,264	1,631±0,064	21,75	<0,0001
YC-VM	0,517±0,047	0,192±0,048	0,704±0,085	0,288±0,042	31,63	<0,0001
RK-VM	2,674±0,221	2,700±0,308	3,107±0,361	2,789±0,136	6,07	>0,05
K-VM	1,075±0,028	1,066±0,024	1,060±0,060	0,982±0,045	14,60	<0,01
MKL-VM	0,571±0,049	0,295±0,044	0,984±0,047	0,182±0,045	32,42	<0,0001
KW	50,03	50,06	47,03	51,12		
p	<0,0001	<0,0001	<0,0001	<0,0001		

Ölçüm noktalarından elde edilen gerilme değerleri arasındaki farklılıklar her yükleme şekli için Dunn's Multiple Comparison Test ile karşılaştırılmıştır. (Tablo 8)

Tablo 8. Yumuşak astarlı akrilik kaideli protez deneyinde gerilme değerlerinin yükleme şekillerine göre ölçüm noktaları arasında Dunn's Multiple Comparison testi ile karşılaştırılması.

Dunn's Multiple Comparison Test	Boş Ağız	İki Taraf Silikon	Solda Silikon	Sağda Silikon
MKR-VM / S-VM	P > 0.05	P > 0.05	P > 0.05	P > 0.05
MKR-VM / YC-VM	P < 0.01	P < 0.01	P < 0.05	P < 0.01
MKR-VM / RK-VM	P > 0.05	P > 0.05	P < 0.05	P > 0.05
MKR-VM / K-VM	P > 0.05	P > 0.05	P > 0.05	P > 0.05
MKR-VM / MKL-VM	P > 0.05	P > 0.05	P > 0.05	P < 0.001
S-VM / YC-VM	P < 0.001	P < 0.001	P < 0.001	P > 0.05
S-VM / RK-VM	P > 0.05	P > 0.05	P > 0.05	P > 0.05
S-VM / K-VM	P > 0.05	P > 0.05	P > 0.05	P > 0.05
S-VM / MKL-VM	P < 0.01	P < 0.01	P < 0.05	P < 0.01
YC-VM / RK-VM	P < 0.001	P < 0.001	P < 0.001	P < 0.001
YC-VM / K-VM	P > 0.05	P > 0.05	P > 0.05	P > 0.05
YC-VM / MKL-VM	P > 0.05	P > 0.05	P > 0.05	P > 0.05
RK-VM / K-VM	P < 0.01	P < 0.01	P < 0.01	P < 0.01
RK-VM / MKL-VM	P < 0.001	P < 0.001	P < 0.001	P < 0.001
K-VM / MKL-VM	P > 0.05	P > 0.05	P > 0.05	P > 0.05

Yumuşak astar maddesi uygulanmış akrilik kaideli protezde azami tüberkül fossa ilişkisi konumunda yükleme deneyi bulguları:

Azami tüberkül fossa ilişkisi konumunda en yüksek gerilme değerleri retromolar kabartı bölgesinden elde edilmiştir. Daha sonra sırasıyla semfiz, sağ mylohyoid kenar, kanin ve sol mylohyoid kenar bölgelerine ait değerler gelmektedir. En küçük gerilme değerleri ise yanak cebi bölgesinden elde edilmiştir (Tablo 7).

Retromolar kabartı bölgesinden elde edilen değerler sol mylohyoid kenar ve yanak cebi bölgelerinden elde edilen değerlere göre ileri derecede, kanin bölgesine göre ise orta derecede anlamlı şekilde yüksektir. Semfiz bölgesinden elde edilen değerler yanak cebi bölgesine göre ileri derecede, sol mylohyoid kenara göre ise orta derecede anlamlı şekilde yüksektir. Sağ mylohyoid kenardan elde edilen değerler ile yanak cebinden elde edilen değerler arasında da istatistiksel olarak orta derecede anlamlı fark bulunmuştur (Tablo 8).

Yumuşak astar maddesi uygulanmış akrilik kaideli protezde sağ ve sol tarafta besin maddesini temsil eden silikon parçalar varken yapılan yükleme deneyi bulguları:

İki tarafta besin maddesini temsil eden silikon parçalar varken de gerilme değerlerinin büyüklüklerinin sırası ölçüm noktalarına göre değişmemiştir (Tablo 7).

Ölçüm noktalarından elde edilen gerilme değerleri karşılaştırıldığında da birbirlerine göre ilişkileri ve anlamlılık dereceleri azami tüberkül fossa ilişkisi konumundaki duruma göre farklılık göstermemiştir (Tablo 8).

Yumuşak astar maddesi uygulanmış akrilik kaideli protezde sol tarafta besin maddesini temsil eden silikon parça varken yapılan yükleme deneyi bulguları:

Sol taraftan yükleme deneyinde denge tarafında kalan retromolar kabartı bölgesinde yumuşak astarlı akrilik alt tam protez grubunun en yüksek gerilme değerleri elde edilmiştir. Ölçüm noktalarına göre gerilme değerlerinin sıralanışı da önceki iki yükleme şekli ile aynıdır (Tablo 7).

Retromolar kabartı bölgesinden denge tarafında olduğunda elde edilen gerilme değerleri çalışan taraftaki yanak cebi ve sol mylohyoid kenar değerlerine göre istatistiksel olarak ileri derecede anlamlı şekilde yüksektir. Denge tarafındaki kanin bölgesinden elde edilen değerlerle karşılaştırıldığında ise gerilme değerleri arasında istatistiksel olarak orta derecede anlamlı fark görülmüştür. Yine denge tarafındaki sağ mylohyoid kenara göre de gerilme değerleri istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksektir. Semfiz bölgesinden elde edilen gerilme değerleri çalışan tarafta bulunan sol mylohyoid kenara göre istatistiksel olarak anlamlı, yanak cebine göre ise istatistiksel olarak ileri derecede anlamlı şekilde yüksektir (Tablo 8).

Yumuşak astar maddesi uygulanmış akrilik kaideli protezde sağ tarafta besin maddesini temsil eden silikon parça varken yapılan yükleme deneyi bulguları:

Sağ taraftan yükleme yapıldığında da yine en yüksek gerilme değerleri retromolar kabartı bölgesinde görülmüştür. Sonraki en yüksek değer çalışan taraftaki sağ mylohyoid kenardan elde edilmiştir. Bu değerleri sırası ile semfiz, kanin ve yanak cebi bölgeleri izlemiştir. Bu yükleme şeklinde en düşük değerler denge tarafında bulunan sol mylohyoid kenardan elde edilmiştir (Tablo 7).

Çalışan taraftaki sağ mylohyoid kenardan elde edilen değerler denge tarafındaki sol mylohyoid kenardan elde edilen değerlere göre istatistiksel olarak ileri derecede anlamlı şekilde yüksektir. Retromolar kabartı bölgesinden elde edilen değerler diğer yükleme şekillerinde olduğu gibi sol mylohyoid kenara ve yanak cebine göre yüksektir. Gerilme değerleri arasındaki fark da istatistiksel olarak ileri derecede anlamlı bulunmuştur. Kanin bölgesi ile karşılaştırıldığında ise gerilme değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak orta derecede anlamlıdır. Ayrıca çalışan taraftaki sağ mylohyoid kenardan elde edilen değerlerle denge tarafındaki yanak cebi değerleri arasında ve denge tarafındaki sol mylohyoid kenardan elde edilen değerler ile de semfiz bölgesinden elde edilen değerler arasında da orta derecede anlamlı farklar bulunmuştur (Tablo 8).

Yükleme şekillerine göre ölçüm noktalarındaki gerilme değerlerinin incelenmesi:

Tablo 9. Yumuşak astar maddesi uygulanmış akrilik kaideli protez deneyinde ölçüm noktalarından elde edilen gerilme değerlerinin yüklem şekilleri arasında Dunn's Multiple Comparison testi ile karşılaştırılması.

Dunn's Multiple Comparison Test	MKR-VM	S-VM	YC-VM	RK-VM	K-VM	MKL-VM
Boş Ağız / İki Tarafta Silikon	P > 0.05	P > 0.05	P < 0.01		P > 0.05	P > 0.05
Boş Ağız / Solda Silikon	P > 0.05	P < 0.001	P > 0.05		P > 0.05	P > 0.05
Boş Ağız / Sağda Silikon	P < 0.05	P > 0.05	P > 0.05		P < 0.01	P < 0.01
İki Tarafta Silikon / Solda Silikon	P < 0.01	P < 0.05	P < 0.001		P > 0.05	P < 0.01
İki Tarafta Silikon / Sağda Silikon	P > 0.05	P > 0.05	P > 0.05		P < 0.05	P > 0.05
Solda Silikon / Sağda Silikon	P < 0.001	P < 0.01	P < 0.01		P < 0.05	P < 0.001

Boş ağız / iki tarafta silikon:

Bu iki simetrik yüklem şekli arasında iki tarafta besin maddesini temsil eden silikon parçalar varken yanak cebinden elde edilen gerilme değerleri istatistiksel olarak orta derecede anlamlı şekilde azalmıştır (Tablo 9).

Boş Ağız / Solda Silikon:

Semfiz bölgesinden elde edilen gerilme değerleri tek taraflı yüklem şekillerinin ikisinde de yükselmiştir ancak istatistiksel olarak sadece sol taraftan yüklem bulgularına göre ileri derecede farklı bulunmuştur.

Boş Ağız / Sağda Silikon:

İki yükleme şekline göre çalışan tarafta sağ mylohyoid bölgesindeki gerilme değerleri yükselmiş ancak kanin bölgesindeki değerler azalmıştır. Gerilme değerleri arasındaki fark sağ mylohyoid kenar bölgesinde anlamlı, kanin bölgesinde ise orta derecede anlamlı bulunmuştur. Denge tarafındaki sol mylohyoid kenar bölgesindeki gerilme değerleri de istatistiksel olarak orta derecede anlamlı şekilde azalmıştır.

İki Tarafta Silikon / Solda Silikon:

Çift taraflı ve sol taraftan yükleme deneyleri arasında çalışan taraftaki sol mylohyoid kenardan elde edilen gerilme değerleri artarken denge tarafındaki sağ mylohyoid kenarın değerleri azalmıştır. Her iki ölçüm noktası için, yükleme şekline bağlı olarak, gerilme değerleri arasındaki farklar istatistiksel olarak orta derecede anlamlı bulunmuştur. Semfiz bölgesindeki değerler istatistiksel olarak anlamlı derecede yükselirken çalışan taraftaki yanak cebi bölgesinde gerilme değerleri ileri derecede anlamlı şekilde yükselmiştir.

İki Tarafta Silikon / Sağda Silikon:

Sağ taraftan yükleme deneyinde çift taraflı yüklemeye göre sadece çalışan taraftaki kanin bölgesinde gerilme değerleri istatistiksel olarak anlamlı derecede azalmıştır.

Solda Silikon / Sağda Silikon:

Her iki mylohyoid kenara ait gerilme değerleri de çalışan tarafta oldukları zaman denge tarafında oldukları duruma göre istatistiksel olarak ileri derecede anlamlı şekilde yükselmiştir. Yanak cebinden de çalışan tarafta olduğu zaman elde edilen gerilme değerleri denge tarafından elde edilen değerlere göre yüksektir. Yanak cebinden elde edilen gerilme değerleri arasındaki fark da istatistiksel olarak orta derecede anlamlı bulunmuştur. Kanin bölgesinde ise çalışan tarafta olduğu zaman istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük gerilme değerleri elde edilmiştir. Semfiz bölgesinde sol taraftan yükleme deneyinde sağ taraftan yükleme deneyine göre daha yüksek gerilme değerleri elde edilmiştir ve gerilme değerleri arasında istatistiksel olarak orta derecede anlamlı fark bulunmuştur.

4.4. YUMUŞAK ASTAR UYGULANMIŞ ve METAL DÖKÜM İLE DESTEKLENMİŞ AKRİLİK KAİDELİ ALT TAM PROTEZ İLE YAPILAN YÜKLEME DENEYİ BULGULARI:

Yumuşak astar maddesi uygulanmış ve metal döküm ile desteklenmiş akrilik kaideli alt tam protez deney grubunda hem retromolar kabartı bölgesi dışındaki bütün ölçüm noktaları hem de yükleme şekilleri arasında gerilme değerleri incelendiğinde ileri derecede anlamlı farklılıklar görülmüştür ($p<0,0001$) (Tablo 10).

Tablo 10. Ölçüm noktalarına ve yükleme şekillerine göre yumuşak astarlı ve metal destekli akrilik kaideli protez deneyinde gerilme değerleri, standart sapmaları, Kruskal Wallis testi anlamlılık sonuçları.

Y.A+Metal +Akrilik	Boş Ağız	İki Tarafda Silikon	Solda Silikon	Sağda Silikon	KW	p
MKR-VM	1,342±0,064	1,449±0,140	1,125±0,090	1,852±0,163	30,9	<0,0001
S-VM	1,798±0,028	1,965±0,220	2,248±0,247	1,581±0,112	24,41	<0,0001
YC-VM	0,649±0,105	0,291±0,046	0,875±0,138	0,377±0,048	30,25	<0,0001
RK-VM	2,795±0,087	2,872±0,392	3,123±0,417	2,748±0,202	5,18	>0,05
K-VM	1,176±0,088	1,218±0,040	1,081±0,044	1,018±0,027	25,65	<0,0001
MKL-VM	0,835±0,016	0,496±0,057	1,009±0,101	0,193±0,020	32,49	<0,0001
KW	51,17	50,99	45,27	50,83		
p	<0,0001	<0,0001	<0,0001	<0,0001		

Ölçüm noktalarından elde edilen gerilme değerleri arasındaki farklılıklar her yükleme şekli için Dunn's Multiple Comparison Test ile karşılaştırılmıştır (Tablo 11).

Tablo 11. Yumuşak astar maddesi uygulanmış ve metal destekli akrilik kaideli protez deneyinde gerilme değerlerinin yükleme şekillerine göre ölçüm noktaları arasında Dunn's Multiple Comparison testi ile karşılaştırılması.

Dunn's Multiple Comparison Test	Boş Ağız	İki Taraf Silikon	Solda Silikon	Sağda Silikon
MKR-VM / S-VM	P > 0.05	P > 0.05	P > 0.05	P > 0.05
MKR-VM / YC-VM	P < 0.01	P < 0.01	P > 0.05	P < 0.01
MKR-VM / RK-VM	P > 0.05	P > 0.05	P < 0.05	P > 0.05
MKR-VM / K-VM	P > 0.05	P > 0.05	P > 0.05	P > 0.05
MKR-VM / MKL-VM	P > 0.05	P > 0.05	P > 0.05	P < 0.001
S-VM / YC-VM	P < 0.001	P < 0.001	P < 0.001	P > 0.05
S-VM / RK-VM	P > 0.05	P > 0.05	P > 0.05	P > 0.05
S-VM / K-VM	P > 0.05	P > 0.05	P > 0.05	P > 0.05
S-VM / MKL-VM	P < 0.01	P < 0.01	P < 0.05	P < 0.01
YC-VM / RK-VM	P < 0.001	P < 0.001	P < 0.001	P < 0.001
YC-VM / K-VM	P > 0.05	P > 0.05	P > 0.05	P > 0.05
YC-VM / MKL-VM	P > 0.05	P > 0.05	P > 0.05	P > 0.05
RK-VM / K-VM	P < 0.01	P < 0.01	P < 0.01	P < 0.01
RK-VM / MKL-VM	P < 0.001	P < 0.001	P < 0.001	P < 0.001
K-VM / MKL-VM	P > 0.05	P > 0.05	P > 0.05	P > 0.05

Yumuşak astar maddesi uygulanmış ve metal döküm ile desteklenmiş akrilik kaideli protezde azami tüberkül fossa ilişkisi konumunda yükleme deneyi bulguları:

Yumuşak astar maddesi uygulanmış ve metal döküm ile desteklenmiş akrilik kaideli protezde azami tüberkül fossa ilişkisi konumunda yükleme deneyinde en yüksek gerilme değerleri retromolar kabartı bölgesinden, en düşük değerler ise yanak cebi bölgesinden elde edilmiştir. En yüksek ikinci değer semfiz bölgesinden sonra sırası ile sağ mylohyoid kenar, kanin ve sol mylohyoid kenar bölgelerinden elde edilmiştir (Tablo 10).

Retromolar kabartı bölgesi ile yanak cebi ve sol mylohyoid kenar bölgeleri gerilme değerleri arasında istatistiksel olarak ileri derecede, kanin bölgesi ile ise orta derecede anlamlı farklar bulunmuştur. Semfiz bölgesinden elde edilen gerilme değerleri ile yanak cebi değerleri arasında istatistiksel olarak ileri derecede, sol mylohyoid kenar ile ise orta derecede anlamlı farklar bulunmuştur. Sağ mylohyoid kenardan elde edilen gerime değerleri yanak cebi değerleri ile karşılaştırıldığında istatistiksel olarak orta derecede anlamlı şekilde yüksek olduğu görülmüştür.(Tablo 11).

Yumuşak astar maddesi uygulanmış ve metal döküm ile desteklenmiş akrilik kaideli protezde sağ ve sol tarafta besin maddesini temsil eden silikon parçalar varken yapılan yükleme deneyi bulguları:

Bu yükleme şeklinde gerilme değerlerinin ölçüm noktalarına göre sıralanışı, elde edilen gerilme değerlerinin karşılaştırmalı ilişkileri ve istatistiksel olarak anlamlılık dereceleri azami tüberkül fossa ilişkisi konumunda yapılan yükleme deneyi grubu ile aynıdır (Tablo 10–11)

Yumuşak astar maddesi uygulanmış ve metal döküm ile desteklenmiş akrilik kaideli protezde sol tarafta besin maddesini temsil eden silikon parça varken yapılan yükleme deneyi bulguları:

Sol taraftan yükleme deneyinde de gerilme değerlerinin büyüklüklerinin ölçüm noktalarına göre sıralanışı iki simetrik yükleme şeklindeki ile aynıdır (Tablo 10).

Retromolar kabartı bölgesinden elde edilen gerilme değerleri çalışan taraftaki sol mylohyoid kenar ve yanak cebi değerlerine göre istatistiksel olarak ileri derecede, denge tarafındaki kanin bölgesine göre orta derecede ve sağ mylohyoid kenara göre de anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. Semfiz bölgesinden elde edilen değerlerde çalışan taraftaki yanak cebi değerlerine göre istatistiksel olarak ileri derecede, sol mylohyoid kenar değerlerine göre ise anlamlı derecede yüksek bulunmuştur (Tablo 11).

Yumuşak astar maddesi uygulanmış ve metal döküm ile desteklenmiş akrilik kaideli protezde sağ tarafta besin maddesini temsil eden silikon parça varken yapılan yükleme deneyi bulguları:

Sağ taraftan yükleme deneyinde en yüksek gerilme değerleri yine retromolar kabartı bölgesinden elde edilmiştir. En yüksek ikinci değer çalışan taraftaki sağ mylohyoid kenar bölgesinden elde edilmiştir sonra sırası ile semfiz, çalışan tarafta bulunan kanin ve denge tarafındaki yanak cebi bölgelerinden elde edilen değerler gelmektedir. En küçük gerilme değerleri denge tarafındaki sol mylohyoid kenardan elde edilmiştir (Tablo 10).

Çalışan taraftaki retromolar kabartı bölgesinden elde edilen değerler denge tarafındaki yanak cebi ve sol mylohyoid kenar değerlerine göre istatistiksel olarak ileri derecede, çalışan taraftaki kanin bölgesine göre ise orta derecede anlamlı şekilde yüksektir. Çalışan taraftaki sağ mylohyoid kenardan elde edilen gerilme değerleri de denge tarafındaki sol mylohyoid kenara göre istatistiksel olarak ileri derecede, yanak cebine göre ise orta derecede anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur. Semfiz bölgesi ile denge tarafındaki sol mylohyoid kenar gerilme değerleri arasında da istatistiksel olarak orta derecede anlamlı fark vardır (Tablo 11).

Yükleme şekillerine göre ölçüm noktalarındaki gerilme değerlerinin incelenmesi:

Tablo 12. Yumuşak astar maddesi uygulanmış metal destekli akrilik kaideli protez deneyinde ölçüm noktalarından elde edilen gerilme değerlerinin yüklem şekilleri arasında Dunn's Multiple Comparison testi ile karşılaştırılması.

Dunn's Multiple Comparison Test	MKR-VM	S-VM	YC-VM	RK-VM	K-VM	MKL-VM
Boş Ağız / İki Tarafta Silikon	P > 0.05	P > 0.05	P < 0.01		P > 0.05	P > 0.05
Boş Ağız / Solda Silikon	P > 0.05	P > 0.05	P > 0.05		P > 0.05	P > 0.05
Boş Ağız / Sağda Silikon	P < 0.01	P > 0.05	P > 0.05		P < 0.01	P < 0.01
İki Tarafta Silikon / Solda Silikon	P < 0.05	P > 0.05	P < 0.001		P < 0.05	P < 0.01
İki Tarafta Silikon / Sağda Silikon	P > 0.05	P < 0.05	P > 0.05		P < 0.001	P > 0.05
Solda Silikon / Sağda Silikon	P < 0.001	P < 0.001	P < 0.01		P > 0.05	P < 0.001

Retromolar kabartı bölgesinden elde edilen değerler hiçbir yüklem şeklinde anlamlı bir farklılık göstermemiştir.

Boş Ağız / İki Tarafta Silikon:

Azami tüberkül fossa ilişkisi pozisyonunda yüklem deneyi ile çift taraflı yüklem deneyi arasında yanak cebi bölgesinden elde edilen gerilme değerleri orta derecede anlamlı olarak düşmüştür (Tablo 10–12). Diğer ölçüm noktalarında bu iki yüklem şekline bağlı olarak gerilme değerlerinde meydana gelen değişiklikler istatistiksel olarak anlamlı değildir.

Boş Ağız / Solda Silikon:

Bu iki yükleme şekline göre ölçüm noktalarından elde edilen gerilme değerleri istatistiksel olarak anlamlı bir değişim göstermemişlerdir (Tablo 12).

Boş Ağız / Sağda Silikon:

Bu iki yükleme şekli arasında sağ ve sol mylohyoid kenarlardan ve kanin bölgesinden elde edilen gerilme değerleri istatistiksel olarak orta derecede anlamlı farklılıklar göstermişlerdir (Tablo 12). Çalışan taraftaki sağ mylohyoid kenardan elde edilen gerilme değerleri artarken çalışan taraftaki kanin bölgesi ve denge tarafındaki sol mylohyoid kenar bölgesi değerleri düşmüştür (Tablo 10).

İki Tarafta Silikon / Solda Silikon:

Bu iki yükleme şekli arasında denge tarafındaki kanin ve sağ mylohyoid kenar bölgeleri gerilme değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı azalma olmuştur. Çalışan tarafta ise yanak cebi gerilme değerleri istatistiksel olarak ileri derecede, sol mylohyoid kenar değerlerinde ise orta derecede anlamlı yükselme göstermişlerdir (Tablo 10–12).

İki Tarafta Silikon / Sağda Silikon:

Semfiz bölgesinden elde edilen gerilme değerleri çift taraflı yüklemeye göre sağ taraftan yükleme deneyinde istatistiksel olarak anlamlı derecede azalırken çalışan taraftaki kanin

bölgesinde gerilme değerleri istatistiksel olarak ileri derecede anlamlı artış göstermiştir (Tablo 10–12).

Solda Silikon / Sağda Silikon:

Her iki mylohyoid kenardan çalışan tarafta oldukları yükleme şeklinde elde edilen gerilme değerleri denge tarafında olduklarında elde edilen değerlere göre istatistiksel olarak ileri derecede anlamlı artış göstermiştir. Semfiz bölgesinde de iki yükleme şekli arasında gerilme değerleri istatistiksel olarak ileri derecede anlamlı farklılık göstermiştir. Yanak cebi bölgesinden çalışan tarafta olduğunda elde edilen gerilme değerleri denge tarafında olduğunda elde edilen değerlere göre orta derecede anlamlı artış göstermiştir (Tablo 10–12).

4.5. FARKLI KAİDE PLAKLARI İLE YAPILAN AZAMİ TÜBERKÜL FOSSA İLİŞKİSİ KONUMUNDA YÜKLEME DENEYLERİNDE ÖLÇÜM NOKTALARINDAN ELDE EDİLEN GERİLME DEĞERLERİNİN ANALİZİ

Farklı kaide plakları ile azami tüberkül fossa ilişkisi konumunda yapılan deneylerde sağ mylohyoid kenar ve kanin bölgelerinin gerilme değerlerinde istatistiksel olarak orta derecede, diğer ölçüm noktalarında ise ileri derecede anlamlı farklılıklar görülmüştür. Metal döküm ile desteklenmiş alt tam protez grubu dışında ölçüm noktalarında gerilme değerlerinde meydana gelen değişiklikler gerilme değerlerinin büyüklüklerine göre

sıralanışını değiştirmemiştir. En yüksek değerler retromolar kabartı ve semfiz bölgelerinde sonra sırası ile sağ mylohyoid kenarda, kanin bölgesinde, yanak cebinde ve sol mylohyoid kenarda görülmüştür. Metal destekli alt tam protez deneyinde ise sol mylohyoid kenar değerleri yanak cebi değerlerinden yüksektir (Tablo 13).

Tablo 13. Azami tüberkül fossa ilişkisi konumunda farklı kaide plakları ile ölçüm noktalarından elde edilen gerilme değerleri, standart sapmaları ve Kruskal Wallis testi anlamlılık dereceleri.

Boş Ağız	Akrilik	Metal+Akrilik	Y. Astar+Akrilik	Y.Astar+Metal+Akrilik	KW	p
MKR-VM	1,300±0,034	1,387±0,085	1,439±0,085	1,342±0,064	13,14	<0,01
S-VM	2,014±0,263	2,218±0,250	1,581±0,085	1,798±0,028	28,18	<0,0001
YC-VM	0,455±0,092	0,580±0,080	0,517±0,047	0,649±0,105	19,53	<0,001
RK-VM	3,261±0,222	2,616±0,290	2,674±0,221	2,795±0,087	20,47	<0,0001
K-VM	1,143±0,148	1,238±0,044	1,075±0,028	1,176±0,088	12,86	<0,01
MKL-VM	0,348±0,058	0,743±0,090	0,571±0,049	0,835±0,016	30,16	<0,0001

Ölçüm noktalarından farklı kaide plakları ile elde edilen gerilme değerleri Dunn's çoklu karşılaştırma testi ile analiz edilmiştir (Tablo 14).

Tablo 14. Azami tüberkül fossa ilişkisi konumunda ölçüm noktalarından farklı kaide plakları ile elde edilen gerilme değerlerinin Dunn's çoklu karşılaştırma testi ile karşılaştırılması.

Dunn's Multiple Comparison Test	MKR-VM	S-VM	YC-VM	RK-VM	K-VM	MKL-VM
Akrilik / Metal+Akrilik	P > 0.05	P > 0.05	P < 0.05	P < 0.001	P > 0.05	P < 0.001
Akrilik / Y. Astar+Akrilik	P < 0.01	P < 0.001	P > 0.05	P < 0.01	P > 0.05	P > 0.05
Akrilik / Y.Astar+Metal+A	P > 0.05	P > 0.05	P < 0.001	P < 0.01	P > 0.05	P < 0.001
Metal+Akrilik / Y. Astar+Akrilik	P > 0.05	P < 0.001	P > 0.05	P > 0.05	P < 0.01	P > 0.05
Metal+Akrilik / Y.Astar+Metal+A	P > 0.05	P < 0.05	P > 0.05	P > 0.05	P > 0.05	P > 0.05
Y. Astar+Akrilik/ Y.Astar+Metal+A	P > 0.05	P > 0.05	P < 0.05	P > 0.05	P > 0.05	P < 0.05

Akrilik / Metal + Akrilik:

Metal ile desteklenmiş alt tam protez azami tüberkül fossa ilişkisi konumunda yükleme yapıldığında elde edilen gerilme değerleri retromolar kabartı bölgesi dışında akrilik alt tam proteze göre yükselme göstermiştir. Gerilme değerleri arasındaki farklar yanak cebi bölgesinde istatistiksel olarak orta derecede, retromolar kabartı ve sol mylohyoid kenarda ise ileri derecede anlamlıdır.

Akrilik / Y. Astar+Akrilik:

Yumuşak astar maddesi ile astarlanmış alt tam protez azami tüberkül fossa ilişkisi konumunda yüklendiği zaman her iki mylohyoid kenar ve yanak cebi bölgesinden elde edilen gerilme değerleri akrilik kaideli alt tam protezden elde edilen değerlere göre yükselmiş, semfiz, retromolar kabartı ve kanin bölgelerinde ise düşmüştür (Tablo 13). Retromolar kabartı ve sağ mylohyoid kenar bölgelerinde gerilme değerlerindeki değişim istatistiksel olarak orta derecede anlamlı, semfiz bölgesinde ise ileri derecede anlamlıdır (Tablo 14).

Akrilik / Y.Astar+Metal+Akrilik:

Akrilik alt tam protez ile yumuşak astar maddesi uygulanmış metal destekli alt tam protez deneylerinin gerilme değerleri, akrilik alt tam protezle yumuşak astar maddesi uygulanmış alt tam protez deneyleri ile aynı yönde değişim göstermiştir (Tablo 13). Yanak cebi ve sol mylohyoid kenar bölgelerinden elde edilen değerleri istatistiksel

olarak ileri derecede anlamlı farklılıklar gösterirken retromolar kabartı bölgesinde gerilme değerleri orta derecede anlamlı farklılık göstermiştir (Tablo 14).

Metal+Akrilik / Y. Astar+Akrilik:

Semfiz bölgesinden elde edilen gerilme değerleri metal destekli akrilik alt tam protez deneyine göre yumuşak astar uygulanmış alt tam protezde istatistiksel olarak ileri derecede anlamlı azalma göstermiştir. Kanin bölgesinde ise gerilme değerlerinde orta derecede anlamlı azalma görülmüştür.

Metal+Akrilik / Y.Astar+Metal+Akrilik:

Yumuşak astar maddesi uygulanmış metal destekli alt tam protez deneyinde yanak cebi, sol mylohyoid kenar ve retromolar kabartı bölgelerinde elde edilen değerler metal destekli alt tam protez deneyinden elde edilen değerlere göre artış gösterirken diğer ölçüm noktalarında ise gerilme değerlerinde azalma görülmüştür. İstatistiksel olarak sadece semfiz bölgesinde gerilme değerleri ileri derecede anlamlı azalma göstermiştir.

Y. Astar+Akrilik / Y.Astar+Metal+Akrilik:

Yumuşak astarlı protez ile yapılan deneyde gerilme değerleri sağ mylohyoid kenar bölgesinde azalırken diğer ölçüm noktalarında artış göstermiştir. İstatistiksel olarak yanak cebi ve sol mylohyoid kenar bölgelerinden elde edilen gerilme değerleri yumuşak

astar maddesi uygulanmış metal destekli protezle yapılan deneyde anlamlı derecede yüksektir.

4.6. FARKLI KAİDE PLAKLARI İLE İKİ TARAFTA DA BESİN MADDESİNİ TEMSİL EDEN SİLİKON PARÇALAR VARKEN YAPILAN YÜKLEME DENEYLERİNDE ÖLÇÜM NOKTALARINDAN ELDE EDİLEN GERİLME DEĞERLERİNİN ANALİZİ

Farklı kaide plaklı protezlerle her iki tarafta besin maddesini temsil eden silikon parçalar varken yapılan yükleme deneylerinde retromolar kabartı bölgesinde gerilme değerleri istatistiksel olarak anlamlı şekilde değişmemiştir. Sağ mylohyoid kenar bölgesine ait değerler arasında istatistiksel olarak anlamlı farklar vardır. Diğer ölçüm noktalarında ise farklı kaide plakları ile yapılan deneylerde gerilme değerleri istatistiksel olarak ileri derecede anlamlı farklılıklar göstermiştir (Tablo 15).

Tablo 15. Her iki tarafta besin maddesini temsil eden silikon parçalar varken yapılan yükleme deneylerinde farklı kaide plakları ile ölçüm noktalarından elde edilen gerilme değerleri, standart sapmaları ve Kruskal Wallis testi anlamlılık dereceleri.

İki Tarafta Silikon	Akrilik	Metal+ Akrilik	Y. Astar+ Akrilik	Y.Astar+ Metal	KW	p
MKR-VM	1,443±0,078	1,665±0,197	1,668±0,156	1,449±0,140	8,94	<0,05
S-VM	1,729±0,571	2,997±0,249	1,751±0,210	1,965±0,220	20,79	<0,0001
YC-VM	0,363±0,034	0,375±0,033	0,192±0,048	0,291±0,046	26,27	<0,0001
RK-VM	2,625±0,087	2,935±0,268	2,700±0,308	2,872±0,392	7,10	>0,05
K-VM	0,928±0,021	1,943±0,052	1,066±0,024	1,218±0,040	32,93	<0,0001
MKL-VM	0,360±0,047	0,531±0,050	0,295±0,044	0,496±0,057	27,50	<0,0001

Ölçüm noktalarından farklı kaide plakları ile elde edilen gerilme değerleri Dunn's çoklu karşılaştırma testi ile analiz edilmiştir (Tablo 16).

Tablo 16. Her iki tarafta besin maddesini temsil eden silikon parçalar varken yapılan yükleme deneylerinde ölçüm noktalarından farklı kaide plakları ile elde edilen gerilme değerlerinin Dunn's çoklu karşılaştırma testi ile karşılaştırılması.

Dunn's Multiple Comparison Test	MKR-VM	S-VM	YC-VM	RK-VM	K-VM	MKL-VM
Akrilik / Metal+Akrilik	P > 0.05	P < 0.001	P > 0.05		P < 0.001	P < 0.01
Akrilik / Y. Astar+Akrilik	P < 0.05	P > 0.05	P < 0.001		P > 0.05	P > 0.05
Akrilik / Y. Astar+Metal+Akrilik	P > 0.05	P > 0.05	P > 0.05		P < 0.01	P > 0.05
Metal+Akrilik / Y. Astar+Akrilik	P > 0.05	P < 0.01	P < 0.001		P < 0.01	P < 0.001
Metal+Akrilik / Y. Astar+Metal+Akrilik	P > 0.05	P > 0.05	P > 0.05		P > 0.05	P > 0.05
Y. Astar+Akrilik/ Y. Astar+Metal+Akrilik	P > 0.05	P > 0.05	P > 0.05		P > 0.05	P < 0.01

Akrilik / Metal+Akrilik:

Akrilik kaideli protezle yapılan çift taraflı yükleme deneyinde semfiz ve kanin bölgesinden elde edilen gerilme değerleri metal destekli akrilik protezle yapılan deneylerde istatistiksel olarak ileri derecede anlamlı, sol mylohyoid kenar bölgesinde ise orta derecede anlamlı şekilde artmıştır (Tablo 15–16).

Akrilik / Y. Astar+Akrilik:

Yumuşak astar maddesi uygulanmış protez her iki tarafta besin maddesini temsil eden silikon parçalar varken yüklendiğinde yanak cebi bölgesinden elde edilen gerilme değerleri akrilik protez aynı şekilde yüklendiğinde elde edilen değerlere göre

istatistiksel olarak ileri derecede anlamlı şekilde sağ mylohyoid kenar bölgesi değerleri de anlamlı derecede yükselmiştir (Tablo 15–16).

Akrilik / Y.Astar+Metal+Akrilik:

Yumuşak astar maddesi uygulanmış metal destekli protezin iki taraftan yüklendiği deneyde kanin bölgesindeki gerilme değerleri akrilik kaideli protez ile yapılan deneyin değerlerine göre orta derecede anlamlı artış göstermiştir (Tablo 15–16).

Metal+Akrilik / Y. Astar+Akrilik:

Metal destekli akrilik protezin iki taraftan yüklendiği deneyde kanin ve semfiz bölgelerinden elde edilen gerilme değerleri yumuşak astar uygulanmış protez ile yapılan deneyden elde edilen değerlere göre istatistiksel olarak orta derecede anlamlı, yanak cebi ve sol mylohyoid kenar bölgelerinde ise ileri derecede anlamlı şekilde yüksektir (Tablo 15–16).

Metal+Akrilik / Y. Astar+Metal+Akrilik:

Bu iki protezin iki taraflı yükleme deneyi bulguları istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar göstermemiştir (Tablo 16).

Y. Astar +Akrilik / Y. Astar+Metal+Akrilik:

Yumuşak astar maddesi uygulanmış akrilik protez ile yumuşak astar maddesi uygulanmış metal destekli akrilik alt tam protezin iki taraflı yükleme deneyleri arasında sadece sol mylohyoid kenardan elde edilen gerilme değerleri istatistiksel olarak orta derecede anlamlı şekilde değişmiştir (Tablo 15–16).

4.7. FARKLI KAİDE PLAKLARI İLE TEK TARATA BESİN MADDESİNİ TEMSİL EDEN SİLİKON PARÇA VARKEN YAPILAN YÜKLEME DENEYLERİNDE ÖLÇÜM NOKTALARINDAN ELDE EDİLEN GERİLME DEĞERLERİNİN ANALİZİ

Solda veya sağda besin maddesini temsil eden silikon parça varken farklı kaide plakları ile yapılan yükleme deneyleri arasında çalışan taraftaki mylohyoid kenar bölgelerinden elde edilen gerilme değerleri istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar göstermemiştir. Denge tarafında olduklarında ise sol mylohyoid kenardan elde edilen gerilme değerleri istatistiksel olarak anlamlı, sağ mylohyoid kenardan elde edilen değerler ise orta derecede anlamlı farklılıklar göstermiştir. Semfiz bölgesinden farklı kaide plakları ile yapılan deneylerde elde edilen gerilme değerleri iki yükleme şeklinde de istatistiksel olarak ileri derecede anlamlı farklılıklar göstermiştir. Yanak cebi bölgesi çalışan tarafta olduğunda gerilme değerleri farklı kaide plakları için istatistiksel olarak ileri derecede anlamlı şekilde değişirken denge tarafında olduğu zaman orta derecede anlamlı

farklılıklar göstermiştir. Retromolar kabartı bölgesinden çalışan tarafta olduğunda farklı kaide plakları için elde edilen değerler arasındaki fark istatistiksel olarak ileri derecede anlamlı iken denge tarafında olduğu zaman gerilme değerleri arasındaki farklar istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Kanin bölgesinden farklı kaide plakları ile elde edilen değerler ise iki yükleme şekli için de istatistiksel olarak ileri derecede anlamlı bulunmuştur (tablo 17–19).

Tablo 17. Sol tarafta besin maddesini temsil eden silikon parçalar varken yapılan yükleme deneylerinde farklı kaide plakları ile ölçüm noktalarından elde edilen gerilme değerleri, standart sapmaları ve Kruskal Wallis testi anlamlılık dereceleri.

Solda Silikon	Akrilik	Metal+ Akrilik	Y. Astar+ Akrilik	Y. Astar+ Metal	KW	p
MKR-VM	0,975±0,100	1,358±0,219	1,096±0,115	1,125±0,090	13,60	<0,01
S-VM	2,117±0,152	3,204±0,385	2,299±0,264	2,248±0,247	22,86	<0,0001
YC-VM	0,840±0,036	1,009±0,114	0,704±0,085	0,875±0,138	19,69	<0,001
RK-VM	2,834±0,270	3,407±0,355	3,107±0,361	3,123±0,417	9,70	<0,05
K-VM	1,053±0,072	1,296±0,111	1,060±0,060	1,081±0,044	17,60	<0,001
MKL-VM	0,973±0,033	0,936±0,091	0,984±0,047	1,009±0,101	4,36	>0,05

Tablo 18. Sağ tarafta besin maddesini temsil eden silikon parçalar varken yapılan yükleme deneylerinde farklı kaide plakları ile ölçüm noktalarından elde edilen gerilme değerleri, standart sapmaları ve Kruskal Wallis testi anlamlılık dereceleri.

Sağda Silikon	Akrilik	Metal+ Akrilik	Y. Astar+ Akrilik	Y. Astar+ Metal	KW	p
MKR-VM	1,826±0,031	1,883±0,314	1,995±0,228	1,852±0,163	5,23	>0,05
S-VM	1,143±0,109	2,338±0,113	1,631±0,064	1,581±0,112	29,34	<0,0001
YC-VM	0,371±0,034	0,359±0,046	0,288±0,042	0,377±0,048	13,55	<0,01
RK-VM	2,528±0,070	2,990±0,136	2,789±0,136	2,748±0,202	20,24	<0,001
K-VM	0,848±0,094	1,351±0,055	0,982±0,045	1,018±0,027	28,32	<0,0001
MKL-VM	0,231±0,031	0,207±0,016	0,182±0,045	0,193±0,020	8,68	<0,05

Tablo 19. Sol tarafta besin maddesini temsil eden silikon parçalar varken yapılan yükleme deneylerinde ölçüm noktalarından farklı kaide plakları ile elde edilen gerilme değerlerinin Dunn's çoklu karşılaştırma testi ile karşılaştırılması.

Dunn's Multiple Comparison Test - sol	MKR-VM	S-VM	YC-VM	RK-VM	K-VM	MKL-VM
Akrilik / Metal+Akrilik	P < 0.01	P < 0.001	P > 0.05	P < 0.05	P < 0.001	
Akrilik / Y. Astar +Akrilik	P > 0.05	P > 0.05	P > 0.05	P > 0.05	P > 0.05	
Akrilik / Y.Astar +Metal+Akrilik	P > 0.05	P > 0.05	P > 0.05	P > 0.05	P > 0.05	
Metal+Akrilik / Y. Astar+Akrilik	P > 0.05	P < 0.05	P < 0.001	P > 0.05	P < 0.01	
Metal+Akrilik/ Y.Astar+Metal+Akrilik	P > 0.05	P < 0.01	P > 0.05	P > 0.05	P < 0.05	
Y.Astar+Akrilik/ Y.Astar+Metal+Akrilik	P > 0.05	P > 0.05	P > 0.05	P > 0.05	P > 0.05	

Tablo 20. Sağ tarafta besin maddesini temsil eden silikon parçalar varken yapılan yükleme deneylerinde ölçüm noktalarından farklı kaide plakları ile elde edilen gerilme değerlerinin Dunn's çoklu karşılaştırma testi ile karşılaştırılması.

Dunn's Multiple Comparison Test - sağ	MKR-VM	S-VM	YC-VM	RK-VM	K-VM	MKL-VM
Akrilik / Metal+Akrilik		P < 0.001	P > 0.05	P < 0.001	P < 0.001	P > 0.05
Akrilik / Y. Astar +Akrilik		P < 0.05	P < 0.05	P > 0.05	P > 0.05	P < 0.05
Akrilik / Y.Astar +Metal+Akrilik		P < 0.05	P > 0.05	P > 0.05	P < 0.05	P > 0.05
Metal+Akrilik / Y. Astar+Akrilik		P < 0.05	P > 0.05	P > 0.05	P < 0.01	P > 0.05
Metal+Akrilik/ Y.Astar+Metal+Akrilik		P < 0.05	P > 0.05	P > 0.05	P > 0.05	P > 0.05
Y.Astar+Akrilik/ Y.Astar+Metal+Akrilik		P > 0.05	P < 0.01	P > 0.05	P > 0.05	P > 0.05

Tablo 20.

Akrilik / Metal+Akrilik:

Semfiz bölgesinden metal destekli akrilik protezle yapılan tek taraflı yüklemelerde elde edilen gerilme değerleri akrilik protezle yapılan yüklemelerde elde edilen değerlere göre istatistiksel olarak ileri derecede anlamlı şekilde yüksektir. Sağ mylohyoid kenar denge tarafında olduğuna farklı kaide plakları ile elde edilen gerilme değerleri metal destekli protez deneyinde istatistiksel olarak orta derecede anlamlı şekilde yüksektir. Retromolar kabartı bölgesinden hem çalışan tarafta hem de denge tarafında olduğunda elde edilen gerilme değerleri metal destekli protez deneyinde yüksektir. Gerilme değerleri arasındaki farklar retomolar kabartı çalışan tarafta olduğunda istatistiksel olarak ileri derecede anlamlı, denge tarafında olduğunda ise orta derecede anlamlı bulunmuştur. Kanin bölgesinden elde edilen değerlerde metal destekli akrilik protez ile yapılan deneylerde hem çalışan tarafta hem de denge tarafında istatistiksel olarak ileri derecede anlamlı şekilde yüksektir.

Akrilik / Y. Astar+Akrilik:

Akrilik kaideli ve yumuşak astar maddesi uygulanmış akrilik kaideli protezlerin tek taraflı yükleme deneylerinde semfiz bölgesinden elde edilen gerilme değerleri yükleme sağ taraftan yapıldığında istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksektir. Sol mylohyoid kenar ve yanak cebi bölgelerinden elde edilen değerlerde yumuşak astarlı akrilik protezle yapılan deneylerde anlamlı derecede düşüktür.

Akrilik / Y.Astar+Metal+Akrilik:

Yumuşak astar maddesi uygulanmış akrilik kaideli protez ile sağ tarafta besin maddesini taklit eden silikon parça varken yapılan yüklemelerde semfiz bölgesindeki ve çalışan tarafta olan kanin bölgesindeki gerilme değerleri akrilik protez ile yapılan yükleme deneyinde elde edilen değerlere göre anlamlı derecede yüksektir.

Metal+Akrilik / Y. Astar+Akrilik:

Metal destekli akrilik kaideli protezle yapılan tek taraflı yüklemelerde semfiz bölgesinden elde edilen gerilme değerleri yumuşak astar maddesi uygulanmış akrilik kaideli protez ile yapılan yüklemelerde elde edilen değerlere göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksektir. Yanak cebinden çalışan tarafta olduğunda elde edilen gerilme değerleri de akrilik kaideli protez deneyinde istatistiksel olarak ileri derecede anlamlı şekilde yüksektir. Kanin bölgesinden elde edilen gerilme değerleri de yumuşak astar uygulanmış akrilik protez deneyinde istatistiksel olarak orta derecede anlamlı şekilde düşüktür.

Metal+Akrilik / Y.Astar+Metal+Akrilik:

Yumuşak astar maddesi uygulanmış metal destekli protez sağ taraftan yüklendiğinde semfiz bölgesinden elde edilen değerler metal destekli akrilik protez ile yapılan yüklemede elde edilen değerlere göre istatistiksel olarak anlamlı derecede, sol taraftan yapılan yüklemede elde edilen değerlere göre ise orta derecede anlamlı şekilde düşüktür.

Y.Astar+Akrilik / Y.Astar+Metal+Akrilik:

Yanak cebi bölgesinde yumuşak astar maddesi uygulanmış akrilik protez sağ taraftan yüklendiğinde elde edilen gerilme değerleri metal destekli yumuşak astar maddesi uygulanmış protezden elde edilen değerlere göre düşüktür. Gerilme değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak orta derecede anlamlı bulunmuştur.



5. TARTIŞMA

İleri derecede rezorbe olmuş, fonksiyonel çiğneme kuvvetleri altında dahi kronik ağrı ve mukoza irritasyonları olan ve bu nedenlerle tam protezlerini kullanamayan hastalar için yumuşak astar maddelerinin dışında protetik bir çözüm henüz önerilmemiştir. Literatürde hastaların yumuşak astar maddeleri ile astarlanmış protezleri geleneksel akrilik kaideli protezlere tercih ettiklerini bildiren çalışmalar vardır(65).

Destek kemik dokusuna ait pek çok araştırma kemiğin maruz kaldığı kuvvetlerin şiddeti, yönü, sıklığı ve süresi gibi mekanik faktörlerin, hatta tek başına protez kullanmanın kemiğin rezorpsiyonu ile ilgili olduğundan bahsetmiştir. (9, 24, 39, 48, 50, 74, 75, 86, 89, 98, 109,116, 121, 148)

Yumuşak astar maddelerinin seçiminde rehber olabilecek, destek dokularda oluşan gerilmelere etkilerini değerlendirebilecek standart bir test metodu olmadığı gibi destek dokularda kantitatif ölçümler yapılabilen bir yöntem de henüz geliştirilememiştir.

Bu çalışmada yumuşak astarlı, metal destekli ve hem yumuşak astarlı hem de metal destekli alt tam protez altında farklı yükleme şekillerinde kemik dokusunda oluşan gerilmeler bir fiziksel deney modeli oluşturularak strain gauge gerilme analizi yöntemi ile incelenmiştir. Bu çalışma ile destek kemik dokusunda ilgili değişkenlere bağlı olarak gerilme yığılmalarında meydana gelen değişikliklerin incelenmesi ile klinik olarak kronik ağrı ve ülserasyonlar nedeni ile protezlerini kullanamayan hastalar için tedavi modellerini geliştirmek amaçlanmıştır.

Literatürde farklı yöntemlerle yapılmış gerilme analizi çalışmaları vardır.

Asundi ve Kishen(8) tek köklü dişlerin kök yüzeylerindeki ve çevreleyen alveoler kemikteki gerilme dağılımlarına, hem hasta ağzında strain-gauge tekniği kullanarak hem de fotoelastik yöntemle incelemişlerdir. Strain gauge tekniğinin ağız içinde

uygulanmasının zorluğuna işaret etmişler ve daha kalitatif veriler elde etmek için rozet gaugeler kullanılması gerektiğini söylemişlerdir.

Balathoğlu(14) strain gauge yöntemi ile desteklediği üç boyutlu sonlu elemanlar çalışmasında akrilik kaideli ve yumuşak astar maddesi uygulanmış protezlerde ve destek dokularda meydana gelen gerilme dağılımlarını incelemiştir. Yumuşak astar maddesi uygulanmış protezde azılar bölgesindeki kemik dokusunda gerilme değerlerini yükselttiğini ancak yumuşak dokuda gerilme değerlerinin azaldığını bildirmiştir. Ayrıca yumuşak astarlı protezin lingualinde orta hat hizasında gerilme değerlerinin akrilik proteze göre %15 oranında fazla olduğuna işaret etmiştir. Sonlu elemanlar modelini kalibre etmek için kullandığı fiziksel deney modelinde kullandığı kuru alt çene kemiğini kemik alçısı ile zemine sabitlemiş ve dikey sabit yük uygulamıştır. Bu şekilde hazırlanan modelde kemiğin şekil değiştirme yeteneği oldukça kısıtlanmıştır. Biz çalışmamızda alt çene kemiğinin mekanikğine uygun olarak yük altındaki hareketini eklem bölgelerinde ve antero-superior yönde bir kuvvet vektörü oluşturacak şekilde sınırladık.

Brosh ve ark.(18) düz ve açılı abutment kullanımının kemik implant arayüzündeki gerilme dağılımına etkilerini strain-gauge ve fotoelastik yöntem ile incelemiştir.

Strain-gauge metodunun klinik durumu taklit etme yeteneğinin hassas olduğuna ve fotoelastik yöntemin tamamlayıcı bir yöntem olduğuna işaret etmişlerdir.

Çehreli ve ark.(22) da strain gauge ve fotoelastik yöntemleri kullanarak farklı implant abutment bağlantı şekillerinin destek dokuda oluşturduğu gerilme ve birim uzama şekillerini karşılaştırmışlardır.

Heckmann ve ark (37,38) strain gauge yöntemi kullanarak hazırladıkları fiziksel deney modelini hasta ağzından elde ettikleri verilerle karşılaştırmışlardır. Deney modelinin

%10–20 oranında hata ile ağız ortamını taklit ettiklerini bildirmişlerdir. Hazırladıkları model ile farklı hassas tutucu tiplerinin destek dokuya ilettikleri yükleri karşılaştırmışlardır ve rijit bağlantıların destek dokuya daha az yük ilettiğini bildirmişlerdir.

Hosoi ve ark. (42) basınç transduserleri elektromiyografi kullanarak destek dokudaki basınç dağılımını ve oklüzal aşındırma ile ilişkilerini incelemişlerdir. Oklüzal aşındırma yapıldıktan sonra masseter aktivitesinin arttığını ve destek dokudaki basınçların eşitlendiğini bildirmişlerdir. Hasta ağızında yaptıkları bu çalışma inceledikleri parametre için değerli veriler sağlamışsa da bu yöntemle destek dokudaki gerilmenin dağılımı hakkında sınırlı bilgi edinilebilmektedir.

Kawano ve ark. (51) 2 boyutlu viskoelastik sonlu elmanlar analizi ile protez altındaki destek dokulardaki gerilme dağılımına yumuşak astar maddelerinin etkilerini incelemişlerdir. Akrilik kaideli modelde en yüksek gerilmeler mylohyoid kenarda bulunmuştur. Yumuşak astar maddelerinin gerilme dağılımını daha homojen hale getirdiklerini göstermişlerdir. Ayrıca astar maddesinin şeklinin gerilme dağılımını etkilediğini bildirmişlerdir. Biz çalışmamızda yumuşak astar maddelerinin kullanımı ile ölçüm noktaları arasında en yüksek değerlerin okunduğu bölgelerde gerilmelerin azaldığını ve küçük değerlerin okunduğu ölçüm noktalarında ise gerilme değerlerinin yükseldiğini gördük. Bu durum yumuşak astar maddelerinin gerilmeleri daha homojen dağıttığı fikrini desteklemektedir.

Brown (19), yumuşak astar maddeleri ile akrilik kaide maddelerinin gerilme-birim uzama tablolarından yola çıkarak yumuşak astar maddelerinin dokular tarafından karşılanması gereken gerilmelerin bir kısmını absorbe ettiklerini bildirmiştir.

Kawano ve ark. (54), alt tam protezin destek dokularındaki zamana bağılı gerilme dağılımını iki boyutlu sonlu elemanlar gerilme analizi metodu ile incelemişlerdir. Dört farklı sonlu elemanlar modeli hazırlamışlardır. İlk modelde akrilik protez yumuşak doku ve kemik, ikinci modelde ölçü yüzeyi ve protez kenarlarında yumuşak astar maddesi, üçüncü modelde, ölçü yüzeyinde protez kenarlarına ulaşmayan yumuşak astar maddesi ve son modelde de dişlerle akrilik kaide arasında yumuşak astar maddesi tanımlamışlardır. Her modele 50 N dikey yük uygulanmıştır. Yumuşak astar maddeleri her modelde 2 mm kalınlıkta uygulanmıştır. En yüksek gerilme değerleri mylohyoid kenardan elde edilmiştir. Yazarlar yumuşak astar maddesi uygulandığı zaman gerilme dağılımının daha homojen olduğunu ve en başarılı gerilme dağılımının ölçü yüzeyini örten ancak protez kenarlarını içine almayan yumuşak astar şeklinde olduğunu bildirmişlerdir. Biz çalışmamızda en yüksek gerilme değerlerini istikrarlı olarak retromolar kabartı ve semfiz bölgelerinde gözledik. Mylohyoid kenar aynı tarafın bukkal tarafına göre daha yüksek değerler verdiyse de iki mylohyoid kenar arasında gerilme değerleri bazı koşullarda anlamlı derecede farklılık göstermiştir. Kemik kütlelerinin asimetrik olması ve kemiğin anizotropik davranışı sonlu elemanlar modellerinde henüz taklit edilememektedir.

Yumuşak astar maddelerinin özelliklerinin elastik olmalarına bağlı olduğundan yola çıkan araştırmacılar sertlik, visko-elastisite çalışmaları ile malzemenin etkinliğini değerlendirmişlerdir.(17, 20, 26, 29, 52, 55, 77, 78, 88, 99, 105, 109, 110,118, 130, 133, 134, 136)

Kawano ve ark. (57), 6 farklı doku düzenleyici ile statik sünme ve basınç dağılımı testleri yaparak bu maddelerin basınç dağılımına etkilerini incelemişlerdir. Test düzeneği yükleme kısmında 5000 gr ağırlık ve ayarlanabilir bir platformdan, ölçme

kısımında ise bir load cell ve basınç transdüserinden hazırlanmıştır. 1,2 ve 3 mm kalınlığında test örnekleri hazırlamışlar ve 200 saniye boyunca 5000 gr yük uygulamışlardır. Basınç dağılımı dört basınç transdüseri ile ölçülmüştür. Doku düzenleyicilerin darbe emme özelliklerini değerlendirmek için deney tablasında doku düzenleyiciler yokken elde edilen basınç dağılımı karşılaştırma için kullanılmışlardır. Doku düzenleyiciler ile yapılan deneylerde dört ölçüm noktası arasındaki basınç değerleri arasındaki farkların daha küçük olduğunu ve doku düzenleyicilerin kalınlıkları artırıldığında ise basınç değerlerinin azaldığını bildirmişlerdir.

Plotnick (101), yumuşak astar maddelerinin kaide plağı içine tabaka halinde (sandviç etkisi) yerleştirilerek gerilme regülâtörü olarak kullanılabileceğini bildirmiştir. Ucunda ağırlık asılı olan bir sarkacın önüne sandviç şeklide iki akrilik tabakası arasında farklı kalınlıklarda astar maddesi ile hazırladığı örnekleri metal bir plaka ile bağlamış ve sarkacı sabit yüksekliklerden kayma tablası üzerine yerleştirdiği bir ağılığa çarpacak şekilde serbest bırakmıştır. Çarpmanın etkisi ile ağırlık yanında teğet duran metal disk kaydırmıştır. Diskin tabla üzerindeki kayma miktarını değerlendiren Plotnick yumuşak astar maddelerinin gerilme regülâtörü olarak kullanıldıklarında destek dokulara iletilen kuvvetleri 20 ile 60% arasında azalttıklarını, belirli sınırlar içinde astar maddesinin kalınlığını değiştirerek gerilme miktarının ayarlanabileceğini ve menteşe tipi gerilme kırıncıları gibi protezin destek dokularla olan ilişkisini değiştirmediğini bildirmiştir.

Sato ve ark. (110), yumuşak astar maddelerinin mekanik özelliklerine göre destek dokularda meydana gelen gerilme dağılımının değişimini iki boyutlu sonlu elmanlar modeli hazırlayarak değerlendirmişlerdir. Akrilik kaide maddesini 2, 3, 4 ve 5 mm, yumuşak astar maddesini 1 ve 2 mm, yumuşak dokuyu 1, 2, ve 3 mm ve kemik dokusunu da 0,5 mm lik değerlerin kombinasyonları halinde sonlu elemanlar modelinde

tanımlamışlardır. Kortikal kemik üzerinde o bölgede mukozanın incelmeye sebep olan 0,5 mm uzunluğunda bir kemik çıkıntısı modellemişlerdir. Yumuşak astar maddesinin Young's modulus değerini 1,25 – 2,5 – 5,0 – 10,0 – 30,0 ve 2650 MPa, mukozanınkini ise 1,25 – 2,5 ve 5,0 MPa arasında değiştirerek gerilme analizlerini yapmışlardır. Young's modulus'u büyük astar maddelerinde küçük olanlara göre gerilme yığılmalarını belirgin şekilde fazla bulmuşlardır. Literatürce desteklenen astar kalınlığının artması ile yumuşak astar maddesinin etkinliğinin de artması bu çalışmanın bulguları ile desteklenmemiştir. 1 mm ve 2 mm kalınlığındaki astar maddelerinin gerilme dağılımlarına etkileri neredeyse aynı olmuştur. 2 ve 3 mm kalınlığındaki mukozalarda yumuşak astar maddesinin Young's modulus'u gerilme oranlarına pek az etki etmiştir. Ancak 1 mm ince mukozada astar maddesinin Young's modulusunun küçük olması gerilme değerlerini azaltmıştır. Sert mukozada (Young's modulus 5,0 MPa) düşük Young's modulusu olan (1,25 MPa) astar maddeleri yüksek modulusu olanlara göre daha büyük gerilmelere sebep olmuşlardır. Yazarlar astar maddesinin Young's modulusunun mukozadan küçük olduğu durumlarda gerilme yığılmalarının beklenenin tersine mukozada yoğunlaştığını bildirmişlerdir. Ayrıca kalın mukozada (2, 3 mm) astar maddelerinin gerilmeleri dağıtma etkilerinin pek az olduğunu göz önünde bulundurarak mukozanın kalınlığını ve elastikliğini ölçmek için basit bir yöntem geliştirilmesi gerektiğine işaret etmişlerdir. Biz çalışmamızda Sato ve arkadaşlarının bulgularına dayanarak mukoza kalınlığını 1,2 mm olarak modelledik.

Tuncer ve Kutay (128), labil kretleri olan dört hastaya labil bölgelerinde silikon esaslı astar maddesi (Molloplast-B) olan, rijit bölgelerinde yumuşak astar maddesi olan ve geleneksel akrilik kaideli olmak üzere üçer adet üst tam protez hazırlamışlar ve kaide plağı altındaki basınç dağılımını basınç gösteren pat ile değerlendirmişlerdir. Sonu

olarak yumuşak astar maddesinin farklı bölgelere uygulanması ile labil kret bölgelerinde basıncın azaltılmadığını bildirmişlerdir.

Literatürde akrilik kaidenin metal ile desteklenmesine dair çalışmaların hepsi akrilik kaidenin güçlendirilmesine yönelik yapılmıştır(102,131). Metal iskelet ile protezin desteklenmesinin gerilme dağılımına etkilerine ilişkin bir çalışmaya yaptığımız literatür taramasında rastlanmamıştır. Bizim bulgularımıza göre akrilik kaidenin metal ile desteklenmesi ile gerilme değerleri bazı ölçüm noktalarında anlamlı olmak üzere artmaktadır.

Literatürde metal döküm ile yumuşak astar maddesinin birlikte kullanımına ait sadece bir yayına rastladık. **Massad (76)**, aşırı rezorbe alveol kreti olan hastalar için döküm metal ve yumuşak astar maddesi ile hazırladığı bir protez şekli önermiştir. l yüzeyine ve oklüzal tarafa bakan yüzlerinde tutucu unsurlar olan bir döküm kaide plağının ölçü yüzeyine yumuşak astar maddesi ve oklüzal tarafına akrilik reçine ve dişleri yerleştirmiştir. Klinik pratiğinde 22 hastaya uyguladığı protezin başarılı bir tedavi alternatifi olduğunu bildirmiştir. Ancak bu makale de destek dokulardaki gerilme dağılımı hakkında bir veri içermemektedir. Biz alışmamızda metal döküm ile desteklenmiş protez ile elde edilen gerilme değerlerinin akrilik kaideli protezle yumuşak astar maddesi uygulanmış protezden elde edilen değerler arasında olduğunu bulduk

Nishigawa ve ark. (92), iki boyutlu sonlu elemanlar gerilme analizi ile dişlerin bukkolingusal yöndeki pozisyonlarının kemik dokusundaki gerilmelere etkilerini incelemişlerdir. Alt ene modelinde yüklenen tarafta gerilmelerin kret tepesinde, denge tarafında ise alveol kemiğinin dil tarafında yoğunlaştığını bildirmişlerdir. Biz ise tek taraflı yüklemede çalışan tarafta gerilme değerlerinin yükseldiğini denge tarafında ise azaldığını bulduk. **Koolstra ve van Eijden (66)**, eneni açma ve kapama hareketinin

matematiksel bir modelini yapmışlardır. Çene hareketlerin çiğneme sisteminin kasları ile kontrol edildiğini ve ligamanlar, eklem yüzeyleri gibi pasif yapıların sınırlayıcı faktörler olduğuna işaret etmişlerdir. Literatürdeki sonlu elemanlar modellerinin çoğu bu faktörü dikkate almamaktadır. Nishigawa ve arkadaşlarının modelinde de yük masa gibi sabit duran bir yüzeye uygulanmıştır, bu nedenle verilerinin kalitesi Mc Neill'in ()de dediği gibi modeli ile sınırlıdır.

Kawasaki ve ark. (58), üç boyutlu solu elemanlar gerilme analizi yöntemi ile alt alveol kemiğinin şeklinin gerilme dağılımı ile ilişkisini ve alt tam protezin davranışını incelemişlerdir. Bunun için rezorpsiyon derecesi normal, mezialde fazla, distalde fazla ve aşırı rezorbe olmak üzere dört farklı alt çene modeli hazırlamışlar ve protezle doku arasına kontak tanımlamışlardır. Hazırladıkları modellerin bir taraflarını analiz etmişlerdir. Küçük azılar ve birinci büyük azının mezialli, ikinci küçük ve birinci büyük azı, birinci ve ikinci azılar olmak üzere üç farklı pozisyonda dikey 3 kgf yük uygulamışlar ve mukoza yüzeyindeki von Meases' gerilme değerlerini hesaplamışlardır. İleri derecede rezorbe alt çene modelinde alveol mukozasının arka dil tarafında azami sıkışma gerilmeleri oluşmuştur. Mezialden ve merkezi yükleme koşullarında kaninin lingulinde $5-6,67 (10^{-3} \text{ kgf mm}^{-2})$ arasında, yanak ve dil tarafında alveol kretinde $3,33-5 (10^{-3} \text{ kgf mm}^{-2})$ arasında gerilme dağılımı elde etmişlerdir. Distal yükleme koşulunda ise birinci azının dil tarafında $6,67-8,33 (10^{-3} \text{ kgf mm}^{-2})$ arasında, yanak cebinde alveol kavsının dil tarafında ve arka bölgede kret tepesinde $5-6,67 (10^{-3} \text{ kgf mm}^{-2})$ arasında gerilme dağılımı tespit etmişlerdir. Yazarlar ileri derecede rezorbe olmuş alveol kemiğinde yükleme pozisyonundan bağımsız olarak mukozada yüksek sıkışma gerilmeleri olduğunu bildirmişlerdir. Bizim çalışmamızda da rezorpsiyonun fazla olduğu tarafta gerilme değerleri daha yüksek bulunmuştur.

6.SONUÇ



- 1- Farklı kaide plaklarının hepsinde en yüksek eşdeğer gerilme değerleri retromolar kabartı ve semfiz bölgelerinde elde edilmiştir.
- 2- Yumuşak astar maddelerinin kullanımı ile ölçüm noktalarından elde edilen gerilme değerleri arasındaki farklar küçülmüştür. En yüksek eşdeğer gerilme değerleri düşmüş en küçük gerilme değerleri ise artmıştır. Yumuşak astar maddesi gerilme dağılımını daha homojen hale getirmiştir.
- 3- Metal döküm ile protezin desteklenmesi bütün ölçüm noktalarında eşdeğer gerilme değerlerini belirgin şekilde artırmıştır.
- 4- Yumuşak astar uygulanmış protezin metal döküm ile desteklenmesi gerilme değerlerini anlamlı şekilde yükseltmiştir ancak akrilik ve metal destekli akrilik kaideli protezlere göre yinede gerime dağılımı belirgin şekilde homojendir.
- 5- Azami tüberkül fossa ilişkisi konumunda elde edilen gerilme değerlere göre iki tarafta besin maddesini temsil eden silikon parçalar varken elde edilen değerler mylohyoid kenarlarda artmış diğer ölçüm noktalarında azalma göstermiştir.
- 6- Tek taraflı yüklemelerde çalışan taraftan elde edilen eşdeğer gerilme değerleri aynı ölçüm noktaları denge tarafında olduklarında elde edilen değerlere göre belirgin şekilde yüksektir.

7- ÖZET

Aşırı derecede rezorbe olmuş, ince ve atrofik mukozası olan hastalar için alt tam protezlerde yumuşak astar maddelerinin kullanımı ve kaide plaklarının güçlendirilmesi için metal döküm ile desteklenmesi önerilmektedir. Ancak destek kemik dokusunda farklı yükleme şekilleriyle, kaide plağına yumuşak astar maddesi ve metal döküm uygulanmasının gerilme dağılımına etkilerinin incelendiği bir çalışma henüz yayınlanmamıştır.

Bu çalışmanın amacı geleneksel akrilik, metal döküm ile desteklenmiş akrilik, yumuşak astar maddesi uygulanmış ve hem döküm metal ile desteklenmiş hem de yumuşak astar maddesi uygulanmış olmak üzere dört farklı kaide plağı ile ileri derecede rezorbe bir alt çene destek kemik dokusunda gerilme dağılımlarını incelemektir. Ayrıca farklı yükleme şekilleri altında gerilme yığılmalarının lokalizasyonlarını belirlemek ve eşdeğer gerilme değerlerini karşılaştırmaktır.

Kuru bir alt çene kemiği üzerine ince mukozayı temsil etmek üzere 1,2 mm kalınlığında polyvinylsioxane elastomer modellendi. Akrilik, yumuşak astarlı akrilik, metal destekli ve hem yumuşak astar maddesi uygulanmış hem de döküm metal ile desteklenmiş olmak üzere dört alt tam protez hazırlandı. Alçı model üzerinde bitirilen bir üst tam protezle alt çene kemiği yarı ayarlanabilir bir artikülatöre bağlandı. Alt çene kemiği artikülatörün rotasyon eksenine kondillerinden akrilik ile birleştirildi ve angulusa teğet bir teflon rampa üzerine oturtuldu. Böylece yükleme esnasında alt çene kemiğine etkiyen antero-superior yönde bir kuvvet vektörü oluşturulmuş oldu ve alt çene kemiğinin hareketleri doğal çiğneme sistemine benzer şekilde sınırlandırılmış oldu. 50 Newton yük altında her protez azami tüberkül fossa ilişkisi konumunda, iki tarafta besin maddesini temsil eden silikon parçalar varken ve tek tarafta silikon parça varken sağ taraftan ve sol

taraftan yüklendi. Kemik üzerinde strain gaugelerin yapıştırıldığı altı ölçüm noktasından elde edilen birim uzama değerlerinden eşdeğer gerilme değerleri hesaplandı. Gerilme değerlerinin kaide plaklarına göre ölçüm noktaları arasındaki dağılımları ve büyüklükleri karşılaştırıldı. Ayrıca dört farklı yükleme şekline göre gerilme yığılmalarının lokalizasyonları ve büyüklükleri incelendi.

Bulgular kaide plaklarına göre değerlendirildiğinde yumuşak astar maddesi uygulanmış protez ile en yüksek eşdeğer gerilme değerlerinin azaldığı ve gerilme dağılımının daha homojen hale geldiği görülmüştür. Kaidenin metal ile desteklenmesi gerilme değerlerini yükseltmiştir. Yumuşak astarlı ve metal destekli protezle elde edilen değerler yumuşak astarlı proteze göre daha kötü ancak akrilik ve metal destekli proteze göre daha başarılı gerilme dağılımı göstermiştir. Yükleme şekillerine göre azami tüberkül fossa ilişkisinde gerilme değerleri arasındaki farklar iki tarafta silikon parça varken elde edilen değerlere göre daha fazladır. Tek taraflı yükleme ile çalışan tarafta eşdeğer gerilme değerleri anlamlı şekilde yükselirken aynı ölçüm noktaları denge tarafında olduğunda değerler anlamlı şekilde azalmıştır.

Bu fiziksel deneyin kısıtlamaları dahilinde yumuşak astar maddelerinin kullanımı ile gerilme yığılmalarına bağlı olarak ortaya çıkan kronik ağrı ve protez irritasyonlarının azalabileceğini, ayrıca bilateral çiğneme ile destek kemik dokusundaki gerilmelerin daha homojen dağılmasına bağlı olarak ağrı şikayetlerinin azalacağını söyleyebiliriz.



8. SUMMARY

EVALUATION OF THE EFFECT OF RESILIENT LINERS AND CAST METAL REINFORCEMENT OF LOWER DENTURES ON STRESS DISTRIBUTION OVER THE MANDIBULAR BONE BY STRAIN GAUGE METHOD

Use of resilient liners for patients with severely resorbed ridges and atrophied mucosa and application of cast metal reinforcement to prevent denture fractures are advised. The effect of metal reinforcement and application of resilient liners on stress distribution in the supporting bone under different loading conditions have not been reported yet.

The aim of this study is to compare the distribution of stress under different load conditions between acrylic denture bases with resilient liner, metal reinforcement and both.

A polyvinylsiloxane elastomer of 1,2 mm thickness is modeled over a dry mandible to represent thin mucosa. Four lower complete dentures one acrylic based, one with resilient liner, one metal reinforced and one with both metal reinforcement and resilient liner are fabricated. The dry mandible and an upper denture constructed on dental stone is mounted on an average value articulator. The condyles of the mandible are connected to the hinge axis with acrylic resin and the body of the mandible is supported by a teflon plate tangent to the angulus. Thus a force vector effecting the mandible in the antero-superior direction simulating the effect of musculature of the chewing apparatus is established.

A vertical load of 50 N is applied to each denture in the intercuspal position, with silicons on both sides simulating bilateral chewing and unilaterally with silicone on one side for both right and left sides. Equivalent stress values are calculated for six

measuring points with measured strain values from strain gauges. Stress distribution is evaluated on the basis of different loading positions and different denture basis.

The denture with resilient liner showed the most uniform stress distribution and the denture with cast metal reinforcement exhibited highest values of stress in the supporting bone. The denture with both resilient liner and metal reinforcement distributed occlusal loads better than the acrylic and the metal reinforced dentures significantly. Among the two symmetric loading conditions loading with silicones on both sides demonstrated a better distribution of stresses. According to unilateral loading values of equivalent stresses the measuring points exhibited more intense stresses when loaded on the working side and the values decreased significantly when they were loaded on the balancing side.

Within the limitations of this study we can expect the resilient liners to decrease the incidence of chronic pain and mucosal irritations under complete dentures, besides bilateral chewing seems to help distribution of stresses indicating a relief of pain and trauma to the supporting structures.

9. KAYNAKLAR

1. Akça K, Çehreli M C, İplikçioğlu H. A comparison of three-dimensional finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on implants. 2002;15:115-121.
2. Akpınar İ, Demirel F, Parnas L, Şahin Saime. A comparison of stress and strain distribution characteristics of two different rigid implant designs for distal-extension fixed prosthesis. Quintessence Int 1996;27:11-17.
3. Akpınar İ, Anıl N, Parnas L. A natural tooth's stress distribution in occlusion with a dental implant. Journal of Oral Rehabilitation 2000;27:538-545.
4. Al-Athel M S, Jagger R B. Bond strength of resilient lining materials to various denture base resins. Int J Prosthodont 1996;9:167-170.
5. Al-Athel M S, Jagger R B. Effect of test method on the bond strength of a silicone resilient denture lining material. J Prosthet Dent 1996;76:535-540.
6. Amin W. M., Fletcher A. M., Ritchie G. M. The nature of interface between polymethyl methacrylate denture base materials and soft lining materials. Journal of Dentistry 1981; 9:vol.4:336-46.
7. Anıl N, Hekimoğlu C, Büyükbaş N, Ercan M. T. Microleakage study of various soft denture liners by autoradiography: Effect of accelerated aging. J Prosthet Dent 2000; 84:394-9
8. Asundi A , Kishen A. A strain gauge and photoelastic analysis of in vivo strain and in vitro stress distribution in human dental supporting structures. Archives of Oral Biology 45 (2000) 543-550
9. Atwood D A. Some clinical factors related to rate of resorption of residual ridges. J Prosthet Dent 1962:441-50. (Read before the American

Prosthodontic Society in Philadelphia, Pa. Reprinted with permission from J Prosthet Dent 1962;44:1-50. doi:10.1067/mpr.2001.117609)

10. Augereau D, Pierrisnard L, Renault P, Barquins M. Prosthetic restoration after coronoradicular resection: Mechanical behaviour of the distal tooth remaining and surrounding bone. J Prosthet Dent 1998;80:467-73
11. Ausiello P, Apicella A, Davidson C A. Effect of adhesive layer on stress distribution in composite restorations-a 3D finite element analysis. Dental Materials 2002;18:295-303
12. Aydın A. K, Terzioğlu H, Akınay A. E, Ulubayram K, Hasırcı N. Bond strength and failure analysis of lining materials to denture base resin. Dental Materials 1999; 15:211-8
13. Aydın C, Yaluğ S, Yılmaz C, Demirel E. metal destekli ve desteksiz porselen köprülerde fotoelastik yöntem ile kuvvet dağılımının incelenmesi. Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg 1995 Cilt:5 Sayı:2 Sayfa:62-64.
14. Balatlıoğlu A. akrilik kaideli ve yumuşak astarlı tam protezlerde ve destek dokularında gerilme dağılımlarının üç boyutlu sonlu elemanlar gerilme analizi ile incelenmesi. İ ü Dişhekimliği Fakültesinde sunulan doktora tezi İstanbul 2000.
15. Bates J F, Smith D C. Evaluation of indirect resilient liners for dentures. JADA 1965;70:344-353
16. Bird A A, Basker R. M, McCabe J.F. Long-term soft lining materials_ The relationship between prosthodontic opinion and compliance.
17. Braden M, Wright P. S. Water absorption and water solubility of soft lining materials for acrylic dentures. J Dent Research 1983;62(6):764-8

18. Brosh T, Pilo R, Sudai D. The influence of abutment angulation on strains and stresses along the implant/bone interface: Comparison between two experimental techniques J Prosthet Dent 1998;79:328-34.
19. Brown D. Resilient soft liners and tissue conditioners. Br Dent J 1988; 164:357
20. Canay Ş, Hersek N, Tülünoğlu I, Uzun G. Evaluation of color and hardness changes of soft lining materials in food colorant solutions. Journal of Oral Rehabilitation 1999; 26:821-29
21. Caputo A A, Standlee, P J. Biomechanics in clinical dentistry. Quintessence Publishing Co., Inc. 1987:13-24 Chicago, London, Berlin, Sao Paulo, Tokyo and Hong Kong
22. Cehreli M, Duyck J, De Cooman M, Puers R, Naert I. Implant design and interface force transfer. A photoelastic and strain-gauge analysis. Clin Oral Impl Res 2004;15:249-257.
23. Chabrier F, Lloyd C. H, Scrimgeour S. N. Measurement at low strain rates of the elastic properties of dental polymeric materials. Dental Materials 1998;15:33-8
24. Chris C. L. Wyatt. The effect of prosthodontic treatment on alveolar bone loss: A review of the literature. J Prosthet Dent 1998;80:362–6.
25. Craig R G, ed. Resrtorative dental materials. 8th edition St. Louis CV Mosby Co, 1989:541-544.
26. Craig R G, Gibbons P. Properties of resilient denture liners. JADA 1961;63:382-90.

27. Cruz M, Wassall T, Toledo E M, Barra L P da Silva, Lemonge A C de Castro. Three-dimensional finite element analysis of a cuneiform- geometry implant. *Int J of Maxillofac Implants* 2003;18:675-684.
28. DeVocht J W, Goel V K, Zeitler D L, Lew D. Experimental validation of a finite element model of the temporomandibular joint. *J Oral Maxillofac Surg* 2001;59:775-78
29. Dootz E. R, Koran A, Craig R. G. Physical property comparison of 11 soft denture lining materials as a function of accelerated aging. *J Prosthet Dent* 1993;64:114-9
30. El Ghazali, Glantz P O, Strandman E, Randow K. On the clinical deformation of maxillary complete dentures - Influence of denture base design and shape of denture bearing tissue. *Acta Odontol Scand* 1989;47:69-76
31. El-Hadary A, Drummond J. L. Comparative study of water sorption, solubility, and tensile bond strength of two soft lining materials. *J Prosthet Dent* 2000;83:356-61
32. Graham B. S., Jones D. W, Sutow E. J. Clinical implications of resilient denture lining material research. Part 1: Flexibility and elasticity. *J Prosthet Dent* 1989;62:421-8
33. Gross M D, Nissan J, Samuel R. Stress distribution around maxillary implants in anatomic photoelastic models of varying geometry. Part I. *J Prosthet Dent* 2001;85:442-449.
34. Gross M D, Nissan J. Stress distribution around maxillary implants in anatomic Photoelastic models of varying geometry. Part II. *J Prosthet Dent* 2001;85:450-454

35. Grunewald A H. Gold base lower dentures. J Prosthet Dent 1967;14:432-441
36. Hayakawa I, Kawae M, Tsuji Y, Masuhara E. Soft denture liner of fluoroethylene copolymer and its clinical evaluation. J Prosthet Dent 1984;51(3):310-3
37. Heckmann M S, Winter W, Meyer M, Weber H P, Wichmann MG, Overdenture attachment selection and the loading of implant and the denture bearing area. Part I: In vivo verification of stereographic model. Clin Oral Impl Res 2001;12:617-623
38. Heckmann M S, Winter W, Meyer M, Weber H P, Wichmann MG, Overdenture attachment selection and the loading of implant and the denture bearing area. Part II: A methodical study using five types of attachment. Clin Oral Impl Res 2001;12:640-647
39. Heersche J N M, Bellows C G, Ishida Y. The decrease in bone mass associated with aging and menopause. J Prosthet Dent 1998;79:14-16
40. Hekimoğlu C, Anıl N. The effect of accelerated aging on the mechanical properties of soft Denture lining materials. Journal of Oral Rehabilitation 1999;26:745-748
41. Hong-So Yang, Lisa A. Lang, David A. Felton. Finite element stress analysis on the effect of splinting in fixed partial dentures. J Prosthet Dent 1999;81:721-8.
42. Hosoi T, Ishikawa Y, Okajima T, Sagae T, Masuo R, Ohnuki M. An evaluation of denture function in complete denture wearers using the biting force

and pressure distribution measurement system. *Dentistry in Japan* Vol. 29 pp. 59
64, December, 1992

43. Igarashi Y, Ogata A, Kuroiwa A, Wang C H. Stress distribution and abutment tooth mobility of distal-extension removable partial dentures with different retainers: an in vivo study. *Journal of Oral Rehabilitation* 1999;26:111-116

44. Imai Y, Tamaki Y. Measurement of adsorption of salivary proteins onto soft denture lining materials. *J Prosthet Dent* 1999;82:348-51

45. Ishiagi S, Nakano T, Yamada S, Nakamura T, Takashima F. Biomechanical stress in bone surrounding an implant under simulated chewing. *Clin Oral Impl Res* 2003;14:97-102

46. Ishinabe S, Kobayashi K, Uchida H, Nagao M. Mucosal thickness of the denture foundation under occlusal force. *Dentistry in Japan* 1991;28:91-99

47. Itoh H, Caputo A A, Wylie R, Berg T. Effects of periodontal support and fixed splinting on load transfer by removable dentures. *J Prosthet Dent* 1998;79:465-471

48. Jahangiri L, Devlin H, Ting K, Nishimura I. Current perspectives in residual ridge remodeling and its clinical implications: A review. *J Prosthet Dent* 1998;80:224-237

49. Jepson N. F. A, McCabe J. F, Storer R. Age changes in the viscoelasticity of permanent soft lining materials. *J Dent* 1993;21:171-8

50. Judex s, boyd S, Qin Y X, Turner S, Ye K, Müller R, Rubin C. Adaptation of trabecular bone to low magnitude vibrations resuly in mere

uniform stress and Strain under load. *Annals of biomedical Engineering* 2003;31:12–20.

51. Kawano F, Asaoka K, Nagao K, Matsumoto N. Effect of viscoelastic deformation of soft tissue on stresses in the structures under complete denture. *Dental Materials Journal* 1990;9(1):70-79

52. Kawano F, Dootz E. R, Koran A, Craig R. G. Sorption and solubility of 12 soft denture liners. *J Prosthet Dent* 1994; 72:393-8

53. Kawano F, Kon M, Koran A, Matsumoto N. Shock-absorbing behavior of four processed soft denture liners. *J Prosthet Dent* 1994; 72:599-605

54. Kawano F., Koran III A., Asaoka K., Matsumoto N. Effect of soft denture liner on pressure distribution in supporting structures under a denture. *Int J Prosthodont* 1993,6:43-49

55. Kawano F, Nagao K, Hanawa T, Kon M, Asaoka K, Koran A, Matsumoto N. Shock Absorbing Behaviour of soft liners as influenced by accelerated aging. 1996 IADR Meeting San Francisco

56. Kawano F, Ohguri T, Koran III A, Matsumoto N, Ichikawa T. Influence of lining design of three processed soft denture liners on cushioning effect. *Journal of Oral Rehabilitation* 1999, 26; 962–968

57. Kawano F, Tada N, Nagao K, Matsumoto N. The influence of soft lining materials on pressure distribution. *J Prosthet Dent* 1991; 65:567-75.

58. Kawasaki T., Takayama T., Yamada D., Notani K. Relationship between the stress distribution and the shape of the alveolar residual ridge – three – dimensional behaviour of a lower complete denture. *Journal of Oral Rehabilitation* 2001, 28;950- 957.

59. Kazanji M. N. M, Watkinson A. C. Influence of thickness, boxing, and storage on the softness of resilient denture lining materials. *J Prosthet Dent* 1988; 59(6): 677-680
60. Kelsey C. C., Reid F. D., Coplowitz J. A. A method of measuring pressures against tissues supporting functioning complete dentures. *J Prosthet Dent* 1976; 35(4): 376-83
61. Kenney R, Richards M W.. Photoelastic stress patterns produced by implant-retained overdentures. *J Prosthet Dent* 1998;80:559- 64.
62. Khan Z, Martin J, Collard S. Adhesion characteristics of visible light-cured denture base material bonded to resilient lining materials. *J Prosthet Dent* 1989; 62:196-200.
63. Kiat-Amnuay S, Khan Z, Gettleman L. Overdenture retention of four resilient liners over an implant bar. *J Prosthet Dent* 1999;81:568-573.
64. Kiat-Amnuay S, Mekayarajjanannonth T, Cron C C, Khan Z, Gettleman L. Simplified methods for fabricating tissue-supported implant-retained, overdentures with retention from a resilient liner. *J Prosthet Dent* 1999;82:242-245.
65. Kimoto S, Kitamura B, Kodaira M, Yamamoto S, Ohno Y, Kawai Y, Kawara M, Kobayashi K. Randomized clinical trial on satisfaction with resilient dentur liners among edentulous patients. *Int J Prosthodont* 2004;17:236-240
66. Koolstra J H, van Eijden M G J. The jaw open-close movements predicted by biomechanical modelling. *J Biomechanics* 1997;30(9);943-950

67. Koran A, Craig G. Three-dimensional photoelastic stress analysis of maxillary and mandibular complete dentures. *Journal of Oral Rehabilitation* 1974;1:361-369
68. Kutay Ö. A silikon rubber spacer used to determine the optimum thickness for hard and resilient materials in complete dentures. *J Prosthet Dent* 1993;69:329-32.
69. Kutay Ö. Comparison of tensile and peel bond strengths of resilient liners. *J Prosthet Dent* 1994;71:525-31
70. Kutay Ö, Bilgin T, Sakar O, Beyli M. Tensile bond strength of a soft lining with acrylic denture base resins. *Eur J Prosthodont Rest Dent* 1994;2(3):123-126
71. Kutay Ö, Turfaner M. Yumuşak astar maddelerinin laboratuvar uygulamalarında başarı faktörleri ve protez kenarlarının hazırlanmasında yeni bir yöntem takdimi. *İ. Ü. Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 1992; 26(3): 150-5
72. Kydd W L, Daly C H, Nansen D. Variation in the response to mechanical stress of human soft tissues as related to age. *J Prosthet Dent* 1974;32(5):493-500
73. Lang B R. the use of gold in construction of mandibular denture bases. *J Prosthet Dent* 1974;32(4):398-404
74. Maeda Y, Wood W W. Finite element modelling of bone resorption beneath a complete denture. *J Dent Res* 1989;68(9):1370 -1373
75. Maruo Y, Sato T, Hara T, Shirai H. The effect of diabetes mellitus on histopathological changes in the tissues under denture base bearing masticatory pressure. *Journal of Oral Rehabilitation* 1999;26:345-355

76. Massad J J. A metal based denture with soft liner to accomodate the severely resorbed mandibular alveolar ridge. J Prosthet Dent 1987;57(6):707-711
77. May B, Saha S, Saltzman M. A three-dimensional model of temporomandibular joint loading. Clinical Biomechanics 2001;16:489-495
78. McCabe J. F, Basker R. M, Murata H, Wollwage P. G. F. The development of a simple test method to characterize the compliance and viscoelasticity of long-term soft lining materials. Eur. J Prosthodont. Rest. Dent. 1996;4(2):77-81
79. McCarthy J A, Moser J B. Mechanical properties of tissue conditioners. Part I: Theoretical considerations, behavioral characteristics and tensile properties. J Prosthet Dent 1978;40(1):89-97
80. McGarth C, Bedi R. Can dentures improve the quality of life of those who have experienced considerable tooth lost. Journal of dentistry 2001;29:243-246.
81. McNeill C. Science and practice of occlusion. 1997 :153-165 Quintessence Pubishing Co, Inc. 551 Kimberley Drive Carol Stream, IL 60188 ISBN 0-86715-304-0
82. Mericske-Stern R, Venetz E, Fahrlander F, Bürgin W. In vivo force measurements on maxillary implants supporting a fixed prosthesis or an overdenture: A pilot study. J Prosthet Dent 2000; 84:535-47
83. Michael C. G, Javid N. S, Colaizzi F. A, Gibbs H. Biting strength and chewing forces in complete denture wearers. J Prosthet Dent 1990; 63:549-53

84. Miura H, Watanabe S, Isogai E, Miura K. Comparison of maximum bite force and dentate status between healthy and frail elderly persons. *Journal of Oral Rehabilitation* 2001;28:592-595
85. Miyaura K., Morita M., Matsuka Y., A. Yamasita A. & Watanabe T. Rehabilitation of biting abilities in patients with different types of dental prostheses. *Journal of Oral Rehabilitation* 2000, 27; 1073–1076
86. Mori S., Sato T., Hara T., Shirai H., Maruo Y., Minagi S. The effect of diabetes mellitus on histopathological changes in the denture supporting tissues under continuous mechanical pressure in rat. *Journal of Oral Rehabilitation* 1999, 26;80-90.
87. Murata H, Haberham R. C, Hamada T, Taguchi N. Setting and stress relaxation behavior of resilient denture liners. *J Prosthet Dent* 1998; 80:714:22
88. Murata H, Taguchi N, Hamada T, McCabe J. F. Dynamic viscoelastic properties and age changes of long-term soft denture liners. *Biomaterials* 2000; 21:1421-27
89. Natali N. *Dental Biomechanics*. 2003:1-17 Taylor & Francis Inc. 11 New Fatter Lane, London EC4P 4 EE ISBN 0-415-30666-3
90. Nikawa H, Iwanaga H, Hamada T, Yuhta S. Effect of denture cleansers on direct lining materials. *J Prosthet Dent* 1994;72:657-662
91. Nikawa H, Yamamoto T, Hamada T, Rahardjo M. B, Murata H. Commercial denture cleansers- Cleansing efficiency against candida albicans biofilm and compatibility with soft denture-lining materials. *Int J Prosthodont* 1995;8:434-44.

92. Nishigawa G, Matsunaga T, Mauro Y, Okamoto M, Natsuaki N. Finite element analysis of the effect of the bucco-lingual position of artificial posterior teeth under occlusal force on the denture supporting bone of the edentulous patient. *Journal of Oral rehabilitation* 2003;30:646-652.
93. Nishimura R D, Ochiai K T, Caputo A A, Jeong C M. photoelastic stress analysis of load transfer to implants and natural teeth comparing rigid and semirigid connectors. *J Prosthet Dent* 1999 ;81:696-703.
94. Ogawa T, Ogimoto T, Sumiyoshi K, Koyano K. Pressure-pain treshhold of oral mucosa an dits region-specific modulation by pre-loading. *Journal of Oral Rehabilitation* 2003;30:1062-1069.
95. Ohara K, Sato T, Imai Y, Hara T. Histomorphometric analysis on bone dynamics in denture supporting tissue under masticatory pressure in rat. *Journal of Oral Rehabilitation* 2001 ;28:695-701
96. Ohashi M., Woelfel J. B., Paffenbarger G. C. Pressures exerted on complete dentures during swallowing. *JADA* 1966; 73; 625-630
97. Ohguri T, Kawano F, Ichikawa T, Matsumoto N. Influence of occlusal scheme on the pressure distribution under a complete denture. *Int. J Prosthodont* 1999; 12:353-358
98. Okamoto M., Sato T., Shirai H. & Imai Y. A histomorphometric analysis on bone dynamics in denture supporting tissue under continuous pressure in streptozotocin-induced diabetic rat. *Journal of Oral Rehabilitation* 2001, 28; 553-559

- 99.** Parker s, Riggs P. D, Bradent M, Kalachandra S, Taylor D. F. Water uptake of soft lining materials from osmotic solutions. *Journal of Dentistry* 1997; 25(3-4): 297-304
- 100.** Peck C C, Langenbach, Hannam A G. Dynamic simulation of muscle and articular properties during human jaw opening. *Archieves of Oral Biology* 2000;45:963-982
- 101.** Plotnick I J. Stress regulator for complete and partial dentures. *J Prosthet Dent* 1967;17:166-71
- 102.** Polyzois G L, Reinforcement of denture acrylic resin. The effect of metal inserts and denture resin type on fracture resistance. *Eur J Prpsthodont Rest Den* 1995;3(6):275-278.
- 103.** Prombonas A, Vlissidis D. Effects of the position of artificial teeth and load levels on stress in the complete maxillary denture. *J Prosthet Dent* 2002;88:415-22.
- 104.** Qudah S, Harrison A, Huggett R. Soft lining materials in prosthetic dentistry: A review. *Int J Prosthodont* 1990; 3:477-83
- 105.** Qudah S, Huggett R, Harrison A. The effect of thermocycling on the hardness of soft lining materials. *Quintessence Int* 1991; 22:575-80
- 106.** Reeson M. G, Jepson N. J. A. A simple method for obtaining a uniform thickness for long-term soft denture linings. *J Prosthet Dent* 1998; 79:355-7
- 107.** Regli C P, Kydd W. A preliminary study of the lateral deformation of metal base dentures in relarion to plastic base dentures. *J Prosthet Dent* 1953;3(3):326-330

- 108.** Robinson J G, McCabe J. F. Creep and stress relaxation of soft denture liners. *J Prosthet Dent* 1982; 48:135-140
- 109.** Sato T., Hara T., Mori S., Shirai H., Minagi S. Treshold for bone resorption induced by continuous and intermittent pressure in the rat hard palate. *J Dent Res* 1998,77; 387-392
- 110.** Sato Y, Abe Y, Okane H, Tsuga K. Finite element analysis of stress relaxation in soft denture liner. *Journal of Oral Rehabilitation* 2000 27; 660–663
- 111.** Schmidt W. F, Smith D. E. A six-year retrospective study of Molloplast B lined dentures. Part II: Liner serviceability. *J Prosthet Dent* 1983; 50(4): 459-65
- 112.** Sharry J. J, Askew H. C, Hoyer H. Influence of artificial tooth forms on bone deformation beneath complete dentures. *J D Res.* 1960; 39(2): 253-66
- 113.** Shigeto N, Hamada T, Iwanaga H, Murata H. Pressure distribution using tissue conditioners on simplified edentulous ridge models. Part 1: The influence of the height of the residual ridge. *Int. J Prosthodont* 1995,8:490-5.
- 114.** Shigeto N, Hamada T, Iwanaga H, Murata H. Pressure distribution using tissue conditioners on simplified edentulous ridge models. Part 2: The influence of the powder particle size and the liquid ethanol content. *Int. J Prosthodont* 1995,8:557-63.
- 115.** Shim June-Sung, Watts D. C. An examination of the stress distribution in a soft-lined acrylic resin mandibular complete denture by finite element analysis. *Int. J Prosthodont* 2000; 13:19-24.

- 116.** Shirai H, Sato T, Hara T & Minagi S. The effect of diabetes mellitus on histopathological changes in the tissues under denture base and without mechanical pressure. *Journal of Oral Rehabilitation* 1998, 25; 715–720.
- 117.** Sonugelen M, Artunç C. Ağız protezleri ve biyomekanik. 2002:121-138 Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları No:17, E.Ü. Ege Meslek Yüksekokulu Basımevi Bornova İzmir- 2002 ISBN: 975–483–524–1.
- 118.** Suchatlampong C, Davies E. H, von Fraunhofer J. A. Some physical properties of four resilient lining materials. 1975; 4(1):19-27.
- 119.** Taguchi N, Murata H, Hamada T, Hong G. Effect of viscoelastic properties of resilient denture liners on pressures under dentures. *Journal of oral rehabilitation* 2001;28:1003-1008.
- 120.** Takayama Y., Yamada T., Araki O., Seki T., Kawasaki T. The dynamic behavior of a lower complete denture during unilateral loads: analysis using the finite element method. *Journal of Oral Rehabilitation* 2001; 28,1064-1074
- 121.** Tallgren A. The continuing reduction of residual alveolar ridges in complete denture wearers: A mixed longitudinal study covering 25 years. *J Prosthet Dent* 2003;89(5):427-435
- 122.** Tan Han-Kuang, Woo A, Kim S, Lamoureux M, Grace M. Effect of denture cleansers, surface finish, and temperature on Molloplast B resilient liner color, hardness, and texture. *J Prosthodont* 2000; 9:148-155
- 123.** Tokuhisa M, Matsushita Y, Koyano K. In vitro study of a mandibular implant overdenture retained with ball, magnet or bar attachments: Comparison of load transfer and denture stability. *Int j Prosthodont* 2003;16:128- 134

- 124.** Tomlin H. R, Wilson H. J, Osborne J. The thickness and hardness of soft tissues. British Dental Journal 1968;March 5:223-26
- 125.** Tomlin H. R, Wilson H. J. The measurement of thickness and hardness of oral soft tissues. British Dental Journal 1968;Jan 2:22-7
- 126.** Toprak T, Kalava H, Bozdağ E. Deneysel gerilme analizi: Strain gauge yönteminde teori ve uygulama. İTÜ Makina Fakültesi Mukavemet Birimi ders notları 1996
- 127.** Tsuga K., Carlsson G. E., Sterberg T. O., Karlsson S. Self-assessed masticatory ability in relation to maximal bite force and dental state in 80-year-old subjects. Journal of Oral Rehabilitation 1998 25; 117–124
- 128.** Tuncer N, Kutay Ö. Yumuşak hiperplastik alveol kretlerinde yumuşak astar maddesi Mollplast-B'nin kullanımı. İ Ü Dişhekimliği Fakültesi Dergisi. 1989;23(4):184- 189
- 129.** Turfaner M, Kutay Ö. Günümüzde protezler için kullanılan yumuşak astar maddeleri. M Ü Dişhekimliği Fakültesi Dergisi 50- 59
- 130.** Uzun G, Çelebi N. Yumuşak astar maddelerinin fiziksel özellikleri. Hacettepe Dişhekimliği Fakültesi dergisi 1999;23(3–4):18- 22
- 131.** Valittu P. A review of methods used to reinforce polymethyl metacrylate resin. J Prosthodont 1995;4:183-187.
- 132.** Van Noort R, Noroozi S, Howard I C, Cardew G. A critique of bond strength measurements. J Dent 1989;17:61- 67
- 133.** Von Fraunhofer J. A, Sichina W. J. Characterization of impact energy absorption by dynamic mechanical analysis. 1993; Proceedings of the 22nd conference of the North American Thermal Analysis Society.

134. Wagner W. C, Kawano F, Dootz E. R, Koran A. Dynamic viscoelastic properties of processed soft denture liners : Part II – Effect of aging. J Prosthet Dent 1995;74:299-304
135. Wang C H, Lee H E, Wang C C, Chang H P. Methods to improve a periodontally involved terminal abutment of a cantilever fixed partial denture – a finite element stress analysis. Journal of Oral rehabilitation 1998;25:253-257
136. Waters M. G. J, Jagger R. G, Winter R. W. Water absorption of (RTV) silicone denture soft lining material. Journal of Dentistry 1996;24(1-2):105-8
137. Wendt D. C. The degenerative denture ridge – Care and treatment. J Prosthet Dent 1974;32(5):477-92
138. Williamst K. R, Jagger R. G, Sadamori S, Waters M. G. J. Cyclical deformation behavior of denture soft lining materials. Journal of Dentistry 1996;24(4):304-308
139. Windmill Software Limited. Computerised strain measurements. 2002 www.windmill.co.uk/strain.html
140. Woelfel J. B, Paffenbarger G. C. Evaluation of complete dentures lined with resilient silicone rubber. JADA 1968;76:582-90
141. Worthington P, Lang B R, Rubenstein J E. Osseointegration in dentistry – An overview – second edition. 2003 Quintessence Publishing Co, Inc. 551 Kimberley Drive Carol Stream, IL 60188 ISBN 0-86715-425-X
142. Wright P. S. Characterization of the adhesion of soft lining materials to polymethyl methacrylate . J Dent Res 1982;61(8):1002-5
143. Wright P. S. Characterization of the rupture properties of denture soft lining materials. J Dent Res. 1980;59(3):614-24

- 144.** Wright P. S. Observations of a long term use of a soft-lining material for mandibular complete dentures. *J Prosthet Dent* 1994;72:385-92
- 145.** Yacoub N, Ismail Y H, Mao j j. Transmission of bone strain in the craniofacial bones of edentulous human skulls upon dental implant loading. *J Prosthet Dent* 2002;88:192- 199
- 146.** Yamashita S, Sakai S, Hatch J P, Rugh J D. Relationship between oral function and occlusal support in denture wearers. *Journal of Oral Rehabilitation* 2000, 27; 881–886
- 147.** Yang H S, Lang L A, Felton d a. Finite element stress analysison the effect of splinting in fixed partial dentures. *J Prosthet Dent* 1999;81:721-728
- 148.** Zhang F, Peck C C, Hannam A G. Mass properties of the human mandible. *Journal of Biomechanics* 2002;35:975-978

Özgeçmiş

Doğum Tarihi: 18 Nisan 1970

Doğum Yeri: Ankara

Orta Öğretimimi Bitirdiğim Yer ve Yıl: Kadıköy Anadolu Lisesi, İstanbul 1988

Mezun Olduğum Yüksek Okul: İ.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi, İstanbul 1996

Doktora Başlangıç Tarihi: 1997

İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi A.B.D. da tam
Gün Araştırma görevlisi olarak çalışmaktayım. Evliyim ve bir çocuk sahibiyim.