T.C.
AKSARAY ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

MAKİNE MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

KOMPOZİT TAKVİYELİ ÜST DAMAK DİŞ PROTEZİNİN FARKLI KOŞULLAR ALTINDA GERİLME ANALİZİ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Gökhan BAŞ

DANIŞMAN
Yrd. Doç. Dr. Semih BENLİ

AKSARAY, 2017

T.C.
AKSARAY ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

MAKİNE MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

KOMPOZİT TAKVİYELİ ÜST DAMAK DİŞ PROTEZİNİN FARKLI KOŞULLAR ALTINDA GERİLME ANALİZİ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Gökhan BAŞ

DANIŞMAN
Yrd. Doç. Dr. Semih BENLİ

AKSARAY, 2017

AKSARAY ÜNİVERSİTESİ FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

ONAY BELGESİ

Aksaray Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü'nün 142304401 numaralı Yüksek Lisans öğrencisi, "Gökhan BAŞ", ilgili yönetmeliklerin belirlediği gerekli tüm şartları yerine getirdikten sonra hazırladığı "Kompozit Takviyeli Üst Damak Diş Protezinin Farklı Koşullar Altında Gerilme Analizi" başlıklı tezini, aşağıda imzaları olan jüri önünde başarı ile sunmuştur.

Tez Danışmanı : Yrd Doç. Dr. Semih BENLİ **....…….**
Aksaray Üniversitesi

Jüri Üyeleri : Doç. Dr. Necmi DÜŞÜNCELİ **.....**
Aksaray Üniversitesi

Jüri Üyeleri : Yrd Doç. Dr. Kemal NURVEREN **.....**
Ömer Halisdemir Üniversitesi

Teslim Tarihi: 15.05.2017

Savunma Tarihi:05.06.2017

DOĞRULUK BEYANI

Yüksek lisans tezi olarak sunduğum bu çalışmayı, bilimsel etik, ahlak ve geleneklere aykırı düşecek bir yol ve yardıma başvurmaksızın yazdığımı, yararlandığım eserlerin kaynakçada gösterilenlerden oluştuğunu ve bu eserleri her kullanışımda alıntı yaparak yararlandığımı belirtir; bunu şerefimle doğrularım.

Enstitü tarafından belli bir zamana bağlı olmaksızın, tezimle ilgili yaptığım bu beyana aykırı bir durumun saptanması durumunda, ortaya çıkacak tüm ahlaki ve hukuki sonuçlara katlanacağımı bildiririm.

Gökhan BAŞ

TEŞEKKÜR

Yüksek lisans ders ve tez döneminde olumlu ve özverili yönlendirmeleriyle bu araştırmanın ortaya çıkmasında büyük emeği olan değerli hocam Sayın Yrd. Doç. Dr. Semih BENLİ hocama teşekkür ederim.

Gökhan BAŞ

İÇİNDEKİLER **Sayfa**

DOĞRULUK BEYANI……..…….....**i**

TEŞEKKÜR…..……..…….....**ii**

İÇİNDEKİLER…..……..……..**iii**

ÖZET…..……..……..……....**vi**

ABSTRACT…..……..……..…….....**vii**

ŞEKİLLER DİZİNİ…..……..……..…**viii**

ÇİZELGELER DİZİNİ…..……..…….....**xi**

SEMBOL DİZİNİ…..……..……..…**xii**

KISALTMALAR DİZİNİ…..……..…….…..**xiii**

1.GİRİŞ…….……..……..…….....**1**

1.1 Polimerler……..……..…….3

1.1.1 Polimer yapıları……..……..……..…….3

1.1.2 Polimerlerin sınıflandırılması……..…….…...5

1.1.3 Reçineler……..……..……..……...6

1.1.3.1 Reçine tipleri……..…..……..……6

1.1.3.2 Akrilik reçineler…..……..……..……6

1.1.3.3 Poli metilmetakrilat ve özellikleri…….....7

1.2 Polimerizasyon Reaksiyonu.……..……..……..…9

1.2.1 Yoğunlaşma polimerizasyonu.……..……..…..9

1.2.2 İlave etme polimerizasyonu.……..……..……10

1.2.3 Polimerizasyonun kimyasal adımları.……...11

1.2.3.1 Aktivasyon.……..……..……11

1.2.3.2 Başlama.……..……..……11

1.2.3.3 Gelişme.……..……..……12

1.2.3.4 Sonlandırma.……..……..……12

1.2.4 Polimerizasyon sırasında meydana gelen fiziksel değişiklikler……12

1.2.5 Metil metakrilat monomerinin polimerizasyonu……..13

1.2.6 Kopolimerizasyon.……..……...14

1.2.7 Çapraz bağlantı ve zincir dallanması……....14

1.2.8 Plastikleştiriciler……..…….14
1.3 Protez Damak Yapı Malzemelerini Karakterize Etmek İçin Kullanılan Yöntemler……..…….….15
1.4 Bazı Fiziksel ve Mekanik Özelliklerin Tanımlanması…….…...15
1.4.1 Gerilme……..……..…..…....….16
1.4.2 Gerinim……..……..…..…….....16
1.4.3 Kırılma gerilmesi-dayanım……..……...…17
1.4.4 Gerilme-gerinim ilişkisi……..……17
1.4.5 Darbe dayanımı……..…….18
1.4.6 Yorulma dayanımı……..…….....…19
1.4.7 Aşınma direnci……..……..…19
1.4.8 Sertlik……..……..…….20
1.4.9 Esneklik ve viskoelastisite……..……20
1.4.10 Sürünme ve gevşeme……..……...…..….21
1.4.11 Termal özellikler……..…….……21
1.4.12 Diğer özellikler…….……..……...……22
1.5 İdeal Bir Protez Damak Kaide Malzemesinden Beklenen Özellikler….…….22
1.6 Protez Damak Kaide Malzemelerinin Gelişim Süreci……..……..…….....23
1.7 Protez Damak Yapımında Kullanılan Malzemeler ……..……..……...…..…23
1.8 Fiber Takviyeli Polimer Kompozitler İçin Kırılma Kriterleri…….24
1.8.1 Tsai-Wu kırılma kriteri ……..…....…..……..……..……..…..……..25
1.9 Protez Damak Kaide Malzemelerinin İyileştirilmesi Üzerine Literatür Değerlendirmesi….……..……..……..……..……..……..…….....……25
1.9.1 PMMA'nın yerine alternatif malzemeler……..…..……..…….26
1.9.2 PMMA'nın kimyasal modifikasyonu.……..…….…...……..…..27
1.9.3 PMMA'ya malzeme takviyesi……..……..……..…….…...……..…….27
1.9.3.1 Karbon fiber……..……..……..……..……..……..……27
1.9.3.2 Cam fiber……..……..……..……..……..…….……29
1.9.3.3 Metal eklemeler……..……..……..……..……...……...30
1.9.3.4 Aramid fiber……..……..……..……..……..……..……30
2. MALZEME ve YÖNTEM……..……..……..……..……..……..……**32**
2.1 Sonlu Elemanlar Metodu……..……..……..……..……..……...32
2.2 Modelin Oluşturulması ve Şartlanması……..……..……..……...32
3. BULGULAR……..……..……..……..……..……..……..…**39**

3.1 Üst Damak Protezi Ön Çentik Bölgesi Gerilme Analizi……..…39
3.2 Üst Damak Protezi Takviye Malzemeleri Gerilme ve Tsai-Wu Kırılma Kriteri Analizi……...…42
3.3 Üst Damak Protezi Alt Yüzeyi Gerilme ve Şekil Değiştirme Analizi……..47
3.4 Üst Damak Protezi Orta Hattı Boyunca Gerilme Analizi…….…..…52
3.4.1 Sıcaklık altında gerilme analizi…...…….…..…52
3.4.2 Sıcaklık ve yük altında gerilme analizi…….……53
3.5 Üst Damak Protezi Arka Yanal Yüzey Hattı Boyunca Gerilme Analizi…..…..57
3.5.1 Sıcaklık altında gerilme analizi…….…57
3.5.2 Sıcaklık ve yük altında gerilme analizi…….……57
4. TARTIŞMA ……..…**62**
5. SONUÇLAR……..**67**
KAYNAKLAR……..……**69**
EKLER……..**74**
ÖZGEÇMİŞ……..**93**

ÖZET

KOMPOZİT TAKVİYELİ ÜST DAMAK DİŞ PROTEZİNİN FARKLI KOŞULLAR ALTINDA GERİLME ANALİZİ

Diş sağlığını kaybeden hastalarda görüntü, çiğneme, konuşma gibi fonksiyonel bozukluklar görülebilir. Bu fonksiyon bozuklukları insanın hayat standartını direkt olarak etkilemektedir. Bu fonksiyon bozukluklarının giderilmesi amacıyla çıkarılabilir protezler sıklıkla kullanılır. Üst damak protezinde oluşan kırık ve bozulmaların yapılan birçok çalışmada alt damak protezine göre daha çok olduğu görülmüştür. Çalışmamızda sonlu elemanlar metdodu kullanılarak üst damak protezinin 0 C°,36 C°,70 C° sıcaklık, 230 N oklüzal tekil yük ve uygun sınır koşulları altında CrCo, tek yönlü cam, tek yönlü karbon, tek yönlü kevlar, örgü cam, örgü karbon, örgü kevlar takviyeleri ile beraber, kritik noktalarının gerilme analizi yapılmış ve protez takviye elemanlarının Tsai-Wu kırılma kriteri analizi incelenmiş ve elde edilen sonuçlar kıyaslanmıştır.

Anahtar Kelimeler: Üst Damak Protezi, Fiber Takviye, Gerilme Analizi, Sıcaklık Gerilme İlişkisi, Tsai-Wu Kırılma Kriteri.

ABSTRACT

STRESS ANALYSIS OF MAXILLARY DENTURE WITH REINFORCEMENT COMPOSITES IN DIFFERENT CONDITION

The loss of teeth impairs patients' like appearance, masticatory and speech etc. These functional disorders effetct the quality of patients' life standarts. To restore these functions, removable partial or complete dentures are often used. It is seen in many researches that the fail or fracture in maxillary dentures occur more often than mandibular dentures. In our study the finite element method was used for determine stress analysis in critical parts of maxillary denture. In tempreature 0 C°,36 C°,70 C° and 230 N occlusal load with the suitable boundary condition was applied specimens which was reinforced with CrCo, unidirectional carbon, unidirectional glass, unidirectional kevlar, woven carbon, woven glass and woven kevlar. Also the fiber reinforcements' Tsai-Wu failure criteria was evaluated.

Keywords: Maxillary Denture, Fiber Reinforcement, Stress Analysis, Relevance Tempreature and Stress, Tsai-Wu Failure Criteria.

ŞEKİLLER DİZİNİ

Sayfa

Şekil 1.1: Klasik bir gerilme-gerinim eğrisi. ……...18
Şekil 1.2: Kullanılan kompozit kırılma kriterleri. ……...25
Şekil 2.1: Tam üst damak protezini oluşturan; takviye elemanı, yumuşak doku, hava boşluğu ve kemik doku gösterimi…….....34
Şekil 2.2: Üst damak protezi simetrik yarısı ve uygulanan oklüzal tekil kuvvet. ...34
Şekil 2.3: Modeli oluşturan eleman katmanları ayrıntılı gösterimi…….…….35
Şekil 2.4: Üst damak protezi simetrik yarısı sınır koşulları……..…35
Şekil 3.1: Üst damak protezi ön kısmı S_x maksium çekme gerilme değerleri sıcaklık ve takviye etkisi…….……40
Şekil 3.2: Üst damak protezi ön kısmı S_x maksimum basma gerilme değerleri sıcaklık ve takviye etkisi. ……..……..…41
Şekil 3.3: Takviye malzemeleri üzerinde oluşan S_x maksimum çekme gerilme değerleri sıcaklık ve takviye etkisi. ……..……..…44
Şekil 3.4: Takviye malzemeleri üzerinde oluşan S_x maksimum basma gerilme değerleri sıcaklık ve takviye etkisi. ……...….……45
Şekil 3.5: Takviye malzemelerindeki Tsai-Wu kırılma kriteri değerleri. ……..…..46
Şekil 3.6: Üst damak protezi alt yüzeyinde S_x maksimum çekme gerilmeleri sıcaklık ve takviye etkisi. ……...…..…49
Şekil 3.7: Üst damak protezi alt yüzeyinde S_x maksimum basma gerilmeleri sıcaklık ve takviye etkisi……...……..50
Şekil 3.8: Üst damak protezi alt yüzeyinde Z yönünde yer değiştirme sıcaklık ve takviye etkisi. ……...…..51
Şekil 3.9: Üst damak protezi orta hattı. ……..….54
Şekil 3.10: Üst damak protezi orta hattı boyunca 0 C° altında gerilme analizi…....54
Şekil 3.11: Üst damak protezi orta hattı boyunca 70 C° altında gerilme analizi.....55
Şekil 3.12: Üst damak protezi orta hattı boyunca 0 C° ve 230 N yük altında gerilme analizi. ……..…….…….....55
Şekil 3.13: Üst damak protezi orta hattı boyunca 36 C° ve 230 N yük altında gerilme analizi ……..……..…56
Şekil 3.14: Üst damak protezi orta hattı boyunca 70 C° ve 230 N yük altında gerilme analizi. ……..…….....56
Şekil 3.15: Üst damak protezi arka yanal hattı. ……..……..…58
Şekil 3.16: Üst damak protezi arka yanal hattı boyunca 0 C° altında gerilme analizi ……..……..…..…....59
Şekil 3.17: Üst damak protezi arka yanal hattı boyunca 70 C° altında gerilme analizi …….……..…59
Şekil 3.18: Üst damak protezi arka yanal hattı boyunca 0 C° ve 230 N altında gerilme analizi. ……..60
Şekil 3.19: Üst damak protezi arka yanal hattı boyunca 36 C° ve 230 N altında gerilme analizi…….....60
Şekil 3.20: Üst damak protezi arka yanal hattı boyunca 70 C° ve 230 N altında gerilme analizi…….……...61

Şekil A.1: Takviyesiz numune ön kısmı çekme ve basma gerilmeler, (0 C°, 36 C°,70 C°)..……..…….…….....75
Şekil A.2: CrCo takviyeli numune ön kısmı çekme ve basma gerilmeler, (0 C°, 36 C°,70 C°)..……....…….……....75
Şekil A.3: Tek yönlü karbon takviyeli numune ön kısmı çekme ve basma gerilmeleri, (0 C°, 36 C°, 70 C°). …….....76
Şekil A.4: Tek yönlü cam takviyeli numune ön kısmı çekme ve basma, gerilmeleri (0 C°, 36 C°, 70 C°).……...…….…….…….…...76
Şekil A.5: Tek yönlü kevlar takviyeli numune ön kısmı çekme ve basma gerilmeleri, (0 C°, 36 C°, 70 C°)…..……..…….….....77
Şekil A.6: Örgü karbon takviyeli numune ön kısmı çekme ve basma gerilmeleri, (0C°, 36 C°, 70 C°)……..…….…….……..77
Şekil A.7: Örgü cam takviyeli numune ön kısmı çekme ve basma gerilmeleri, 36C°, 70C°)..…….……..…….....78
Şekil A.8: Örgü kevlar takviyeli numune ön kısmı çekme ve basma gerilmeleri, (0 C°, 36 C°, 70 C°)..……..……..…….…...78
Şekil A.9: Takviyesiz numune protez alt yüzeyinde meydana gelen çekme ve basma gerilmeleri, (0 C°, 36 C°, 70 C°).…….…….....79
Şekil A.10: CrCo takviyeli numune protez alt yüzeyinde meydana gelen çekme ve basma gerilmeleri, (0 C°, 36 C°, 70 C°).…….….79
Şekil A.11: Tek yönlü karbon takviyeli numune protez alt yüzeyinde meydana gelen çekme ve basma gerilmeleri, (0 C° , 36 C°, 70 C°)……...……..80
Şekil A.12: Tek yönlü cam takviyeli numune protez alt yüzeyinde meydana gelen çekme ve basma gerilmeleri, (0 C°, 36 C°, 70 C°).…….….…80
Şekil A.13: Tek yönlü kevlar takviyeli numune protez alt yüzeyinde meydana gelen çekme ve basma gerilmeleri, (0 C°, 36 C°, 70 C°)….……81
Şekil A.14: Örgü karbon takviyeli numune protez alt yüzeyinde meydana gelen çekme ve basma gerilmeleri, (0 C°, 36 C°, 70 C°). …….…….....81
Şekil A.15: Örgü cam takviyeli numune protez alt yüzeyinde meydana gelen çekme ve basma gerilmeleri, (0 C°, 36 C°, 70 C°).…….....82
Şekil A.16: Örgü kevlar takviyeli numune protez alt yüzeyinde meydana gelen çekme ve basma gerilmeleri, (0 C°, 36 C°, 70 C°)..…….…….82
Şekil A.17: CrCo takviye malzemesinde meydana gelen çekme ve basma gerilmeleri, (0 C°, 36 C°, 70 C°)…….....…..…….……83
Şekil A.18: Tek yönlü karbon takviye malzemesinde meydana gelen çekme ve basma gerilmeleri, (0 C°, 36 C°, 70 C°).…….…….…….83
Şekil A.19: Tek yönlü cam takviye malzemesinde meydana gelen çekme ve basma gerilmeleri, (0 C°, 36 C°, 70 C°). ……..……...84
Şekil A.20: Tek yönlü kevlar takviye malzemesinde meydana gelen çekme ve basma gerilmeleri, (0 C°, 36 C°, 70 C°). ……..……...84
Şekil A.21: Örgü karbon takviye malzemesinde meydana gelen çekme ve basma gerilmeleri, (0 C°, 36 C°, 70 C°). …….…….……...…85
Şekil A.22: Örgü cam takviye malzemesinde meydana gelen çekme ve basma gerilmeleri, (0 C°, 36 C°, 70 C°). …….……..……85
Şekil A.23: Örgü kevlar takviye malzemesinde meydana gelen çekme ve basma gerilmeleri, (0 C°, 36 C°, 70 C°). …….…….……..…….86
Şekil A.24: CrCo takviye malzemesinde meydana gelen Tsai-wu kırılma kriteri değerleri, (0 C°, 36 C°, 70 C°). …….…….....86
Şekil A.25: Tek yönlü karbon takviye malzemesinde meydana gelen Tsai-wu kırılma kriteri değerleri, (0 C°, 36 C°, 70 C°). …...……...87

Şekil A.26: Tek yönlü cam takviye malzemesinde meydana gelen Tsai-wu kırılma kriteri değerleri, (0 C°, 36 C°, 70 C°). …….…….....87
Şekil A.27: Tek yönlü kevlar takviye malzemesinde meydana gelen Tsai-wu kırılma kriteri değerleri, (0 C°, 36 C°, 70 C°). …….88
Şekil A.28: Örgü karbon takviye malzemesinde meydana gelen Tsai-wu kırılma kriteri değerleri, (0 C°, 36 C°, 70 C°). ……..88
Şekil A.29: Örgü cam takviye malzemesinde meydana gelen Tsai-wu kırılma kriteri değerleri, (0C°, 36C°, 70C°). …….…….……...89
Şekil A.30: Örgü kevlar takviye malzemesinde meydana gelen Tsai-wu kırılma kriteri değerleri, (0 C°, 36 C°, 70 C°). ……..…….…...89

ÇİZELGELER DİZİNİ

Sayfa

Çizelge 2.1: Model üzerinde yer alan elemanların mekanik özellikleri……...36
Çizelge 2.2: Takviye elemanlarının mekanik özellikleri…….…….….....37
Çizelge 2.3: Üst damak protezi değerlendirme parametreleri…….……...….38
Çizelge A.1: Üst damak protezi ön kısmı gerilme analiz sonuçları sıcaklık ve takviye etkisi. …….…….…….…..…….....90
Çizelge A.2: Üst damak protezi takviye malzemeleri gerilme, Tsai-wu analiz sonuçları sıcaklık ve takviye etkisi. …….…….…….....91
Çizelge A.3: Üst damak protezi alt yüzeyi gerilme, yer değiştirme analiz sonuçları sıcaklık ve takviye etkisi…….…….…….……..92

SİMGELER DİZİNİ

N	Newton
CrCo	Krom Kobalt
°**C**	Santigrat-Celcius
MPa	Mega Pascal

KISALTMALAR DİZİNİ

HPPE	Yüksek Yoğunluklu Polietilen
ÖK	Örgü Karbon
ÖC	Örgü Cam
ÖKE	Örgü Kevlar
PMMA	Poli metilmetakrilat
TYK	Tek Yönlü Karbon
TYC	Tek Yönlü Cam
TYKE	Tek Yönlü Kevlar
UNICARBON	Tek Yönlü Karbon
UNIGLASS	Tek Yönlü Cam
UNIKEVLAR	Tek Yönlü Kevlar
WOVENCARBON	Örgü Karbon
WOVENGLASS	Örgü Cam
WOVENKEVLAR	Örgü Kevlar

1. GİRİŞ

Diş sağlığını kaybeden hastalarda görüntü, çiğneme ve konuşma bozuklukları görülebilir. Bu fonksiyon bozukluklarını giderebilmek için çıkarılabilir protezler sıklıkla kullanılır. Protez yapı malzemesi seçimi oldukça önemlidir çünkü bu protezler hayat standartını direk olarak etkilemektedir. Protezler uzun yıllardır piyasada olmasına rağmen kolay işlenebilirliği ve düzgün görüntüsü sebebiyle en çok kullanılan protez yapı malzemesi poli metilmetakrilat (PMMA)'dır. Bu avantajlarına rağmen düşük gerilme ve eğilme dirençleri bu malzemenin çok kolay kırılmasına sebep olmaktadır. Yapılan araştırmalara göre İngiltere'de 1994 yılında 0,8 milyon protezin onarımı için yıllık 7 milyon sterlin harcanmıştır, 1997 yılında bu rakam artarak 1,2 milyon protezin onarımı için yıllık yaklaşık 18 milyon sterlin olmuştur. Yaygın görülen kırık tipleri, %68 ile üst damak protezine, %28 ile alt damak protezine ait olmak üzere, %29'luk oranla bu protezlerin orta hatları boyunca gerçekleşmiştir. Üst damak protezinin ömrü alt damakta protez kullanılmazsa 21 ay, alt damakta protez kullanılırsa 10 yıla kadar çıkmaktadır. Yapılan çalışmalarda alt damak protezinin üst damak protezine göre kırılma oranı 1/3 olduğu, protez yaşının 2-4 yıl arasında olduğu dönem kırıkların en sık görüldüğü dönem olduğu, en sık görülen kırık sebebi protezin temizleme gibi sebeplerle ağız dışına çıkarıldığı anda düşürülmesinden kaynaklı gerçekleştiği, kırıkların %55 oranla erkek hastalarda daha çok görüldüğü tespit edilmiştir. Analiz sonuçlarında ortaya çıkan kırık sonuçları değerlendirildiğinde kırık sebepleri malzeme ve klinik kaynaklı olmak üzere iki gruba ayrılabilir. Üst damak protezinin kısa ömürlü oluşu araştırmacıları kırıkların sebebi hakkında, çiğneme esnasında gerilme dağılımlarını gözlemleyerek mekanik özellikleri iyileştirebilmek için, araştırma yapmaya yönlendirmiştir [11,12,14].

Gerilme analizlerinin araştırılmasının yanında birçok araştırmacı protezlerde mevcut mekanik zayıflıkların giderilmesi, alternatif malzeme ve üretim metotları üretebilmek için çaba sarf etmektedirler. PMMA yerine alternatif malzeme, PMMA' ın kimyasal modifikasyonlarla güçlendirilmesi veya malzeme takviyesi gibi yöntemler üzerine çalışmalar yapılmaktadır. Araştırmalar epoksi reçinesi, polivinil akrilik, polisitren,

naylon ve polikarbonat gibi farklı polimerleri protez yapımı için kullanılır hale getirmesine rağmen sonuçlar tatmin edici düzeye çıkamamıştır [10,11].

Takviye malzemesi yönünden irdelendiğinde PMMA reçinesi için son zamanlarda fiber takviyelerin protezlerin dayanıklılığını arttırdığı savunulmakta ve üzerine yoğun çalışmalar yapılmaktadır. Karbon, aramid (kevlar), cam ve metal eklemeler (CrCo gibi), yüksek performanslı polietilen (HPPE) gibi lif takviyeli malzemeler, protezlerin mekanik özelliklerini arttırmak için kullanılmaktadır [10,11,14].

Elektrikli telle direnç gerinim ölçümü, kırılgan cila, fotoelastisite, holografi ve sonlu elemanlar metodu protezlerin deformasyon sırasındaki gerilme ve gerinim dağılımını ve zorlanmasını araştırmak için kullanılan yöntemlerden bazılarıdır. Gerinim ölçer ve kırılgan cila yöntemi protez yüzeyinde meydana gelen gerilmeleri ve maksimum gerilmelerin nerelerde olduğunun tespiti için kullanılır. Gerinim ölçerlerin yerleştirileceği yerler araştırmacının tecrübesine ve daha önce tespit edilmiş protez kırıklarının gerçekleştiği yerlere göre uygulanır. Yanlış bir yerleştirme kullanışsız sonuçlar doğurabilir. Kırılgan cila yöntemi ise sadece ilkel ve nitel sonuçlar verebilir. Fotoelastisite ve holografi metotları optik metotlardır ve bu metotlarda karakteristik ışık dalgaları kullanılır. Her iki metotta yüksek hassasiyet gerektiren deneysel analizler için kullanışlıdır. Bu metotlar gerilme dağılımıyla ilgili net bir görsel ve nitel fotoğraf sağlar. Fakat bu metotlar sayesinde sınırlı bilgilere ulaşılabilir. Dahası bu metotlar takviye elemanlarının içinden ışınlarını geçirmedikleri için takviye elemanlı numunelerde kullanımı uygun değildir. Sonlu elemanlar metodu havacılık mühendisliği kaynaklı olup 50 yılı aşkın süredir nümerik gerilme analizi için kullanılmaktadır. 2 boyutlu sonlu elemanlar metodu 2 boyutlu yapıların analizi için kullanılabilir, 3 boyutlu sonlu elemanlar metodu ise araştırmacılara karışık geometrik yapıların analizini ve yapılar hakkında daha detaylı gerilme değerlendirmeleri olanağı verir [5,11,13,15].

Geleneksel deneysel metotlar bu karmaşık geometrik şekillerle başa çıkamazlar. Şuanda 3 boyutlu sonlu elemanlar metodu karmaşık yapılı protezlerin gerilme analizi uygulamaları için en uygun yöntem olarak göze çarpmaktadır [11,13,16].

Tezin amacı üst damağa ait protezin, CrCo, tek yönlü karbon, tek yönlü cam, tek yönlü kevlar, örgü karbon, örgü cam ve örgü kevlar takviyesinin 36 C° referans sıcaklığı ve 0 C°, 36 C° ve 70 C° ortam sıcaklıklarında, 230 N tekil oklüzal yük ve 3 boyutlu sonlu elemanlar metoduyla gerilme analizinin gerekliliğini ortaya koymaktır. Elde edilen sonuçlar farklı yönlerden kıyaslanarak yorumlanmıştır.

1.1 Polimerler

Varoluş süreci ile beraber polimerler hayatımızın içinde bulunmalarına rağmen 20. yüzyıl ortalarına kadar polimerlerin yapısı tam olarak anlaşılamamıştır. Polimer endüstrisinin başlaması 1868 yılına kadar dayanmaktadır. 1920 yıllarına kadar polimer endüstrisinin ilerlemesi yavaş şekilde seyretmiş, polimerlerin yapısının daha iyi anlaşılmasıyla beraber 1920 sonrası dönemde özellikle 1925-1950 yılları arasında polimer endüstrisi büyük bir atılımla önemli ölçüde büyümüştür. 1930'lu yıllarda günümüzde de hala pek çok malzemenin yapı taşını oluşturan akrilik reçine, polistiren ve melamin reçineleri gibi polimerler geliştirilmiştir [1,3,18,32].

Polimer (polymer) kelimesi antik Yunancada poly:çok ve mere:parça anlamına gelen kelimelerden türemiştir. Polimerler yüksek molekül ağırlıklı zincir türüne sahip moleküllerden meydana gelmektedir. Bir polimer zincirinin atomları zincirleri oluşturan ve birbirini tekrarlayan monomer veya küçük moleküllerden oluşmaktadır [1,3,6,32].

Polimer zincirleri arasındaki bağların çeşitliliğinin fazla olması çok farklı özellikte polimerik malzeme çeşidine sahip olmaya olanak tanır. Yüksek çeşitliliğe sahip olması polimerlerin hayatın her alanından kullanılmasına olanak sağlamıştır. Bazı polimerler yumuşak, esnek ve zayıf olup plastik diye adlandırılır. Bunlardan oyuncaklar ve çöp torbaları yapılır. Bazıları sert, rijit ve oldukça güçlüdür. Bunlar camsı polimerler veya reçineler olarak adlandırılır. Bunlar araba parçaları, dış mobilya ürünleri ve boru yapımlarında kullanılabilir. Bir diğer grup ise üzerindeki kuvvet kaldırıldığında orijinal haline çok kolay dönebilen kauçuklardır [2].

1.1.1 Polimer yapıları

Polimerlerin yapılarını kontrol eden ve fiziksel, mekaniksel ve diğer birçok özelliğini etkileyen yapısal faktörler incelendiğinde, kopolimerlerin kullanımı da dahil olmak üzere tekrar eden birimlerin molekül yapısı, molekül ağırlığı ve zincir uzunlukları, zincir dallanma derecesi, çapraz bağlanma ve bu bağlanma şeklinin yoğunluk derecesi, plastikleştirici ve dolgu maddeleri polimerlerin yapısal özelliklerini belirleyen başlıca etmenler olarak gösterilebilir [1].

Polimeri karakterize eden termal değer göstergeleri ise camsı geçiş sıcaklığı ve erime sıcaklığıdır. Malzemelerin termal özelliklerinin bilinmesi doğru malzeme seçim ve üretim teknikleri açısından çok önemlidir. Kristalin polimerler hem bir camsı geçiş sıcaklığı hem de bir erime sıcaklığına sahiptir. Amorf polimerler ise sadece camsı

geçiş sıcaklığı özelliği sergiler. Camsı geçiş sıcaklığı moleküler hareketlerin bütün bir zincirmiş gibi hareket etmeye çalıştığı sıcaklık olarak düşünülebilir ve bu sıcaklıkta amorf polimerlerde görülebilen en bariz hareket yumuşama eğilimi göstermesidir. Camsı geçiş sıcaklığı sıcaklıklar kaydedilerek elastik modülde meydana gelen ani değişim tespit edilerek saptanabilir. Camsı geçiş sıcaklığı altında yer alan amorf polimerler bu değer altında rijit bir katı gibi davranırken bu sıcaklık üzerinde moleküler yapıları, dallanmış ve çapraz bağlı zincirlerine göre viskoz bir sıvı, esnek bir katı ve ya kauçuk gibi davranabilir. Günümüz polimer yapılı dental malzemeleri için ise camsı geçiş sıcaklığı çok kritik bir faktördür. Örneğin 60C° camsı geçiş sıcaklığına sahip bir polimer ağız içinde normal koşullarda bir sorun yaratmazken ağız yoluyla alınabilecek sıcak içecek ve ya yiyeceklerle beraber bu sıcaklık 70 C° üzerine çıktığında malzemede bozulmalar görülecek ve kullanım açısından problemler yaratabilecektir [1,3,18].

Polimer yapısını en çok etkileyen unsurlardan biri de polimerlerin moleküler yapılarıdır. Örneğin, fenil grupları içeren polimer omurgaları sadece karbon-karbon bağları içeren polimerik omurgalara kıyasla daha katıdırlar, silikon-oksijen bağlarına sahip omurgalar nispeten daha esnektirler. Bu nedenle bir polimer omurgasına bir fenil grubunun dahil edilmesi, camsı geçiş sıcaklığını arttırması yönünde etkiye sahipken, bununla birlikte, karbon-oksijen bağlantılarının mevcudiyeti zıt yönlü etki yapmaktadır. Camsı geçiş sıcaklığı molekül ağırlığı arttıkça artar, bununla beraber elastik modülün artması ile beraber de camsı geçiş sıcaklığında artış gözlenir [1].

Çapraz bağlanmada ise yoğunluğun artmasıyla camsı geçiş sıcaklığı artmaktadır. Düşük camsı geçiş sıcaklığına sahip bir malzeme oda sıcaklığında kauçuk gibi davranabilir. Öte taraftan çok yüksek oranda bir çapraz bağ yoğunluğu malzemeyi sert ve kırılgan bir yapıya büründürür. Düşük çapraz bağ yoğunluğundaki doğal kauçuk esneme kabiliyetinin üst düzey oluşuyla buna iyi bir örnek teşkil eder. Buna karşın yüksek çapraz bağ oranına sahip olan vulkanit rijit yapısıyla protez yapı malzemesi olarak ilk protez uygulamaları esnasında sıklıkla kullanılmıştır. Plastikleştiriciler ve dolgular gibi katkı maddeleri polimerlerin özellikleri üzerinde derin etkilere sahip olabilir [1,3].

Parçacık veya lif takviyeli malzeme içinde anizotropi oluşturan dolgu malzemesinin yönüne bağlı kimi zaman istenen özellikler elde edilemese de lifin yönüne bağlı olarak elastikiyeti artmış ve daha mukavemetli malzemeler üretilebilir. Pek çok araştırma ve bilimsel tartışma, ideal özellikteki partikül büyüklüğü, parçacık boyutu dağılımı ve

farklı cam veya seramik takviyenin doldurma yükü gibi önemli özelliklerin optimum değerini elde etmek için uygulanmakta ve kullanılmaktadır. Genellikle dolgu maddesi kullanımı hacimsel büzülmeyi önlemek için kullanılırken, dolgu maddesi oranını arttırmak kalıplama için gerekli viskoziteyi yakalamak içinde kullanılır. Partikül dolgular reçinenin sertliğini ve aşınmaya karşı direncini arttırmak için kullanılabilir. Kullanılan dolgu maddeleri genellikle cam, kuvars veya seramik olduğundan ve bunlar düşük termal genleşme katsayısına sahip olduklarından kullanım koşullarına göre protez kaidelerine termal yönden de avantaj sağlar. Partikül takviye malzemeleri reçine matriks malzemesi içerisinde kimi zaman radyo opaklık oluşturabilmektedir [1].

Son yıllarda polimer yapılarının ve özellikleri arasındaki ilişkinin daha iyi anlaşılması, yeni polimerizasyon teknikleri geliştirilmesiyle ve düşük fiyatlı monomer miktarındaki artış, polimer endüstrisinde önemli ölçüde gelişme sağlamıştır. Bugün farklı elementlerden çok çeşitli özelliklere sahip polimerler üretilebilmektedir. Polimer malzemeler katı plastik, fiber, elastomer ve köpük formlarda üretilebilmektedir [3].

Çevre sorunları gözetildiğinde polimerlerin tekrar kullanımı üzerine de uzun mesailer harcanmaktadır [3].

1.1.2 Polimerlerin sınıflandırılması

Polimerler birçok farklı şekilde sınıflandırılabilir

-Bulunuşuna Göre

-Doğal Polimerler

-Sentetik Polimerler

-Yapılarına Göre

-Amorf ve Kristalin

-Doğrusal, Dallanmış veya Çapraz Bağlı

- Homopolimer ve Kopolimer

-Fiberler, Plastikler ve Elastomerler

-Polimerizasyon Mekanizmasına Göre

-İlave Etme Polimerizasyonu

-Yoğunlaşma Polimerizasyonu

-Termal Davranışlara Göre

-Termosetler

-Termoplastikler

-Hazırlanma Tekniğine Göre

-Toplu Polimerizasyon

-Çözelti Polimerizasyonu

-Süspansiyon Polimerizasyonu

-Emulsiyon Polimerizasyonu

-Kullanım Yerine Göre

-Dien Polimerler

-Olefin Polimerler

-Akrilikler [3].

1.1.3 Reçineler

Bir polimer sınıflandırması olan reçineler sert, sıkı ve oldukça güçlü polimerleri bünyesinde barındıran polimerleri sınıflandırmak için kullanılır [2].

1.1.3.1 Reçine tipleri

-Akrilik reçineler

-Vinil reçineler

-Polistiren

-Polikarbonatlar

-Epoksi reçineler

-Polikarbonatlar

-Poliüretanlar

-Siyanoakrilatlar [38].

1.1.3.2 Akrilik reçineler

Akrilik reçineler protez yapımında en sık kullanılan yapı malzemeleridir [1]. Akrilikler olefin monomerinden üretilmiş, geniş bir plastik çeşitliliğine sahiptir. Ester ailesinden olan akrilatlar ve metakrilatlar akrilik polimerlerin çok büyük bir kısmını oluşturmaktadır. Homopolimer veya kopolimer yapılı monomerden oluşabilen bu yapılar yumuşak ve esnek elastomerlerden; sert plastikler ve termosetlere; yüksek polar derecesinden, olefik reçinelere kadar bir dizi ürün sunar. Akrilikler çok iyi kimyasal ve çevresel dirence sahip olmakla beraber şeffaf görüntüleri başlıca özelliklerini oluşturmaktadır [3].

Diş hekimliğinde kullanılan akrilik reçinelerin esterleri şunlardır:

-Akrilik asit, $CH_2 = CHCOOH$

-Metakrilik asit, $CH_2 = C [CH_3] COOH$

Bugün kullanılan protezlerin % 95'inde akrilik reçinelerden biri kullanılmaktadır [8].

1.1.3.3 Poli metilmetakrilat ve özellikleri

Oda sıcaklığında berrak, şeffaf ve uçucu bir likit olan metilmetakrilat monomerinin polimerizasyou sonucu oluşmaktadır. Bu polimerizasyon neticesinde %21 hacim daralması meydana gelmektedir. Neticesinde akrilik polimerlerin en önemli üyelerinden birisi poli metil metakrilat oluşmaktadır. Sert, renksiz, şeffaf bir plastiktir. Poli metilmetakrilat düzlemsel zincirlerden oluşan amorf bir polimerdir [8].

Poli metilmetakrilat şeffaf, iyi ıslanabilme kabiliyetinde, kimyasal direnci, elektriksel ve termal özellikleri iyi bir materyaldir. Rijitliği yoğunluğu ve tokluk kombinasyonu başarılı sonuçlar verebilmektedir. Camsı geçiş sıcaklığı 105°C, bozulma sıcaklığı aralığı 74-100°C ve servis sıcaklığı 93°C' dir [3].

Diş hekimliği uygulamalarında çok sık kullanılan bir materyaldir. Bu sık kullanımın en büyük sebebi işlenebilmesindeki kolaylığındandır. Termoplastik malzemelerin yapısal oluşumları diş hekimliği uygulamalarına pek uygun olmamasına rağmen poli metilmetakrilat bu alanda sıklıkla kullanılmaktadır [8].

Tipleri: Bu sınıflandırma polimer aktivasyonuna göre gerçekleşmektedir.

-Isı ile aktive edilmiş reçineler

-Kimyasal olarak etkinleştirilen reçineler

-Işıkla aktive olan reçineler [8].

Tat ve koku: Tamamıyla polimerize edilmiş akrilik reçineler tatsız ve kokusuzdur fakat özensiz hazırlanmış gözeneksiz yüzeyler ağız içi protez kullanımlarında kötü tat ve kokulara sebep olabilir [8].

Estetik: Ağız dokusuna uygun renklendirilebilen şeffaf ve temiz bir dokusu vardır [8].

Yoğunluk: 1,19 gr/cm^3 [8].

Dayanım: Malzeme kullanımında aksaklık yaratabilen genel dayanım değeri düşük olmasına rağmen tam veya kısmi protez uygulamalarında gerekli basma ve çekme mukavemet değerleri elde edilebilir [8].

Basma mukavemeti: 75 MPa

Çekme mukavemeti: 52 MPa

Kendiliğinden polimerize olmuş reçinelerde bu değer genellikle daha düşüktür. Reçine kompozisyonu, işleme tekniği, polimerizasyon derecesi, su emilimi ve kullanım şartları poli metilmetakrilatın dayanımını önemli oranda etkilemektedir [8].

Darbe dayanımı: Darbe dayanımı ani yükler altında bir maddenin kırılmadan tolere edebildiği enerji miktarının göstergesi olarak tarif edilebilir. Protez olarak kullanımda meydana gelebilecek ani düşmeler ve darbelerde özellikle bu özeliğin önemi ortaya çıkmaktadır. Plastikleştiriciler darbe dayanımını arttıran bir faktördür [8].

Sertlik: Düşük sertlik değerine sahip akrilik reçineler kolayca aşınarak çizilebilirler [8].

Isı ile polimerize olan akrilik reçinelerler: 18-20 Knoop sertlik değerine sahiptir.

Kendiliğinden polimerize olan akrilik reçineler: 16-18 Knoop sertlik değerine sahiptir.

Boyutsal kararlılık: İmalat koşullarına uyularak oluşturulmuş bir akrilik reçine iyi bir boyutsal kararlılığa sahiptir. Bir miktar meydana gelebilecek olan büzülme ise malzemenin su emilimi ile dengelenebilir [8].

Büzülme: Akrilik reçineler soğutulmaları veya polimerizasyon esnasında büzülmeye uğrayabilirler. Polimerlere özgü olan polimerizasyon büzülmesi esnasında monomerlerin yoğunlukları 0,94 gr/cm^3'dan 1,19 gr/cm^3 değerine yükselir. Büzülme ile polimer içeriğinde çarpılma ya da bozulma meydana gelmez çünkü büzülme bütün yüzeylerde gerçekleşir. Hacimsel olarak gerçekleşen bu büzülmenin lineer büzülmeye oranı çok yüksek olduğundan gözlemlenmesi zor olabilir [8].

Su emilimi: Akrilik reçineler cm^2 başına 0,6 mg su emerler. Bu değer nispeten polimerizasyon büzülmesini tolere etmek için kullanılabilir. Protez kuru ortamda emdiği suyu geri bırakır ve bu tekrar büzülmesine sebep olabilir. Eğer bu döngü tekrarlı şekillerde gerçekleşirse protezde uzun vadede yorulmaya bağlı çarpılmalar meydana gelebilir [8].

Çözünürlük: Akrilikler; ketonlar, esterler ve aromatik ve klorlu hidrokarbonlar içinde çözünürken diş protezi kullanımı ile ilişkili olarak ağız içi sıvılarda ve suda neredeyse çözünmezler [8].

Termal özellikler: Belli bir noktaya kadar ısıya dayanım gösterebilen poli metilmetakrilat 125 C° sıcaklıkta yumuşamaya başlar. 200 C° ye kadar olan ısınmalarda depolimerize olan malzeme 450C° de %90 oranında depolimerize olarak monomere dönüşür [8].

Termal iletkenlik: Poli metilmetakrilat termal ve elektrik iletkenliği bakımından zayıf bir malzemedir. Termal iletkenliğin bu derece düşük olması protez damak

kullanımında hastanın sıcak-soğuk gıda tüketimine karşı zayıf durumda kalmasına ve istenmeyen sonuçlar doğmasına neden olabilir. Damak bölgelerinde metal malzemeler kullanıp ısı iletkenliği arttırılarak bu sorun nispeten aşılmaya çalışılmaktadır [8].

Termal genleşme katsayısı: 81×10-6/°C gibi yüksek termal genleşme katsayısına sahip bu materyallere dolgu maddesi ilave edilerek bu değer düşürülebilir [8].

Renk kararlılığı: Sıcaklıkla kürlelen akrilik reçinelerin renk kararlılığı kendiliğinden kürlenen akrilik reçinelere göre daha başarılıdır ve genelde nispeten bu konuda başarılı bir materyaldir [8].

Biyouyumluluk: Bütünüyle polimerize olmuş akrilik reçineler biyouyumlu olsalar da alerjik reaksiyonlar nadiren görülür. Protezde bulunan %0,4 oranında artık monomer miktarı tahriş edici bileşen olarak göze çarpar. Hastanın protez kaide materyallerine alerjisi olup olmadığı alerji testiyle tespit edilebilir. Üretim esnasında artık monomer miktarı en aza indirilerek, çıplak el ile akrilik hamuruna direk temas engellenerek biyouyumluluk açısından daha etkin protezler üretilebilir [8].

1.2 Polimerizasyon Reaksiyonu

Polimerizasyon terimi, bir makromolekül veya polimerin, 'monomer' olarak bilinen tek bir molekülden oluşturulduğu bir dizi zincirleme reaksiyonu ifade eder. Bu yapısal birimler, bağlar vasıtasıyla polimer moleküllerinde birbirine bağlıdır. Polimerizasyon, süresiz olarak ilerleyebilen ve tekrar eden bir molekül içi reaksiyondur [8].

Temelde iki tip polimerizasyon çeşidi vardır. W.H. Carothers 1929 yılında ilk defa polimerizasyon mekanizmasını 2 ana gruba ayırmıştır. Bunlardan biri polimerizasyon neticesinde yan ürün oluşturmayan katılma polimerizasyonu, diğeri ise neticesinde su veya alkol gibi düşük molekül ağırlıklı bir yan ürünün oluştuğu yoğunlaşma polimerizasyonudur. Katılma polimerizasyonu ile polimerize olan malzemeler arasında, protezlerin yapımında kullanılan poli metilmetakrilat ve reçine kompozitlerinin matrisinin ortak bir bileşenini oluşturan bis-GMA'da bulunur. Yoğunlaşma polimerizasyonu neticesinde ortaya çıkan polimerler arasında polisülfür kauçuğu ve bazı silikon malzemeler de vardır [1,3,6,8,32].

1.2.1 Yoğunlaşma polimerizasyonu

Yoğunlaşma reaksiyonu, normalde su gibi küçük bir molekül olan bir yan ürünün üretilmesi ile birlikte üç moleküllü daha büyük molekül oluşturmak için birlikte reaksiyona giren iki molekülü kapsar. Yoğunlaşma polimerizasyonu iki gruba ayrılır.

Polimerizasyonun, küçük moleküllerin tekrar tekrar ortadan kaldırılması ile eşlik ettiği, yani birincil bileşikler, su, halojen asitleri ve amonyak gibi yan ürünleri oluşturarak reaksiyona girer. Bu süreç kendiliğinden tekrarlanabilir ve neticesinde makromolekülleri oluşturabilir. Diğer yoğunlaşma polimerizasyonunda ise poliüretan gibi yan ürün oluşturmadan moleküllerin bir araya gelmesi ile polimerizasyon işlemi tamamlanır [1,8,17].

Bu polimerizasyon yöntemi günümüzde diş hekimliğinde kullanılan polimer için sıklıkla kullanılmaktadır [8].

1.2.2 İlave etme polimerizasyonu

Bir diğer sıklıkla kullanılan polimerizasyon yöntemi ise ilave etme polimerizasyonudur. İlave etme polimerizasyonu, basitçe, daha büyük bir molekül oluşturmak üzere iki molekülün bir araya getirilmesini içerir. Polimerizasyon sırasında hiçbir kimyasal işlem meydana gelmez ve neticesinde de yan ürün oluşmaz. Sonucunda meydana gelen polimerde monomerin aynı şekilde sıklıkla tekrarladığı görülür. Aktif bir merkezden başlayan polimerizasyon süreci yapı taşları temin edildiği sürece sonsuza kadar devam edebilir. Polimerlerin sentezi için serbest radikal ilaveli polimerizasyon çok yaygın olarak kullanılmaktadır ve birçok biyomedikal ve protez yapı malzemelerinde kullanılan polimerizasyon yöntemi olarak göze çarpmaktadır. Dental polimerlerde yaygın olarak kullanılan en popüler başlatıcı benzoil peroksittir. Benzoil peroksitin ayrışması ya ısıtma yoluyla ya da bir kimyasal aktifleştirici ile reaksiyona sokmak suretiyle gerçekleştirilebilir. Bir kimyasal aktivatörün kullanılması, monomerin düşük sıcaklıklar altında polimerize olmasına izin verir [1,3,8,17].

Herhangi bir ilave polimerizasyon yöntemi ile polimerizyon sistemi içinde, aktivasyon, başlatma, çoğaltma ve sonlandırma tepkimeleri aynı anda meydana gelir ve sonuçtaki polimer bu nedenle değişen uzunluklarda zincirlerden oluşabilir. Dolayısıyla, polimerler için kesin bir molekül ağırlığı tanımlamak mümkün değildir. Bunun etkisi ile beraber ortalama bir molekül ağırlığı açısından karakterize edilirler [1].

Polimerizasyon evreleri 4 aşamadan oluşmakta olup safhalar ısı, ışık veya peroksit maddesi ile hızlandırılabilir [1,3,6,8].

1.2.3 Polimerizasyonun kimyasal adımları

1.2.3.1 Aktivasyon

Radyasyonla aktive edilmiş başlatıcı mevcut ise, termal aktivasyon (ısı), kimyasal aktivatörler veya uygun bir dalga boyunun radyasyonu kullanılarak peroksit başlatıcının ayrışmasını içerir [1].

1.2.3.2 Başlatma

Bu periyot başlatıcının moleküllerinin aktive edildiği ve enerjisini monomerlerle aktarmaya başladığı zamandır. Bu süreç üzerine safsızlığın mevcut etkileri aktivasyon sürecinin uzaması olarak yansır. Sıcaklığın yüksek olması başlatma periyodunun zamanın kısalmasında önemli bir etkiye sahiptir. Her bir monomer moleküler biriminin aktivasyonu için başlatma enerjisi sıvı fazda mol başına 16.000-29.000 kaloridir. Serbest radikal molekülleri paylaşılmak için elektronları olmayan kimyasal gruplara sahiptir. Kimyasal olarak aktive olan sistemlerde, serbest radikaller genellikle bir organik peroksit başlatıcı ile bir amin hızlandırıcı reaksiyonu ile üretilir. Işıkla aktive olan sistemler için de bu durumda her biri birbiriyle paylaşılmayan elektron içeren moleküller üretilmesiyle sonuçlanır. Üretim araçları ne olursa olsun, serbest radikaller mevcut monomer moleküllerinin çifte bağlarına saldırır ve böylece paylaşılmamış elektronun monomerin sonuna ve aktive edilmiş monomer moleküllerinin oluşumuna geçişi sağlanır [1,6,8].

Dental malzemeler için 3 temel başlatma sistemi vardır:

-Isı ile aktive etme de çoğu protez bazlı reçinelerler bu yöntemle örneğin benzoil peroksit ısıtarak serbest bırakılan serbest radikaller metilmetakrilat monomerinin polimerizasyonunu başlatır.

- Benzoil peroksit ve aromatik bir aminin (dimetil-p-toluidin) kullanılması şeklinde gerçekleşen kimyasal aktivasyon süreci en az iki tepkime maddesinden oluşan serbest radikaller oluşturur.

- Bu yöntemde ışık enerjisi ile sağlanan aktivasyon neticesinde ışık fotonları serbest radikaller oluşturur. Örneğin kamorfokinon ve bir amin görünür ışık ile ışınlandığında aktivasyonu sağlamış olurlar [8].

1.2.3.3 Gelişme

Büyümenin başlamasıyla birlikte, devam eden süreçte mol başına sadece 5.000-8.000 kaloriye ihtiyaç duyulur ve polimerizasyon süreci önemli bir hızla devam eder. Teoride asla sonlanmayacak olan polimerizasyon süreci tüm monomer birimleri polimerlere dönüşene kadar devam edecektir. Aktive edilmiş monomerler, mevcut monomerlerin çift bağlarına saldırır ve monomer moleküllerinin serbest radikal içine hızla eklenmesine neden olur. Bu ikinci aşama, yayılım, zincir büyüdükçe devam eder [6,8].

1.2.3.4 Sonlandırma

Gelişme safhasındaki reaksiyonunun monomerin temini sağlanana kadar devam etmesi mümkündür. Bununla birlikte, pratikte, bir polimer zincirinin sonlandırılmasına neden olabilecek diğer reaksiyonlar, yayılım reaksiyonu ile rekabet eder. Bu reaksiyonlar ölü polimer zincirleri üretir. Bunun neticesinde ve dallanmış çapraz bağların oluşumu ortaya çıkabilir. Zincir reaksiyonları ya doğrudan bağlanma ya da bir büyüme zincirinden diğerine bir hidrojen atomu değiştirilmesi ile sonlanabilir. Reaksiyonun sona eriş şekli zincir transferi neticesinde de gerçekleşebilir. Burada, zincir hareketi aktif bir radikalden aktif olmayan bir moleküle aktarılır ve yeni bir büyüme çekirdeği yaratılır [1,3,6,8].

1.2.4 Polimerizasyon sırasında meydana gelen fiziksel değişiklikler

Faz değişiklikleri: Monomerlerin çoğu, normal sıcaklık ve basınçtaki gaz veya sıvıdır. Bazı sıvı diş monomerleri, tek başına monomerden daha kolay işlenebilecek macunlar oluşturmak üzere cam tozları gibi dolgu maddeleri ile karıştırılır. Polimerizasyon sırasında, ortalama molekül ağırlığı arttıkça viskozite artmaya başlar. Bu polimerizasyon işlemi, diş polimerlerinin büyük çoğunluğu için olan çözücülerin yokluğunda gerçekleştirilir. Polimerizasyonun ilerleyen aşamaların zincir takıntılarının artmasıyla beraber malzeme amorf bir yapıya dönüşebilir. Bu aşamada monomer dönüşüm hızı iki nedenden dolayı hızla azalmaktadır. Birincisi reaksiyona girmemiş monomer miktarı çok azalmıştır. İkincisi, monomerin yüksek derecede yapışkan malzeme içerisinden reaktif polimerizasyon alanlarına difüzyon oranı çok yavaş olur [1].

Sıcaklık değişimi: Polimerizasyon tepkimelerinin çoğunluğu ekzotermiktir ve polimerizasyon esnasında bu durum polimerize edici maddenin sıcaklığında belirgin bir artışa neden olur. Bu sıcaklık artışı hem endüstriyel hem de diş polimerlerinde

önemli sonuçlar doğurabilir. Endüstriyel polimerler genellikle büyük reaksiyon kapları kullanılarak büyük miktarlarda üretilir. Böyle büyük çaptaki üretimlerde yüksek sıcaklık artışları yıkıcı etkilere sebep olabilir. Serbest bırakılan ısı polimerizasyonun ivmelenmesinde bir artışa neden olur. Polimerizasyon sırasında ısıyı dağıtmanın en etkili yollarından biri, monomerin uygun bir çözücüye çözülmesi ya da sudaki monomer süspansiyonunun oluşturulması (süspansiyon polimerizasyonu) olacaktır [1].

Dental polimerlerde ise durum endüstriyel polimerlerden farklıdır. Kullanılan polimer miktarı az oluduğundan dolayı sıcaklık değişimleri az ve kontrol dışı reaksiyon tehlikesi dolaylı olarak daha azdır. Bu durum yanında bazı üretim kolaylıklarını getirir. Örneğin monomerin polimere dönüşümü orijinal kullanım yerinde mümkün olabilir. Polimer oluşumundaki miktarın az olmasının getirdiği avantaja rağmen sıcaklık artışına yine de dikkat edilmelidir. Polimerizasyon işlemi sırasında sıcaklık yükselmesinin bir diğer dezavantajı gözenekli yapı oluşumuna sebep olabilmesidir [1].

Boyutsal değişim: Polimerizasyon sonucunda ilave ve yoğunlaşma polimerizasyonlarının neticesinde hacimsel daralma meydana gelir. Örneğin, metilmetakrilat poli metilmetakrilata dönüştürüldüğünde yaklaşık % 21 oranda hacimsel büzülme meydana gelir. Bu hacimsel büzülme diş hekimliği uygulamalarında istenmeyen bir durum olup büzülmeyi azaltmak için çeşitli uygulamalar yapılır. Mevcut büzülmenin tolerasyonu protez kullanımı sırasında meydana gelen su emilimi ile nispeten sağlanabilir [1].

1.2.5 Metilmetakrilat monomerinin polimerizasyonu

Basit olarak PMMA reçinesi polimer tozu ile metilmetakrilat monomerinin birbirine eklenerek neticesinde polimerize olması sonucunda ortaya çıkar. Monomer sıvısı ve polimer tozu birbirine karıştırılarak bir hamur oluşturulur, kalıplanan bu hamur diş grubunun da ayarlanmasından sonra sertleştirilerek kullanıma hazır hale getirilir [7].

Reaksiyon başlangıcı genellikle benzoil peroksitten ısı ve ya ışık ile serbest radikal oluşumunu gerektirir. Serbest radikal oluşumunda yer alan kimyasal reaksiyonlar:

Benzoil peroksit + aromatik tertier amin + ısı

Kamforokinon + üçüncül amin + görünür ışık şeklinde gerçekleşir [7].

Reaksiyon başlangıcı sonrası ikinci evre olan gelişme evresinde serbest radikaller doymamış çift bağlara tutunarak zincirleri uzatırlar. Monomerde mevcut glikol dimetakrilat gibi bazı moleküler çapraz bağlanmayı da sağlayabilmektedir [7].

Reaksiyonun son aşaması olan evre ise orantısızlaşma, sonlandırma ve ya transfer gibi neticelerle son bulur [7].

1.2.6 Kopolimerizasyon

Makromoleküller, tek bir yapısal ünitenin polimerizasyonu ile oluşturulabileceği gibi daha üstün fiziksel, mekaniksel veya kimyasal özellikleri temin edebilmek adına daha fazla sayıda farklı ünitelerin bir araya gelmesiyle de oluşabilir. 2 ve ya daha fazla sayıda farklı monomer yapısının oluşturduğu bu polimer bir kopolimer olarak adlandırılır ve oluşum süreci kopolimerizasyon olarak bilinir. Birçok üstün özellikli polimer yapıları kopolimerizyon yöntemi ile üretildiğinden önemli bir üretim metodolojisidir [3,8,32].

1.2.7 Çapraz Bağlantı ve Zincir Dallanması

İlave polimerizasyon reaksiyonları neticesinde genel olarak doğrusal yapılı polimerler üretilmesine rağmen bu zincirlerin düz çizgiler oluşturduğu yorumu yapılamaz. Eğer gelişen bir zincir bir polimer molekülü ile zincir transferi yaparsa dallı zincir yapıları meydana gelir. Bu olay zincir büyümesinin sona erdiğini gösterirken, molekül yanında yer alan reaktif radikal bir zincir olduğunu gösterir. Çapraz bağ yapıları mukavemeti arttırır, çözünürlüğü ve su emilimini azaltır. Akrilik reçineler için çapraz bağlanma oranı bu pozitif etkilerinden faydalanabilmek adına yüksek orandadır [1,8,32].

1.2.8 Plastikleştiriciler

Selülozik, akrilik, ve viniller gibi birçok polimer oda sıcaklığının üzerinde camsı geçiş sıcaklığına sahiptir. Bu nedenle oda sıcaklıklarında sert, kırılgan ve camsı katı gibi davranırlar. Plastikleştiriciler genellikle bu camsı geçiş sıcaklığının azaltarak polimerin esneklik kabiliyetini arttırıp kullanım sahasını genişletmek için kullanılırlar. Ayrıca plastikleştiriciler polimerin monomer içindeki çözünürlüğünü arttırmak, polimerin gevrekliğini azaltmak için de kullanılır ve bununla birlikte, mukavemeti, sertliği ve yumuşama sıcaklığı noktasını da azaltma gibi kullanım açsısından dezavantajlı sonuçlar doğurur [3,8].

1.3 Protez Damak Yapı Malzemelerini Karakterize Etmek İçin Kullanılan Yöntemler

Ağız içinin normal şartlarda ağzın kapalı ve ya açık pozisyonda olmasına göre sıcaklığı 32 C° ile 37 C° arasında değişmektedir. Sıcak ve ya soğuk beslenme sırasında bu sıcaklık aralığı 0 C°-70 C° aralığına kadar genişlemektedir. Aynı şekilde normal şartlarda pH düzeyi 4-8.5 bandında farklılıklar gösterirken bu oran asitli içecekler veya alkalin gıdalar tüketirken 2-11 pH bandına kadar değişiklik gösterebilmektedir [1].

Özellikle çiğneme esnasında 1 mm^2 diş yüzeyine ve ya damak yüzeyine düşen kuvvet miktarı çok yüksek miktarlara çıkabilmektedir [1,39].

Malzeme seçim süreci mantıklı bir takip süreci içermelidir;

1- Problemin analizi

2- Gereksinim sıklığı

3- Malzemenin bulunabilirliği ve özellikleri

4- Malzeme seçimi

Diş hekimliğinde kullanılacak malzemenin hangi özelliğinin kullanım alanıyla ilgili oluğunu saptanması için birçok faktör göz önüne alınmalıdır. Malzemeyi değerlendirmek için maruz kaldığını koşulluların birebir kopyalandığı ve uygulandığı laboratuvar test yöntemi uygulanılır bu yöntem in situ olarak adlandırılır. In situ yönteminin uygulanması her zaman mümkün olmaz ve bunun yerine hızlı laboratuvar testi olan ve in vitro denilen mevcut ortamın simule edildiği ve gerek bir ay ya da bir yıl gibi uzun süreler içerisinde gerçekleşen olayların kısa sürede uygulanarak gerçek veya gerçeğe çok yakın sonuçlar alınabilen yöntemdir [1].

1.4. Bazı Fiziksel ve Mekanik Özelliklerin Tanımlanması

Polimerlerin efektif şekilde kullanılabilmesi için mekanik özelliklerinin çok iyi anlaşılması gerekmektedir. Birçok test metodu, uygulanan çeşitli yükler altında performans limitlerini görmek için kullanılır [3].

Yaş veya cinsiyete göre çeşitlilik gösteren ısırma kuvveti ağız içinde kullanılan protezlerin dayanım değerlerinin en önemli ilgilisidir. Isırma işlemi sırasında protezler kırıklara karşı yeterince sert ve tok olmalıdır ya da bir diğer malzeme yükleme altında şeklinin devamlılığını sürdürebilmek için yeterince rijit olmalıdır. [1,2,7].

1.4.1 Gerilme

Vücuda bir dış kuvvet uygulandığında ya da bir numune testi sırasında, iç kuvvet dış kuvvete eşit fakat zıt yönlü olarak oluşur. Oluşan bu iç kuvvet gerilme olarak adlandırılır. Basma ve çekme durumlarında;

$$\sigma = F/A \tag{1.1}$$

ifadesi ile tespit edilir. Denklemde F uygulanan kuvveti, A ise kuvvetin uygulandığı alanı ifade etmektedir. Yükün uygulandığı alan uygulanan yükün etkinliğini belirler [1,2,7,8,40].

Basma, çekme ve kayma gerilmeleri 3 ana gerilmesin yanında burulma ve eğilme gerilmesi kavramları da mevcuttur. Gerilmenin birimi Pascaldır. Pascal 1 Newton kuvvetinin 1 m^2 yüzeye etkisi olarak tanımlanır. Çekme gerilmesi eksenel olarak görülmesi daha kolay ve anlaşılması daha mümkünken, basma geirlmesi daha karışık, malzeme içine doğru vektörlerden oluşan ve gözle tespiti nispeten daha zor bir gerilme çeşididir [1,2,7,8,40].

Ağız içi protez uygulamalarında kuvvetin uygulandığı alanın küçük olması gerilme değerlerini yüksek noktalara çıkaran bir etmen olarak görünmektedir [8,40].

1.4.2 Gerinim

Vücut ya da test numunesi üzerine etkiyen bir dış kuvvet şekil değişimleri meydana getirebilir. Örneğin numune bir çekme gerilmesine maruz kaldığında malzemede kuvvetin büyüklüğüne ve malzemenin cinsine göre bir uzama meydana gelecektir. Gerinimin sayısal olarak değerini bulmaya yarayan ifade;

$$\varepsilon = \delta L / L_0 \tag{1.2}$$

olarak ifade edilir. δL malzeme boyunda meydana gelen değişim, L_0 ise malzemenin ilk boyunu ifade eder. Tespit edilen gerinim değeri herhangi bir uzunluk birimine sahip değildir. Eğer malzemedeki uzama miktarı belli bir sınır değeri aşarsa, malzemede boy verme işlemi gerçekleşir. Malzemede uygulanan çekme kuvvetine karşı uzama meydana gelirken eni boyunca daralma gerçekleşir. Bu olay da poissons oranı ile ifade edilerek tespit edilebilir [1,2,7,8,40].

Malzemeye uygulanan kuvvete karşı oluşan şekil değişimi sonucunda deformasyon olması ya da eski haline belli bir zaman içerisinde gelebilmesi malzemenin elastik özelliklerinin fonksiyonu olan bir özelliktir [1].

1.4.3 Kırılma gerilmesi-dayanım

Vücut ya da deney numunesinin dayanabileceği bir uygulama kuvveti mevcuttur. Maksimum gerilme malzeme dayanımını tespit etmek için kullanılan bir parametredir. Çekme deneyinde saptanan kopma gerilmesi çekme dayanımını yine aynı şekilde basma deneyinde saptanan değer kopma dayanımını verir [1,7].

Gevrek malzemeler için yüzeydeki kusurlar, bozukluklar, boşluklar malzemenin eğilme gerilmesini önemli ölçüde etkileyebilmektedir. Bu kusurlar gerilme değerlerinin bu noktalarda yoğunlaşarak yükselmesi neticesinde düşük kuvvetlerde dahi bozulmalara sebep olmaktadır. Gevrek ve sünek malzemeler kırılma gerilmesi yönünden karşılaştırıldığında sünek malzemelerde kırılma gerilmesi değerine ulaşıldığında boyun verme işlemi olabilirken gevrek malzemelerde kırılma daha küt şekilde gerçekleşir [1,40].

1.4.4 Gerilme-gerinim ilişkisi

Gerilme ve gerinim kavramları genellikle malzemelerin mekanik özelliklerini saptamak ve karakterize etmek için kullanılır. Verileri genellikle gerinimi gerilimin bir fonksiyonu olarak ölçen ve kaydeden mekanik test cihazları kullanılarak elde edilir [1,3].

Şekil 1.1'de olduğu gibi gerilme-gerinim grafiklerinde lineer hat boyunca ortaya çıkan eğim malzemenin karakteristik özelliklerinden biri olan elastik modülü verir.

$$E = \sigma / \varepsilon \tag{1.3}$$

olarak ifade edilir. Birimi gerilme birimi ile aynı olan elastiklik modülü malzeme rijitliğinin göstergelerinden biridir. Yüksek eğim derecesine sahip bir grafik rijit bir malzemeyi gösterirken eğimi düşük bir grafik esnek bir malzeme davranışını gösterir. Ayrıca lineer hat boyunca uygulanan yükler altında Hooke Kanunu geçerliliğini korumaktadır. Yani gerilme ve gerinim arasındaki oran sabittir [1,2,3,40].

Gerilme-gerinim grafiğinin ilerleyen hattında gerilme uç noktaya kadar arttığında gerinim neticesi sonucunda malzemede kırılmaya sebep olmaktadır. Kırılma-kopma sınırı olan T noktası, gerilme durumunda gerilme dayanımı noktasını basma durumunda ise basma dayanımı noktasını vermektedir [1,2,7,8,40].

E noktası ise akma gerilmesi noktası olarak adlandırılır. Bu nokta akma noktasından sonra gerilmenin toparlanamayacağı noktayı işaret eder. Bir başka deyişle E noktası malzemenin kalıcı deformasyona uğramadan dayanabileceği azami gerilme noktası olarak ifade edilebilir [1,2,7,40]. Bu bilgiler doğrultusunda orantı limiti yüksek olan

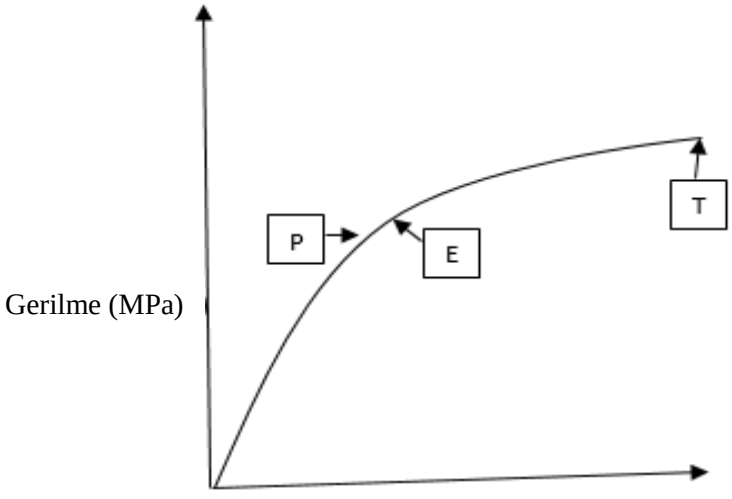
bir malzemenin kalıcı deformasyon olmaksızın uygulanan gerilmeye dayanma kapasitesi daha yüksek olduğu yorumu yapılabilir [1].

Kısmi damak protezleri yüksek orantı limitine sahip olması gereken materyallere örnek olarak verilebilir. [1]

E ve T noktaları arasında kalan aralık çekme durumunda süneklik, basma durumunda ise yumuşaklık veya işlenebilirlik özelliklerini gösterir. Sünekliğin vermiş olduğu bir diğer özellikse kırılma yüzde uzama özelliğidir [1].

Elastik sınır altında kalan eğrinin alanı bize rezilyans değerini verir. Rezilyans malzemenin kalıcı şekil değişimine sebep olmaksızın absorbe edebileceği enerji kapasitesini gösterir. Yüksek rezilyans direnç değeri elastomerleri karakterize etmek için sıkılıkla kullanılan bir ifadedir. Örneğin sert bir protez tabanına yastıklı bir astar uygulamak için kullanılabilen bu malzemeler sürekli bozulmadan önemli miktarda enerji absorbe edebilirler [1,7,8,40].

Gerilme-gerinim eğrisi altında kalan toplam alan ise malzemenin tokluk değerini verir. Bu değer malzemenin kırılana kadar absorbe edebildiği enerji miktarı olarak yorumlanmaktadır. Yüksek miktarda enerji depolama kapasitesine sahip malzemeler tok malzeme olarak adlandırılır. Bunun tersi olan malzeme çeşidi ise gevrek malzemelerdir [1,2,7,8,40].



Şekil l.1: Klasik bir gerilme-gerinim eğrisi [1].

1.4.5 Darbe dayanımı

Gevrek malzemelerde kırılma olması gereken değer altında ve aniden ortaya çıkabilir. Küçük mikro çatlakların sebep olduğu bu olay kırılma tokluğu özelliğinin ortaya

çıkmasına sebep olmuştur. Test ortamında kırılmadan önce plastik deformasyonlar görülmesi test sonucunda elde edilecek olan verileri saptırabilir [1].

Gerilme veya gerinim hızla arttığında malzemenin daha kırılgan davranması olasıdır. Gerilme değerinin çok hızlı artması şeklinde yapılan test darbe testi olarak adlandırılabilir. Darbe testi sonucunda numunenin kırılana kadar absorbe ettiği enerji miktarı saptanır [1,8].

Darbe dayanımı, akrilik protez esaslı malzemeler için kazara sert bir yüzeye düştüğü durumlarda ani kırılma eğilimi gösterebilecek durumları değerlendirebilmek için önemli bir parametredir [1].

1.4.6 Yorulma dayanımı

Tekrarlı yüklere maruz kalan bir malzeme orantı limitleri içinde dahi olsa ani kırılmalara maruz kalabilir. Dental tedavilerde özellikle diş protezi olarak kullanılan birçok malzeme kullanım süresi boyunca tekrarlı yüklere maruz kalır. Maruz kalınan bu gerilme değerleri malzemenin deformasyon değerlerinin çok altında olsa bile uzun zaman içerisinde tekrarlanan bu yükler malzemede kalıcı hasarlara sebep olabilmektedir. Buna sebep olan en büyük etken üretim sırasında ve ya kullanım aşamasında yüzeyde bulunan mikro çatlakların zaman içerisinde yük altında ilerleyerek birleşmesidir [1,8].

Yorulma dayanımının tespiti için malzemeye belli bir frekansta ve sıklıkta gerilmeler uygulayıp arıza için gerekli döngü sayısı tespit edilebilir ve neticesinde malzemenin yorulma dayanımı saptanabilir [1].

Diş hekimliği uygulamalarında kullanılan malzemeler için de yorulma dayanımının kritik bir özellik olduğu yapılan çalışmalarda tespit edilmiştir [1,41,42].

1.4.7 Aşınma direnci

Sert malzemelerin yumuşak malzemelere göre aşınma direnci daha yüksektir. Ağız içinde kullanılan dental malzemelerin aşınma dirençlerinin yüksek ya da düşük olması halinde de sorunlar ortaya çıkabilmektedir. Aşınma oluşum şekilleri düşünüldüğünde farklı sebeplerden dolayı ortaya çıkışları, aşınma direncinin tespitinin zor olduğunu ve ya elde edilen sonuçların yanıltıcı olabileceğinin tasavvurudur [1,2].

1.4.8 Sertlik

Sertlik genel anlamda malzemenin deformasyona karşı göstermiş olduğu direnç olarak tanımlanmaktadır. Sertlik değerini ölçmek için farklı yöntemler olmasının yanı sıra genellikle ölçülen değer eğer düşükse yumuşak, yüksekse sert malzeme olduğunu gösterir. Sertlik değerinin ölçülmesinde kullanılan yöntemler Vickers, Knoop, Brinell ve Rockwell isimleriyle adlandırılan yöntemlerdir. Deneyler sonucunda elde edilen sonuçlar her deneyin kategorize edildiği ayrı değerlerle ifade edilir [1,2,7,8,40].

Sertlik bir başka yönüyle çizilmeye karşı koyma kabiliyeti olarak da yorumlanabilir. Akrilik protez malzemelerinin sertlik değeri diş minesine göre düşük olduğu için kolayca çizilebilir [1,2].

1.4.9 Esneklik ve viskoelastisite

Akma gerilmesi malzemelerin elastik sınırı olduğu, öncesinde gerilme kaldırıldığında malzemenin toplanabildiği fakat akma gerilmesi üstünde uygulanan kuvvetler neticesinde malzemede plastik deformasyon meydana geldiği ve gerilme öncesindeki formuna dönemediğini bilinmektedir. Fakat akma gerilmesinin yanında malzemenin elastik toparlanma kabiliyeti de elastik özellikleri etkileyen bir özellik olarak göze çarpmaktadır. Malzemeye uygulanan gerilme kaldırıldıktan sonra toparlanma eski formuna kavuşacak şekilde oluyorsa malzeme elastik fakat toparlanma yavaş yavaş oluyor veya toparlanma eski forma göre farklı olacak şekilde gerçekleşiyorsa malzeme viskoelastik malzeme olarak tanımlanabilir. Viskoelastik malzemeler hem viskoz hem de elastik malzeme özelliklerini aynı anda sergiler [1,7,40].

Malzemeler bu yönde davranışlarını simule edebilmek için birkaç farklı model oluşturulmuştur. Amortisör ve yay modelinin birbirine seri olarak bağlandığı ve Maxwell modeli olarak adlandırılan model de yay toplanırken amortisörde meydana gelen kalıcı bozulma uygulanan kuvvetin büyüklüğüne ve süresine göre değişiklik gösterebilmektedir. Voight modelinde birbirine paralel olarak bağlanmış olan amortisör ve yay kombinasyonunda gerilme uygulandığı durumda absorbe olayından dolayı yavaş açılma ve yük kaldırıldığında yavaş toparlanma görülmektedir. Toparlanma süresi Maxwell de olduğu gibi gerilme ve uygulanan sürenin bir kombinasyonu şeklinde ortaya çıkar. Voight veya Maxwell tipi davranış sergileyen malzemeler için yük altındaki deformasyon, elastikiyet modülü, viskozite ve zaman değeriyle tanımlanır [1].

Diş hekimliğinde kullanılan birçok malzeme Maxwell ve Voight modellerinin kombinasyonu şeklindedir yani viskoelastik malzeme özelliği gösterirler [1,40].

1.4.10 Sürünme ve gevşeme

Sürüneme sabit bir yük veya gerilim altında malzemenin zamanla şekil değiştirmesi olarak tanımlanabilir [2,7]. Gevşeme ise şekil değişiminin sabit olduğu durumda gerilmede meydana gelen azalma olarak tanımlanabilir [1,2,7].

1.4.11 Termal özellikler

Sıcak ve soğuk içeceklerin tüketimine paralel olarak ağız içerisindeki sıcaklık miktarı ve dağılımı geniş bir spektrumda dalgalanır. Buna ek olarak bazı diş malzemelerinin ısı iletim özelliklerinin farklı oluşu sıcaklık algısını pozitif veya duruma göre negatif olarak etkilemektedir [1].

Sıcaklık değişiminin en önemli etkilerinden biri de boyut değişimine sebep olmasıdır. Boyutsal değişim sıcaklık artışında genleşme, sıcaklık azalışında ise büzülme şeklide gerçekleşir [1].

Termal iletkenlik: Termal iletkenlik, birim sıcaklık gradyanı başına ısı akışı oranı olarak tanımlanır. Isı metal ve alaşımlarda akriliklere göre çok daha hızlı transfer edilir. Ağızdaki termal değerler geçici olarak etki ettiği için termal iletkenliğin yanında termal yayılma özelliği de ağız içi malzeme davranışlarını tahmin etmede önemli bir özelliğe sahiptir [1,7,40].

Termal yayılım: Bu özellik malzemenin geçici termal etkilere tepkisini daha iyi açıklayabilmektedir [1]. Termal yayılım;

$$D = K/C_p \times g \qquad (1.4)$$

ifadesi ile hesaplanabilir. Bu ifadede K termal iletkenlik katsayısı C_p ısı kapasitesi ve g yoğunluk değerini ifade etmektedir. Genellikle birçok malzeme de düşük difüzivite oranı istense bile bazen yüksek düfizivite oranı istendiği durumlarda olabilir. Örneğin protez kaide malzemeleri için yüksek düfizivite oranı hastanın sıcak ya da soğuk gıdalara tepkilerini hızlandırmak ve hissizleştirmeyerek daha büyük sakıncalar doğmasına engel olmak için uygundur [1,40].

Termal genleşme katsayısı: Termal genleşme katsayısı tanımı itibari ile her bir santigard derece artışına karşın malzeme üzerinde meydana gelen boyut değişimi olarak tanımlanabilir.

Termal genleşme katsayısı dental boyut değişimi L_o ilk boya oranının sıcaklık değişimine oranı olarak ifade edilebilmektedir [1,2,40].

Termal genleşme katsayısı ağız içi dental malzemeler içinde oldukça önemli bir ifadedir. Termal genleşme katsayısında en önemli olan husus ağız içine sonradan konan dental protez malzeme veya dolguların termal katsayılarının ağız içinde mevcut bulunan gerçek dokularla yakın değerde olmasıdır. Eğer termal genleşme katsayıları birbirine yakın olmazsa genleşmeler ve büzülmeler ağız içi boşluğunda istenmeyen neticeler doğurabilmektedir [1].

1.4.12 Diğer fiziksel özellikler

Boyutsal değişim: Dental malzemelerin başarılı sayılabilmeleri için boyutsal kararlılıkları kuvvetli olmalıdır. Malzemenin oluşturulması sırasında olan kimyasal işlemler esnasında veya dökümü sırasında olmak üzere malzeme üzerinde boyutsal değişimler sıklıkla yaşanabilmektedir. Bir malzemenin boyutları tespit edildikten sonraki süreç içerisinde boyutunda meydana gelebilecek değişimler boyutsal kararlılığın ölçüsünü gösterir [1].

Yoğunluk: Dental malzemelerin dizayn kriterlerini etkileyen çok temel bir özelliktir. Örneğin üst damak protezi oluşumunda yüksek yoğunluklu bir materyal kullanıldığında yer çekimi etkisiyle de ağız içerisinde tutunmayı zorlayan bir durum oluşturacaktır [1].

1.5 İdeal Bir Protez Damak Kaide Malzemesinden Beklenen Özellikler

-Tatsız ve kokusuz olmalıdır.

-Ağız içi dokuyu tahriş özelliğine sahip olmamalıdır.

-Estetik görünmeli, şeffaf ve kolay renklendirilebilir olmalı ve bu renklendirme kalıcı olabilmelidir.

-Boyutsal kararlılığı iyi olmalıdır.

-Yeterli dayanıma rezilyans ve aşınma direncine sahip olmalıdır.

-Ağız içi sıvılarda çözünmemelidir.

-Düşük yoğunluğa sahip olmalıdır.

-Ağız içi günlük kullanımındaki sıcaklık dalgalanması tolere edebilecek kapasiteye sahip olmalıdır.

-Üretimi ve tamiri kolay olmalıdır.

-İyi bir termal iletkenliğe sahip olmalıdır.

- Radyo opak olmalıdır [8].

1.6 Protez Damak Kaide Malzemelerinin Gelişim Süreci

Diş ve diş sağlığının kaza veya hastalıklar sonucunda kaybedilmesi insanların uzun yıllar boyunca problem yaşamalarına sebep olmaktadır. Tarih boyunca bu sıkıntıların giderilebilmesi için çağına uygun malzemeler ve uygulamalarla hastalara müdahalede bulunulmuştur [9].

Zaman geçtikçe ve medeniyet gelişerek ilerledikçe ağız sağlığında kullanılan malzeme çeşitliliği de değişerek gelişmiş, biyoloji, kimya ve fizik bilimlerinde nitelik ve nicelik anlamında yavaş ama sürekli bir gelişim olmuş ve bu etkiler diş protez malzemelerinin gelişimini de doğrudan etkilemiştir. Diş protez malzemesi biyolojik olarak uyumlu kolay ulaşılabilen ucuz ve kolay şekillendirilebilmekle beraber hoş bir görüntüye sahip olmalıdır [9].

Yapay malzemelerle, kaybedilen dişlerin yenilenmesi malzeme biliminin geniş bir bölümüne hitap etmektedir. Protez yapı malzemesi bu konuda her zaman bir araştırma konusu olmuştur. Daha uygun bir şekilde söylemek gerekirse daha güçlü yapılar için daha uzun ömürlü, estetik ve biyolojik olarak uyumlu malzemeler geliştirilmesi gerekmektedir [9].

Tanım: Protetik terimler sözlüğüne göre ‘protez’ damak dişlerin bağlandığı ve beslendiği yer olarak tanımlanmaktadır [9].

1.7 Protez Damak Yapımında Kullanılan Malzemeler

18. yy Öncesi

-Tahta

-Kemik

-Fildişi

18. yy süresince kullanılan malzemeler

-Altın

-Porselen

19. yy süresince kullanılan malzemeler

-Kaplumbağa kabuğu (1850)

-Güta perka (1851)

-Vulkanit (1851)

-Keoplastik (1856)

-Gül incisi (1860)

-Alüminyum (1867)

-Selüloid (1870)

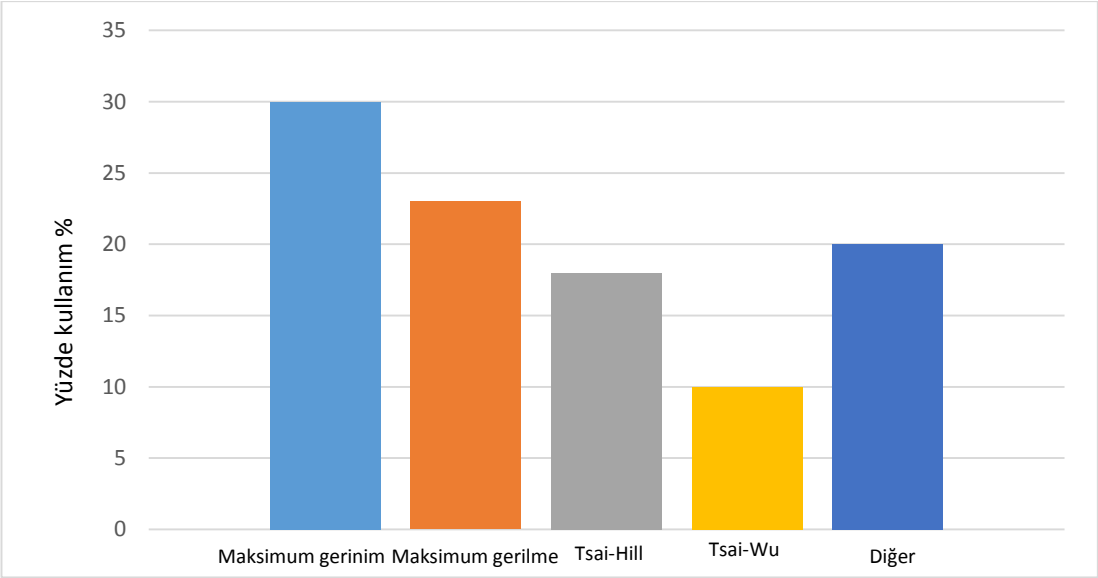
20. yy süresince kullanılan malzemeler

- Bakalit(1909)
- Paslanmaz çelik (1921)
- Kobalt Krom (1930)
- Vinil reçineler (1932)
- Akrilik reçineler (1937)
- Epoksi reçinesi (1951)
- Polistiren (1951)
- Naylon (1955)
- Polikarbonat (1967)
- Yüksek dayanımlı akrilik (1967)
- Polisülfonlar (1981)
- Saf titanyum (1998) [9].

1.8 Fiber Takviyeli Polimer Kompozitler İçin Kırılma Kriterleri

Günümüzde ve 40 yılı aşkın süredir fiber takviyeli polimer kompozitlerin kırılma kriteri konusuna ilişkin birçok çalışma yapılmaktadır. Farklı yaklaşımlar gözetildiğinde konunun güncelliği ve önemi günümüzde de süregelmektedir [43,44,45,46].

Konu hakkında önemli ilerlemeler kaydedilmesine rağmen, yükleme altındaki malzemeler hakkında araştırmacıların fikir birliğine vardığı uluslararası bir kırılma teorisi mevcut değildir. En sık kullanılan krılma kriteri teorileri toplan gerinim, toplam gerilim, Tsai-Hill ve Tsai-Wu kırılma kriteri teorileridir. [43].



Şekil 1.2: Kullanılan kompozit kırılma kriterleri [43].

1.8.1 Tsai-Wu kırılma kriteri

Tsai 30 yılı aşkın süredir fiber takviyeli polimer kompozitlerin kırılma kriterleri üzerine araştırmalar yapmıştır. Tsai-Wu kırılma kriteri tabakalı malzemelerin kırılma kriteri analizinde kullanılan Beltrami'nin toplam gerinim enerjisi teoremini baz alan etkin bir yöntemdir. Bu kırılma kriterinde bir tabakada oluşan basma ve çekme dayanımları ayırt edilir, bu bu yönünyle Tsai-Hill kırılma kriterinden ayrılır [47,61].

1.9 Protez Damak Kaide Plağının İyileştirilmesi Üzerine Literatür Değerlendirmesi

Günümüzde en sık kullanılan protez yapı malzemesi PMMA'dır. Bu malzemenin çeşitli şekillerde kombinasyonunun, tek başına kullanımına göre istenen özelliklerin elde etme başarısı daha yüksektir. Estetik özellikleri tam olarak karşılamasına rağmen klinik araştırmalarda tespit edilen ve gerçek kullanım alanında yaşanan bazı sorunlar malzemenin iyileştirilmesi gereken özellikleri olduğunu göstermektedir [10,11,13,20,22,24,26,30,31,34].

Protezlerde oluşan kırıklar genellikle eğilme yorulması ve darbe dayanımı özelliklerinin noksanlığı sonucu oluşmaktadır. Eğilme yorulması sonucunda oluşan kırıklar tekrarlı yükler sebebiyle gerçekleşmektedir. Bu tip kırıklar gerilme değerlerinin toplandığı noktalarındaki mikroskobik çatlakların var olması ve bu çatlakların büyüyerek birleşmesi neticesinde ortaya çıkar. Devamlı yüklemelerde bu çatlaklar ilerleyerek büyür ve son bir yüklemeyle akma sınırı altında da olsa kalıcı

hasarlar ortaya çıkar. Orta hat boyunca gerçekleşen kırıklar genellikle bu sebepten dolayı meydana gelir. Protezlerde sıklıkla görülen bir diğer deformasyon türü darbe dayanımının aşılması sonucu oluşan protezin maruz kaldığı ani yükler sebebiyle ya da temizlik sırasında ve ya öksürük-hapşırık gibi sebeplerden dolayı meydana gelir [10,13,14,20,24,26].

Protez kaide malzemelerinin mekanik özelliklerinin iyileştirilmesi için yapılan çalışmalar hakkında yayınlanan makaleler 30 yılı aşkın süredir devam etmektedir [10]. Genel özellikleri gözetildiğinde ve kullanıcı dostu özelliği sayesinde protez kaide malzemesi olarak en sık PMMA reçinesi kullanılmaktadır. Yine de estetik gereklilikleri yerine getirmesine rağmen darbe ve yorulma dayanımının tamamıyla tatmin edici düzeye çıkmaması, yüksek sayıda protezin onarım görmesi veya kullanılamaz hale gelmesi PMMA üzerindeki tartışma konuları olarak araştırmalara yansımaktadır [10].

PMMA' nın dayanım özelliklerinin iyileştirilmesi için 3 yol izlenmektedir; PMMA' nın yerine başka bir kaide malzemesi kullanmak; PMMA' nın kauçuk gibi malzemelerle kimyasal modifikasyonu; PMMA'nın karbon fiber, cam fiberi veya metal eklemeler gibi malzemelerle takviyesi edilmesi [10].

1.9.1 PMMA yerine alternatif malzemeler

PMMA' nın yerine kullanılabilecek dayanımı ve sertliği yüksek, boyutsal kararlılığı iyi, su emilimi düşük malzemeler üzerine araştırma çalışmaları devam etmektedir [10]. Julian B. Woelfel ve arkadaşları 11 farklı tip protez yapı malzemesini protez yapımında kulanmış protezlerin üretimi ve kullanımı sırasında oluşan büzülme ve boyutsal değişimleri, protezlerin damak içerisindeki tutunma kabiliyetlerini, stabilitelerini, doku protez arasındaki uyumu değerlendirmiştir [48].

O.Chevitarese ve arkadaşları akrilik reçineden oluşturulan protezleri kontrol grubu olarak seçip bunlarla stiren reçinesi, vinil reçinesi ve epoksi reçinesinden yapılma protezleri karşılaştırmıştır. Protezlerde kürlenme sırasında meydana gelen boyutsal değişim, su emilimi ve çözülme, renk stabilitesi, sertlik, eğilme gerilmesi ve çarpılma yönünden numuneleri kıyaslamıştır. Numuneler kıyaslandığında en düşük büzülme epoksi reçinesinden üretilen numunede meydana gelirken, stiren ve akrilik reçinesinin su emilimi ve çözünürlüğü makul seviyelerde çıkmıştır. 4 numuneninde renk stabilitesi iyi çıkmıştır. Stiren reçinesi sert, vinil ve akrilik reçineler tok, epoksi reçinesi ise en gevrek malzeme olarak çalışmada dikkat çekmiştir [49].

PMMA' nın yerine tercih edilebilecek epoksi reçinesi, polistren, vinil, akrilik, kauçuk dokulu kopolimerler ve naylon kaide malzemesi yapımında kullanılmış ancak hiçbirinde tam olarak istenen özelliklere sahip olabilecek kaide plağı üretilememiştir [10].

1.9.2 PMMA' nın kimyasal modifikasyonu

PMMA yapılı protez kaide malzemelerinin güçlendirilmesine yönelik bir diğer çalışma da kimyasal modifikasyondur. Bu yönde gerçekleştirilen çalışmalara örnek olarak PMMA-kauçuk birlikteliği örnek teşkil etmektedir.

Bucknall tarafından camsı polimerlerin kauçukla takviyesi ve mekanik özelliklerinde buna paralel değişimler tartışılmıştır. PMMA malzemesine kauçuk takviye edilmesiyle PMMA matriksi içinde dağılmış kauçuk ağından oluşan bir reçine oluşturulmuş ve kauçuk ilavesi sayesinde yük altındaki kaide malzemesinde oluşacak mevcut kırık ilerlemeleri kauçuk yüzey sayesinde durmuş ya da yavaşlatılmış olacaktır. Kauçuk takviyesinin amacı standart, kauçuk ilavesi olmayan reçinelere göre polimerin kırık öncesi absorbe edebileceği enerji miktarını arttırarak darbe dayanımı konusunda toleransını yükseltmektir [55].

1.9.3 PMMA' ya malzeme takviyesi

Literatür üzerinde genel bir değerlendirme yapıldığında protez yapı malzemelerinin iyileştirilmesi konusunda çalışmaların kimyasal modifikasyon veya alternatif malzeme yerine PMMA yapılı protezlerin fiber takviye elemanlarıyla güçlendirilmesi doğrultusunda yoğunlaştığı görülmektedir.

1.9.3.1 Karbon fiber

19. yy sonlarında karbon fiber Edison tarafından ilk kez üretilmiştir. Karbon fiberler poliakrilatların ısıl işlem görmesiyle elde edilen bir materyaldir. Bu ısıl işlem prosesi karbon atom zincirleri içerisinden hidrojen, nitrojen ve oksijen uzaklaştırmakta ve karbon fiber mevcut halini almaktadır [10,34].

Karbon fiber PMMA içerisine doğrusal veya dokuma hasır formunda yerleştirilebilir. kuru fiberlerin PMMA içerisinde reçineyle bütünlük sağlaması zordur fakat monomer ile ıslatılmasıyla fiberin reçine içerisine yerleştirilmesini ve bütünlük sağlamasını kolaylaşır. Islak fiber lifleri kaide plağı içerisine boydan boya yerleştirilebilir ve ince prepeg formunda PMMA ile kaplanabilir [10].

J. DeBoer ve arkadaşları karbon fiber takviyesinin akrilik protez üzerinde eğilme ve yorulma dayanımına etkisi üzerine araştırma yapmıştır. 65-70 mm uzunluğunda kesilen ve silanla kaplanan karbon fiber takviyeler Hi-I ve Lucotine adlı ticari protezlere düz, uzunlamasına, çapraz ve karışık formlarda takviyelenmiştir. Elde edilen sonuçlar neticesinde fiber yönüne bakılmaksızın Hi-I reçinesi Lucotine reçinesinden eğilme dayanımı daha iyi çıkmıştır. Uygulanan gerilme yönüne dik konumda yerleştirilen karbon takviyeler eğilme ve yorulma dayanımında karşı iyi sonuçlar vermiştir [51].

Yazdanie ve Mahood tek yönlü ve örgü formunda bulunan karbon takviyenin akrilik reçinenin içine takviye edilmiş haldeki formunu incelemiş ve tek yönlü formun örgü formuna göre reçineye kazandırdığı eğilme dayanımının daha üstün olduğunu tespit etmiştir. Karbon fiber ve kaide plağı arasındaki yüzey uyumsuzluğu bu prosesteki en büyük sorunu oluşturmuştur. Karbon fiberin silan veya başka kimyasallarla kaplanmasıyla yüzey bağının kuvvetlendirilmesi üzerinde durulmuştur [52].

Larson W.R ve arkadaşları karbon grafit takviyesinin akrilik protez damak üzerindeki elastisite modülüne etkilerini araştırmıştır. Hazırlanan test numuneleri içinde fiber takviyeli bütün numunelerin elastisite modüllerinin önemli ölçüde arttığı, suda bekletilen numunelerde elastik modül üzerinde ciddi bir değişim olmadığı tespit edilmiştir [56].

Vallittu P.K. ve Lassila V.P PMMA yapılı protez kaide malzemesinin metal, cam fiber, karbon fiber ve aramid ile takviyesinin kırılma direnci üzerine etkisini araştırmıştır. Kırılma dayanımına bütün metal takviyelerin pozitif yönde katkı sağladığı tespit edilmiştir. Silan kullanılmadan takviye edilen cam fiberinin fiber ve protez arasındaki adezyonun kötü olması sebebiyle dayanımı azalttığına, karbon fiberin estetik olarak dezavantaj oluşturduğuna fakat yine de dayanımı arttırdığına değinmiştir. Sarı görüntüsü sebebiyle aramidin estetik kaygılar doğurduğuna vurgu yapmıştır [57].

Karbon fiberlerin protez kaide malzemelerini güçlendirmesi yönünde yapılan çalışmalarla ilgili fiberin reçine içerisine konumlandırılması, parlak bir yüzey elde edilmesi, siyah rengi sebebiyle kötü bir estetik görüntüye sebep olması, karbonun toksin özellikleri gibi araştırma konusu olması ve iyileştirilmesi gereken pek çok özelliği söz konusudur [10].

1.9.3.2 Cam fiberi

Cam fiberler dental polimerleri güçlendirmek için örgü, tek yönlü, sürekli fiber gibi formlarda kullanılmaktadır [10].

Vallittu P.K. ve Lassila V.P. üst damak protezine cam fiber takviyesi edilmesi neticesinde eğilme ve yorulma dayanımına olan etkisi üzerine araştırma yapmıştır. Üç nokta eğme deneyi kullanılarak gerçekleştirilen deneylerde %58 oranında sürekli cam fiber takviyesinin eğilme dayanımını %146 oranında, yorulma dayanımını ise $5x10^5$ yüklenme oranında arttırdığı tespit edilmiştir. Çalışma neticesinde cam fiber takviyesinin üst damak protez dayanımını önemli ölçüde arttırdığı görülmüştür [53].

Varpu ve Vallittu PMMA yapılı protezin cam fiber takviyesi neticesinde su emilimi ve çözünürlüğü üzerinde çalışmışlardır. Neticesinde su emilimi konusunda çıkan sonuçların ISO 1567 standartına uygun çıktığını ve kilnik olarak cam fiber takviyeli protez uygulamalarının mümkün olduğunu belirtmiştir [54].

Stipho H.D., cam fiber takviyesinin akrilik protez üzerine etkilerini araştırmıştır. Eğilme dayanımı, maksimum çarpılma ve elastisite modülü 3 nokta eğme deneyi aracılığyla tespit edilmiştir. Cam fiber takviyesinin protez dayanımlarını arttırdığını fakat estetik görüntüsü diğer takviye malzemelerine karşı iyi olmasına rağmen plak oluşumu ve tahriş edici özelliklerinin iyileştirilmesi gerektiğini belirtmiştir [14].

Vallittu P.K., in vitro çalışmasında sürekli cam fiberi ve metal takviyeli kısmi damak protezinin yorulma dayanımı üzerine çalışma yapmıştır. Cam fiber takviyesinin metal takviyeye göre yorulma dayanımını arttırdığını, oluşan kırılma sonucu cam fiber takviyeli numunenin iki paçaya ayrılırken metal takviyeli numunenin kırık sonucu iki parçaya ayrılmadığını, cam fiber takviyeli numunede oluşan kırık bölgesinin numunenin takviyesiz bölgesinde gerçekleştiğini belirtmiştir [58].

Vallittu P.K. ve arkadaşları sürekli cam fiber ve metal takviyesinin poli metilmetakrilat yapılı protez kaide plağının darbe dayanımına olan etkisini incelemiştir. Charpy darbe testi ile yapılan darbe dayanımı testlerinde her iki takviyeli numunede takviyesiz numuneye göre daha yüksek darbe dayanımı sergilemiştir [59].

Franklin P. ve arkadaşları pul formunda cam fiber ile takviyelenen poli metilmetakrilat yapı malzemeli protez damağın kırılma tokluğuna etkisi incelenmiştir. Pul formundaki cam fiber takviyelerin protez damağın kırılma tokluğunu %69 oranında arttırdığı görülmüştür [60].

Protez damakların dayanımını yukarıya çekmek için kullanılan fiber takviyelerde polimer matriksi ve fiber arasında iyi bir bağlantı oluşturulmalıdır. İşlenmemiş fiberler

kimi zaman reçinenin dayanımını arttırmak yerine azaltabilmektedir. Silan bileşimi gibi çeşitli kimyasallar reçine ve takviye arasında daha güçlü yapışma elde etmek için çalışmalarda kullanılmıştır. Bunun yanında polimer içerisindeki cam fiberinin konumu reçinenin dayanımını etkileyebilmektedir. Bütünsel ve kısmi fiber takviye üzerinde çalışmalar yapılmıştır. Protez kaide plağı bir bütün olarak fiber takviye ile takviyelenebildiği gibi bunun yanında bir başka yaklaşım olarak diğer birçok örnekteki gibi sadece hassas bölgelere düzgün bir yerleştirme sonucu fiber takviyesi yapılabilir [10].

PMMA reçinesine cam fiber ilavesi üzerinde yapılan çalışmalar günümüze kadar süregelmektedir ve ilerleyen dönemde de araştırma konusu olmaya devam edeceği yapılan literatür değerlendirmelerinde çalışmaların sürekliliği değerlendirildiğinde gözükmektedir.

1.9.3.3 Metal eklemeler

Metaller tel, plaka veya dolgu maddesi gibi formlarda protez damak takviyesi olarak kullanılabilir [10].

PMMA protez kaide plağına mekanik özelliklerin iyileştirilmesi için metal takviye edilmesi çoğu zaman sınırlı katkı sağlayabilmiştir. Metal takviyesi olarak göreceli yumuşak bir astara sahip olan ve esnekliği diğer metal uygulamalarına göre iyi durumda olan krom-kobalt alaşım takviyesi metal takviye uygulamaları arasında en mantıklı seçenek olarak görünmektedir. Metal eklemelerde reçine ile olan yüzey bağlantı problemleri de dezavantaj oluşturabilmektedir [10,34].

1.9.3.4 Aramid fiberi

Ticari adı Kevlar olan aramid organik bir bileşiktir [34].

Grave A.M., ve Chandler H.D yaptıkları çalışmada akrilik damak protezine karbon fiber ve aramid fiber takviye etmiş ve malzemenin eğilme yorulmasını değerlendirmiştir. Yaptıkları çalışma fiber ve matriks ara yüzeyi ile ilgili olarak ve fiber takviyelerin gerilme değerlerinin yoğunlaştığı bölgelerde bulunmamasından dolayı istenilen dayanım arttırıcı sonuçları elde edememişlerdir [25].

John J. ve arkadaşları cam, aramid, ve naylon fiber takviyesinin PMMA yapılı protez üzerinde kırılma dayanımına olan etkilerini incelemiştir. Takviyelenen numunelerin eğilme dayanımları üç nokta eğme deneyi ile analiz edilmiştir. Takviyelenen bütün numunelerin eğilme dayanımı takviyesiz numuneye göre daha üstün çıkmıştır.

Sırasıyla en yüksek dayanım cam, aramid ve naylon fiber takviyeli numunelerde görülmüştür [22] .

Aramid protez damak içerisindeki sarı görüntüsü sebebiyle estetik kaygı oluşturmakta bununla beraber protez ile istenen birleşmeyi sağlama konusunda dezavantaj oluşturabilmektedir [34].

2. MALZEME VE YÖNTEM

Çalışmamızda üst damak protezine 230 N oklüzal tekil yükleme ve uygulanan sınır koşullarıyla model üzerinde çözümleme yapılmış 7 farklı takviye elemanlı ve takviye elemanı içermeyen model olmak üzere toplam 8 model referans sıcaklığı 36 C° derece alınarak 0 C°, 36 C° ve 70 C° sıcaklık altında çözümlenmiştir. Ayrıca ek olarak oklüzal kuvvet kaldırarak yalnızda sıcaklık değişiminin orta ve arka yanal hat boyunca gerilme değişimine etkisi de incelenmiştir.

Çözümlenen model üzerinde elde edilen sonuçlar neticesinde modelin kritik bölgelerini oluşturan ön kısmın basma ve çekme gerilmelerine, protez alt yüzeyinde oluşan çekme ve basma gerilmeleri ile yer değiştirmeye, modelin kırık gelişiminin kritik noktalarından olan orta hat uzantısı ve arka yanal yüzey boyunca oluşan gerilme değerlerine, üst damak protez takviye malzemelerinin her birinde oluşan Tsai-Wu kırılma kriteri değerleri ile basma ve çekme gerilmeleri değerlendirilmiştir.

2.1 Sonlu Elemanlar Metodu

1909 yılında Ritz tarafından geliştirilen ve kompleks yapıların analizinde en etkin analiz yöntemlerinden birisi olan sonlu elemanlar metodu analiz yöntemi olarak seçilmiştir [33].

2.2 Modelin Oluşturulması ve Şartlandırılması

Modelin oluşturulması ve analiz işlemleri ANSYS Release 14.0 programı aracılığıyla yapılmıştır.

Protez üst yüzeyi antetli kağıt üzerine bir düzlemde üst koordinatları alınacak şekilde işaretlenmiş ve işaretlenen koordinatlardan protez üst yüzeyini oluşturacak şekilde ‘key point’ oluşturulmuştur. Bu anahtar noktalar ‘line’ komutuyla birleştirilmiştir. Birleştirilen çizgilerle protez üst yüzey alanı yaratılmış, ‘extrude’ komutuyla elde edilen alan hacimsel bir boyuta dönüştürülmüş, ‘booleans’ komutu ile oluşturulan hacmin gereksiz yerleri çıkarılmış, ‘glue’ komutuyla oluşturulan hacimler yapıştırılmış, ‘mesh attributes’ menüsü kullanılarak tek tek bütün hacimler seçilerek

malzeme özellerikleri girilmiş, ‘free mesh’ komutu kullanılarak meşleme işlemi tamamlanmıştır. Meşleme sonucu model 39.170 düğüm noktası ve 26.499 elemandan oluşmuştur. Oluşturulan model üst damak protezinin simetrik yarısı olacak şekilde katılanmıştır ve analiz işlemleri sırasında oluşturulan simetrik yarı model zaman tassarrufu sağlamıştır.

Modelin simetrik yarısı SOLİD 186 elemanı kullanılarak meşlenmiştir. SOLİD 186 yüksek oranda 3 boyutlu 20 düğüm içeren ve üç boyutlu şekil değiştirme davranışı sergileyen katı bir elemandır. Eleman düğüm başına üç serbestlik derecesine sahip 20 düğümle tanımlanır. SOLİD 186 plastisite, hiper plastisite, sürünme, gerilme sertleşmesi, yüksek oranda çarpılma ve yüksek şekil değiştirme özellikleri sergileyen bir eleman türüdür [35].

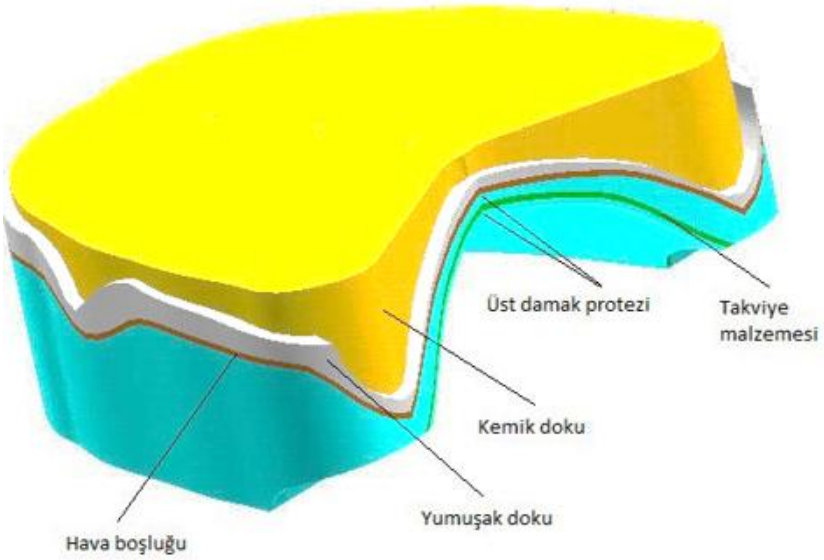
Model sınır koşulları ‘on area’ menüsü kullanılarak kafatası kemiğinin sınır koşulları da düşünülerek modelin üst yüzeyine Şekil 2.4’deki gibi x, y, z yönlerinde bütünüyle, yan yüzey için sadece x yönünde simetri koşullarına uygun olarak sınırlandırılmıştır.

Görseldekine uygun olarak 230 N büyüklüğündeki tekil oklüzal kuvvet simetri koşulları da düşünüldüğünde tek taraflı olarak Şekil 2.2’deki gibi 2. molar dişler üzerine gelecek şekilde uygun bir düğüm noktasına uygulanmıştır [11,13,39].

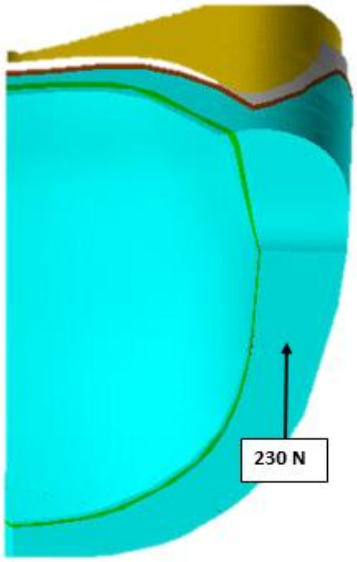
Model sırasıyla kemik doku, yumuşak doku, hava boşluğu ve takviyeli ve takviyesiz üst damak protezlerinden oluşmuştur (Şekil 2.3). Her bir elemanın mekanik ve termal özellikleri (Çizelge 2.1,Çizelge 2.2)’ de tablo halinde girilmiş ayrı olarak 7 farklı takviye elemanı için malzeme özellikleri belirtilmiştir.

Gerilme analizleri incelendiğinde en büyük gerilme değerlerinin S_x yönünde olduğu tespit edilmiş ve bu yüzden sadece bu yöndeki gerilmeler değerlendirilmiştir.

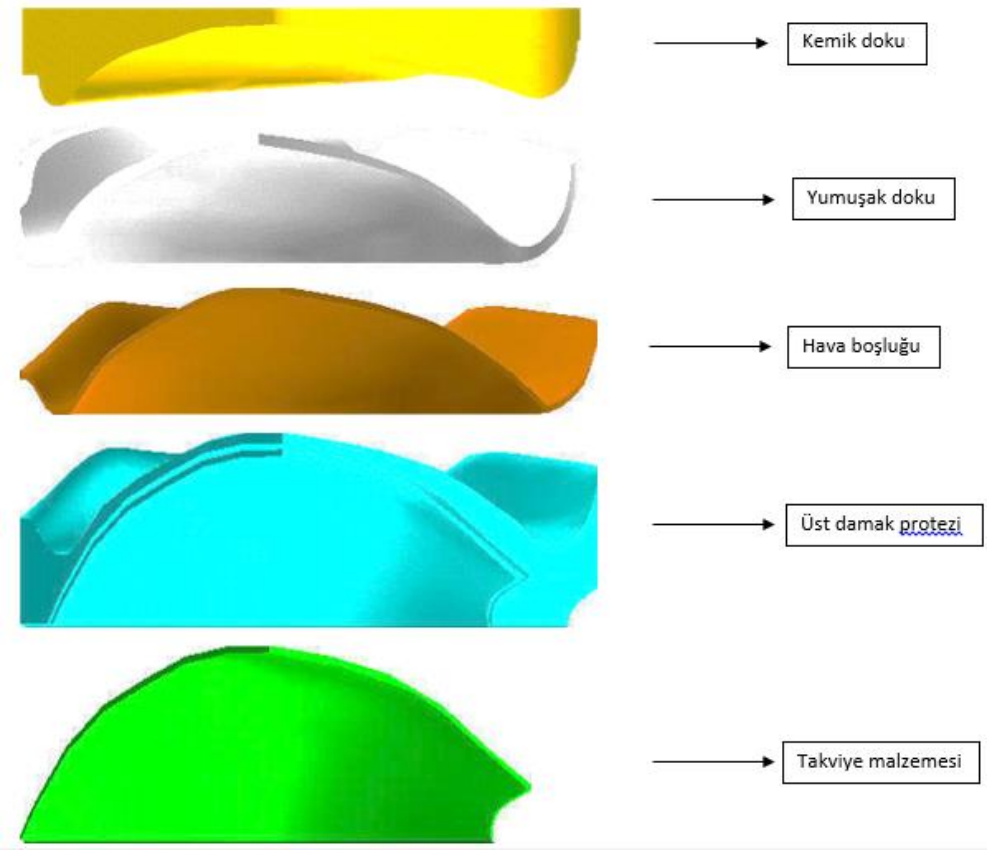
Takviye malzemeleri kalınlığı 1,5mm olacak şekilde protez içerisine tamamen gömülerek Şekil 2.1’de gösterildiği gibi alt yüzeyin çukur kısmına tamamen hitap edecek şekilde yerleştirilmiştir. 7 farklı protez takviye malzemesi PMMA dan oluşan üst damak protezi içerisine yerleştirilmiştir. Takviye malzemesi olarak CrCo, tek yönlü karbon, tek yönlü cam, tek yönlü kevlar, örgü karbon, örgü cam ve örgü kevlar kullanılmıştır.



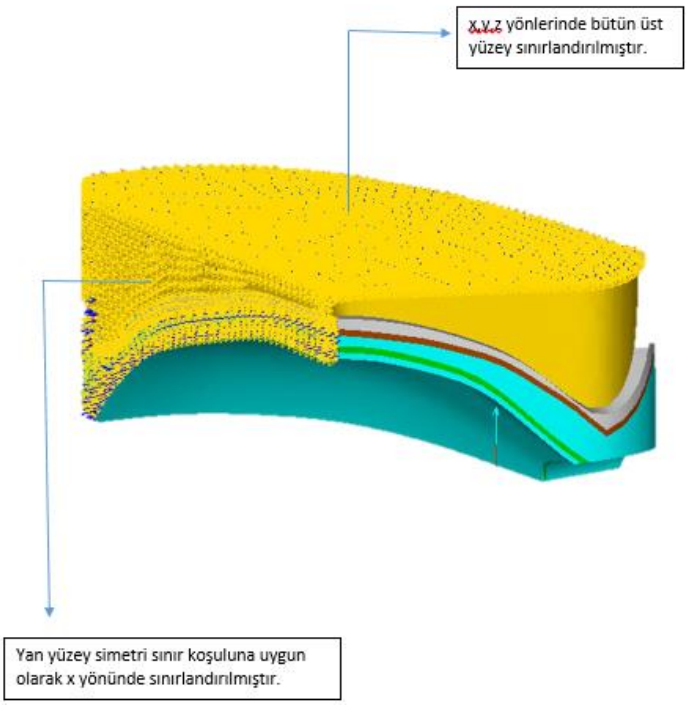
Şekil 2.1: Tam üst damak protezini oluşturan; takviye elemanı, yumuşak doku, hava boşluğu ve kemik doku gösterimi.



Şekil 2.2: Üst damak protezi simetrik yarısı ve uygulanan oklüzal tekil kuvvet.



Şekil 2.3: Modeli oluşturan eleman katmanları ayrıntılı gösterimi.



Şekil 2.4: Üst damak protezi simetrik yarısı sınır koşulları.

Çizelge 2.1: Model üzerinde yer alan elemanların mekanik özellikleri [13].

Elemanlar	Elastisite Modülü (MPa)	Poisson Oranı	Termal Genleşme Katsayısı
Kemik Doku	13700	0,3	-
Yumuşak Doku	2,8	0,4	-
Hava Boşluğu	0,07	0,3	-
Üst Damak Protezi PMMA	3200	0,36	7E-005

Çizelge 2.2: Takviye elemanlarının mekanik özellikleri [62].

Elemanlar	Ex (MPa)	Ey (MPa)	Ez (MPa)	PRxy	PRyz	PRxz	Gxy (MPa)	Gyz (MPa)	Gxz (MPa)	Termal Genleşme Katsayısı X	Termal Genleşme Katsayısı Y	Termal Genleşme Katsayısı Z
CrCo	210000	210000	210000	0,3	0,3	0,3	80000	80000	80000	1.44E-005	1.44E-005	1.44E-005
Tek Yönlü Karbon	135000	10000	10000	0,3	0,3	0,3	5000	5000	5000	-3E-007	2.8E-005	2.8E-005
Tek Yönlü Cam	40000	8000	8000	0.25	0.25	0.25	4000	4000	4000	6E-006	3.5E-005	3.5E-005
Tek Yönlü Kevlar	75000	6000	6000	0.34	0.34	0.34	2000	2000	2000	4E-006	4E-005	4E-005
Örgü Karbon	70000	70000	70000	0.1	0.1	0.1	5000	5000	5000	2.1E-006	2.1E-006	2.1E-006
Örgü Cam	25000	25000	25000	0.2	0.2	0.2	4000	4000	4000	1.16E-005	1.16E-005	1.16E-005
Örgü Kevlar	30000	30000	30000	0.2	0.2	0.2	5000	5000	5000	7.4E-006	7.4E-006	7.4E-006

Çizelge 2.3: Üst damak protezi değerlendirme parametreleri [62]

Üst Damak Protezi Analiz Bölgeleri	**Sıcaklık (C^0)**			**Takviye Elemanı**								**Yük 230 N**		**Değerlendirme Parametresi**		
	$0C^0$	$36C^0$	$70C^0$	Takviyesiz	CrCo	ÖK	ÖC	ÖKE	TYK	TYC	TY KE	Var	Yok	Sx Gerilme	Z Yönünde Yer Değiştirme	Tsai-Wu Kriteri
Ön Çentik Bölgesi	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+		+		
Takviye Malzemesi	+	+	+		+	+	+	+	+	+	+	+		+		+
Üst Damak Protezi Alt Yüzeyi	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+		+	+	
Üst Damak Protezi Orta Hattı	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+		
Üst Damak Protezi Arka Yanal Hattı	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+		

3. BULGULAR

3.1 Üst Damak Protezi Ön Çentik Bölgesi Gerilme Analizi

Üst damak protezinin ön kısmı için 36 C° referans sıcaklığı, 0 C°,36 C°,70 C° sıcaklık ve 230 N tekil oklüzal yük altında CrCo, tek yönlü cam, tek yönlü karbon, tek yönlü kevlar, örgü cam, örgü karbon ve örgü kevlar fiber takviyeler ile takviye edilmiş üst damak protezinin çekme ve basma gerilemeleri analiz sonuçları elde edilmiştir (Şekil 3.1, Şekil 3.2), (Şekil A.1.-Şekil A.8), (Çizelge A.1).

0 C° sıcaklıkta protez ön bölgesindeki çekme gerilmesi değerleri incelendiğinde takviyesiz numuneye göre en büyük gerilme azalması CrCo takviyeli numunede %50,72 düşüşle 15,16 MPa olarak gerçekleşmiştir (Şekil A.2).

36 C° sıcaklıkta protez ön bölgesindeki çekme gerilmesi değerleri incelendiğinde takviyesiz numuneye göre en büyük gerilme azalması CrCo takviyeli numunede %76,15 düşüşle 7,43 MPa olarak gerçekleşmiştir (Şekil A.2).

70 C° sıcaklıkta protez ön bölgesindeki çekme gerilmesi değerleri incelendiğinde takviyesiz numuneye göre en büyük gerilme azalması CrCo takviyeli numunede %84,87 düşüşle 4,77 MPa olarak gerçekleşmiştir (Şekil A.2).

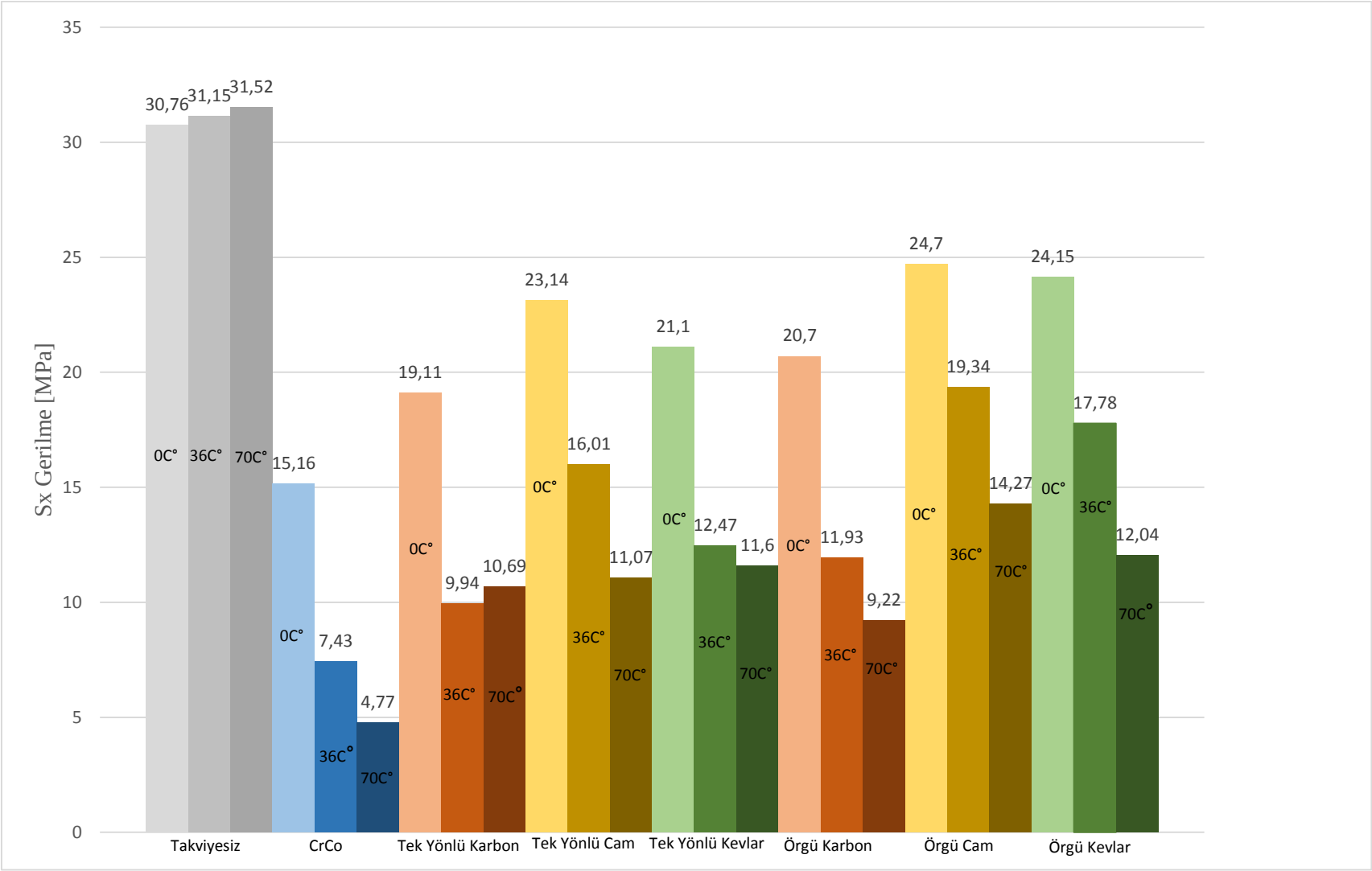
0 C° sıcaklıkta protez ön bölgesindeki basma gerilmesi değerleri incelendiğinde takviyesiz numuneye göre en büyük gerilme azalması CrCo takviyeli numunede %16,86 düşüşle -43,94 MPa olarak gerçekleşmiştir (Şekil A.2).

36 C° sıcaklıkta protez ön bölgesindeki çekme gerilmesi değerleri incelendiğinde takviyesiz numuneye göre en büyük gerilme azalması CrCo takviyeli numunede %25,36 düşüşle -39,80 MPa olarak gerçekleşmiştir (Şekil A.2).

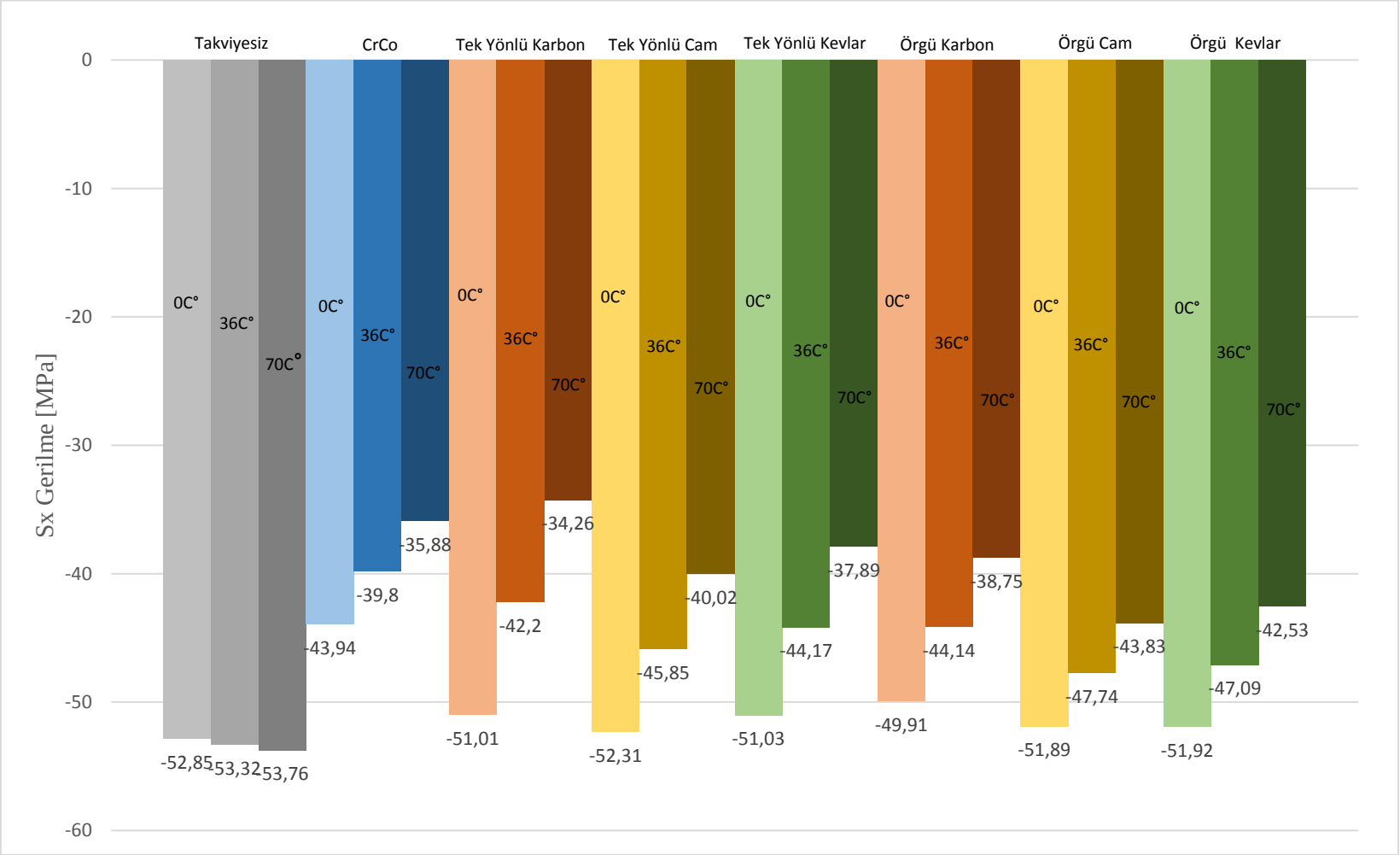
70 C° sıcaklıkta protez ön bölgesindeki çekme gerilmesi değerleri incelendiğinde takviyesiz numuneye göre en büyük gerilme azalması tek yönlü karbon takviyeli numunede %36,27 düşüşle -34,26 MPa olarak gerçekleşmiştir (Şekil A.3).

Maksimum çekme ve basma gerilmeleri her numune için aynı lokal bölgeye denk gelecek şekilde oluşmuştur. Düşük sıcaklıklardaki gerilme değerlerinin özellikle takviyeli malzemelerde yüksek sıcaklıklara göre daha yüksek olduğu görülmüştür.

Yüksek sıcaklık değerlerinin düşük sıcaklık değerlerindeki gerilmelere göre gerilme değerlerini düşürdüğü görülmektedir.



Şekil 3.1: Üst damak protezi ön kısmı S_x maksium çekme gerilme değerleri sıcaklık ve takviye etkisi.



Şekil 3.2: Üst damak protezi ön kısmı S_x maksimum basma gerilme değerleri sıcaklık ve takviye etkisi

3.2 Üst Damak Protezi Takviye Malzemeleri Gerilme ve Tsai-Wu Kırılma Kriteri Analizi

Numuneler 230 N tekil oklüzal yük, 36 C° referans ve 0 C°,36 C° ve 70 C° ortam sıcaklığı koşulları altında analiz edilmiştir. Sıcaklık ve oklüzal tekil yük altında PMMA yapılı üst damak protezi 7 farklı takviye malzemesi üzerindeki gerilme ve Tsai-Wu kırılma kriteri değerleri incelenmiştir (Şekil 3.3, Şekil 3.4, Şekil 3.5) (Şekil A.17-Şekil A.28), (Çizelge A2).

0 C° sıcaklıkta takviye malzemeleri üzerindeki çekme gerilme değerleri incelendiğinde en yüksek değer 371,98 MPa ile CrCo takviyeli numunede (Şekil A.17), en düşük değer ise 113,04 MPa ile örgü cam takviyeli numunede, meydana gelmiştir (Şekil A.20).

36 C° sıcaklıkta takviye malzemeleri üzerindeki çekme gerilme değerleri incelendiğinde en yüksek değer 321,75 MPa ile tek yönlü karbon takviyeli numunede (Şekil A.17), en düşük değer ise 139,1 MPa ile örgü cam takviyeli numunede meydana gelmiştir (Şekil A.20).

70 C° sıcaklıkta takviye malzemeleri üzerindeki çekme gerilme değerleri incelendiğinde en yüksek değer 372,97 MPa ile tek yönlü karbon takviyeli numunede (Şekil A.17), en düşük değer ise 163,7 MPa ile örgü cam takviyeli numunede meydana gelmiştir (Şekil A.20).

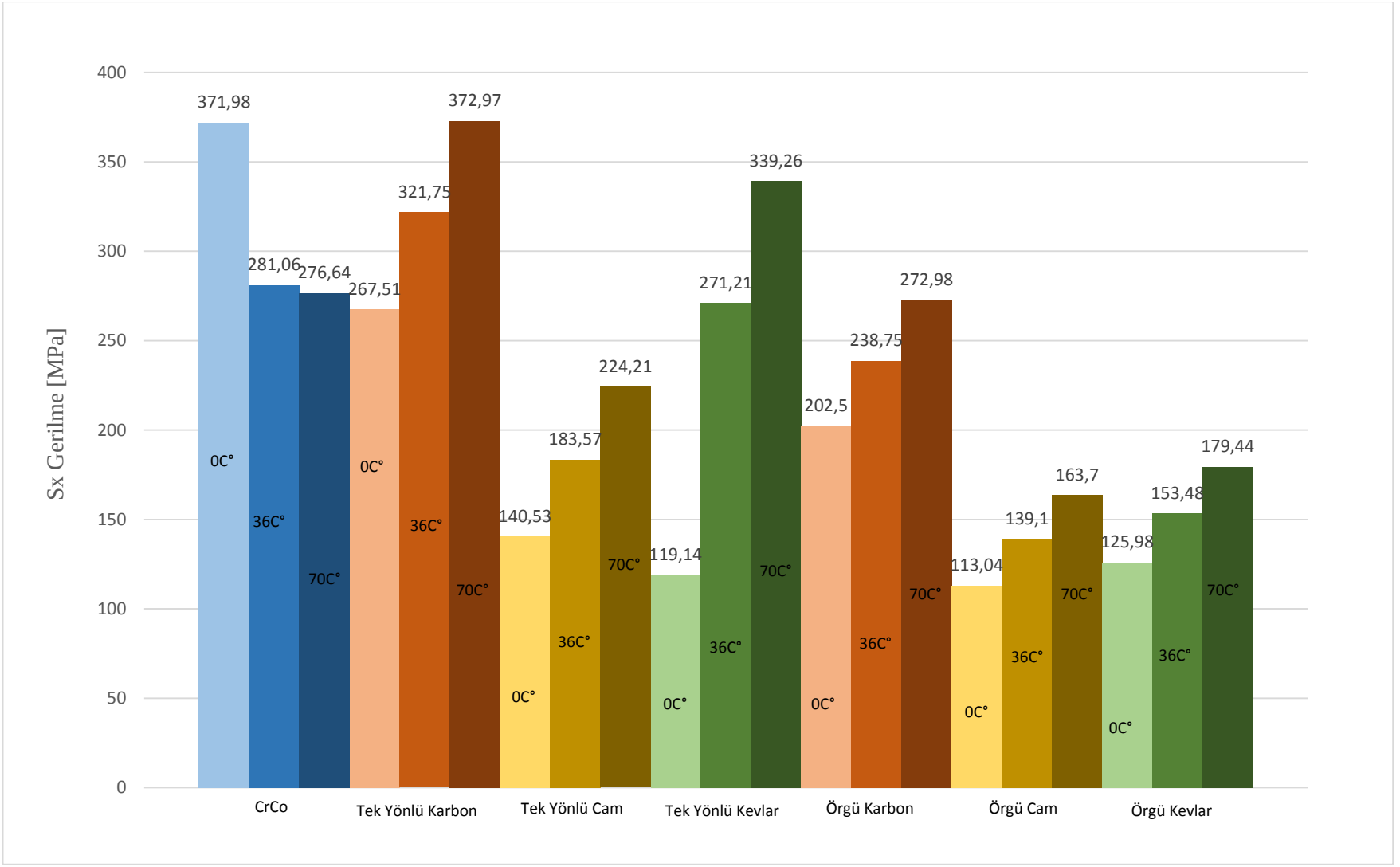
0 C° sıcaklıkta takviye malzemeleri üzerindeki basma gerilme değerleri incelendiğinde en yüksek değer -267,34 MPa ile CrCo takviyeli numunede (Şekil A.17), en düşük değer ise -39,27 MPa ile örgü cam takviyeli numunede meydana gelmiştir (Şekil A.20).

36 C° sıcaklıkta takviye malzemeleri üzerindeki çekme gerilme değerleri incelendiğinde en yüksek değer 232,11 MPa ile CrCo takviyeli numunede (Şekil A.17), en düşük değer ise 40,5 MPa ile örgü cam takviyeli numunede meydana gelmiştir (Şekil A.20).

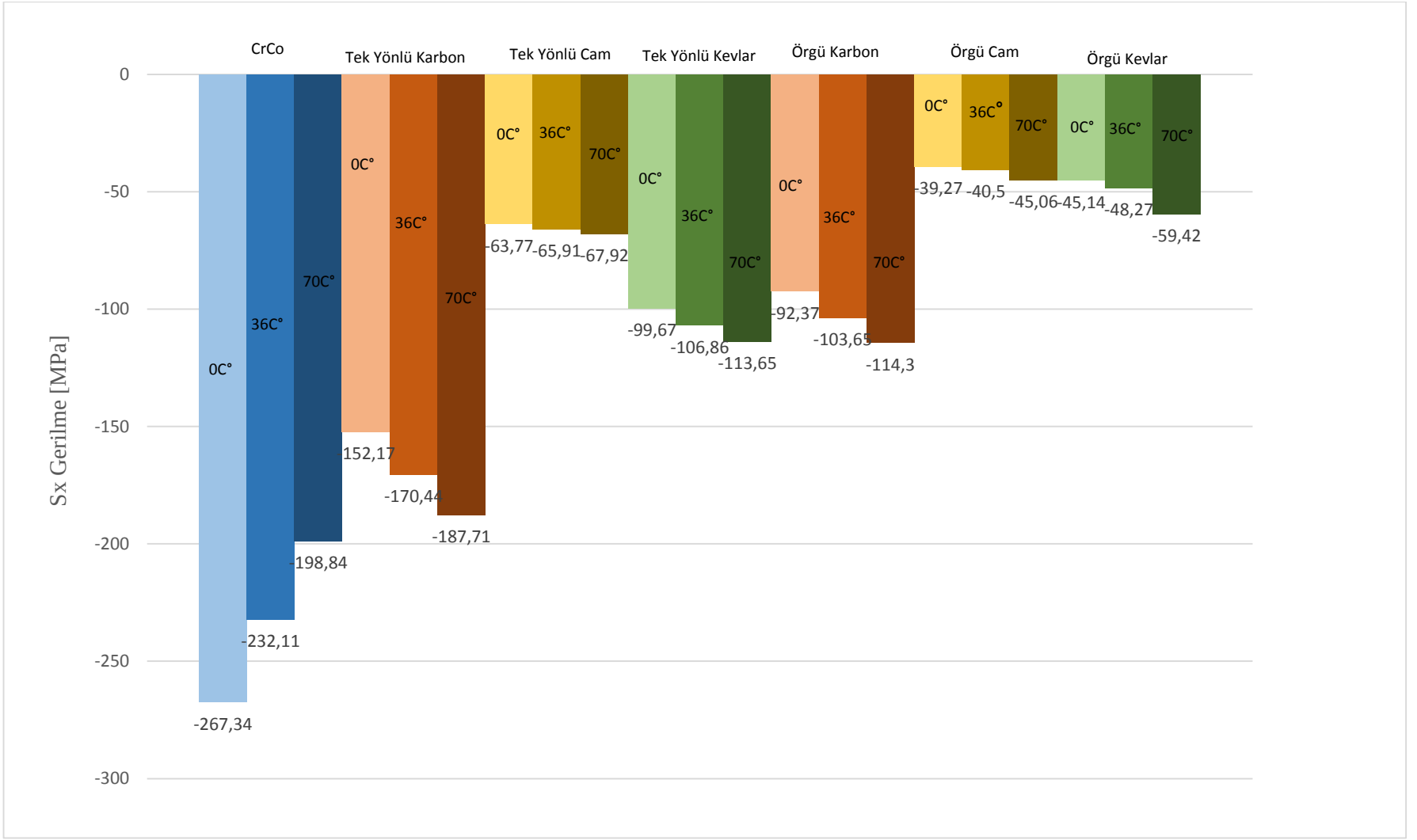
70 C° sıcaklıkta takviye malzemeleri üzerindeki çekme gerilme değerleri incelendiğinde en yüksek değer 198,84 MPa ile CrCo takviyeli numunede (Şekil A.17), en düşük değer ise -45,06 MPa ile örgü cam takviyeli numunede meydana gelmiştir (Şekil A.20)

Takviye malzemeleri üzerindeki Tsai-Wu kırılma kriteri analizi incelendiğinde kritik değer olan 1 değerinin üzerinde olan sonuçlara bakılmıştır. 70 C° sıcaklık altındaki tek

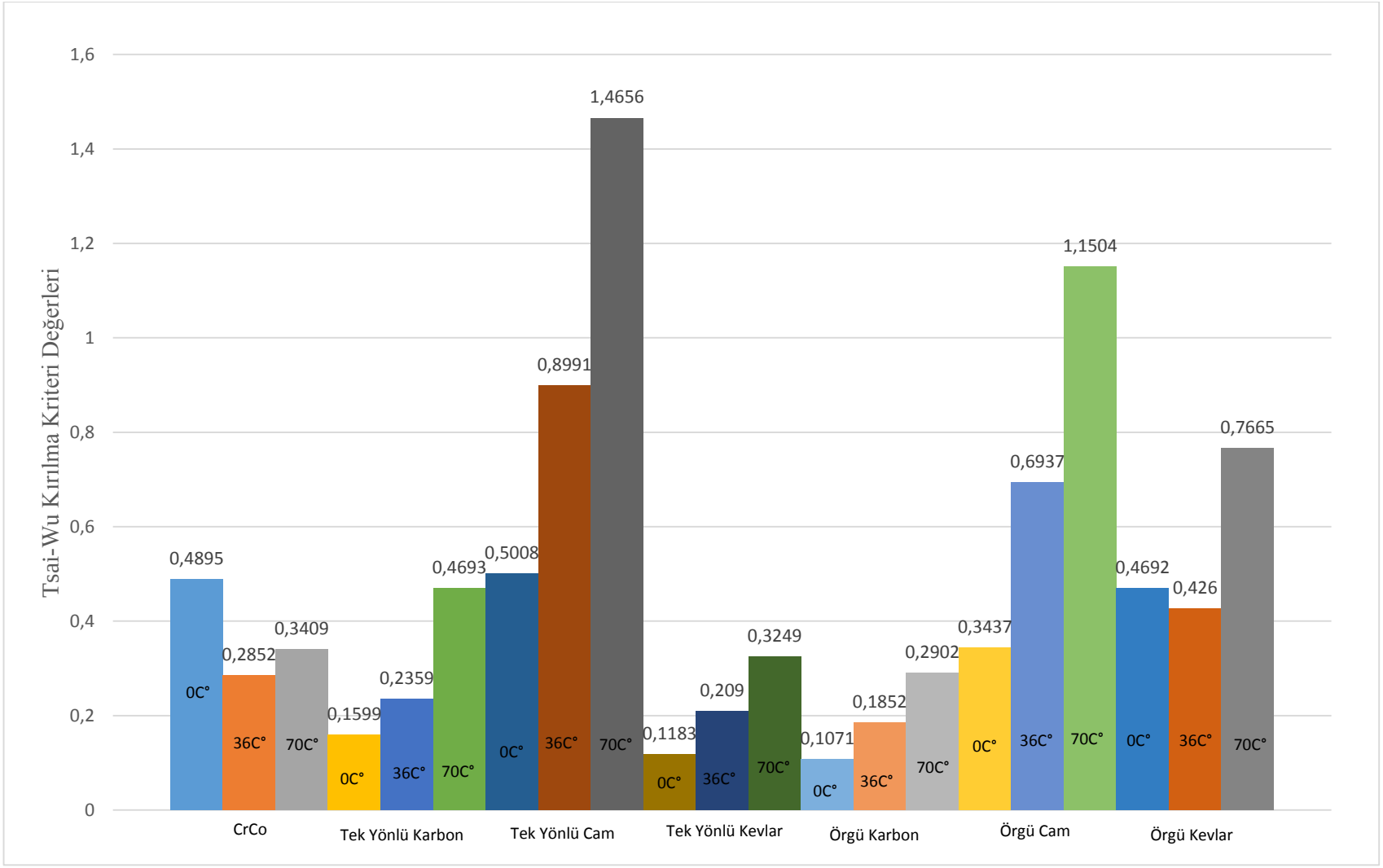
yönlü cam ve örgü cam takviyelerinde sırasıyla 1,4656 ve 1,1504 değerlerine ulaşılmıştır (Şekil A.24, Şekil A.27).



Şekil 3.3: Takviye malzemeleri üzerinde oluşan S_x maksimum çekme gerilme değerleri sıcaklık ve takviye etkisi.



Şekil 3.4: Takviye malzemeleri üzerinde oluşan S_x maksimum basma gerilme değerleri sıcaklık ve takviye etkisi.



Şekil 3.5: Takviye malzemelerindeki Tsai-Wu kırılma kriteri değerleri.

3.3 Üst Damak Protezi Alt Yüzeyi Gerilme ve Şekil Değiştirme Analizi

Numuneler 230 N oklüzal yük altında 36 C° referans ve 0 C°,36 C° ve 70 C° ortam sıcaklığı koşulları altında analiz edilmiştir. Sıcaklık ve yük altında takviye malzemelerinin PMMA yapılı üst damak protezi alt yüzeyi üzerindeki gerilme ve şekil değiştirme analizi incelenmiştir (Şekil 3.6, Şekil 3.7, Şekil 3.8),(Şekil A.9-Şekil A.16), (Çizelge A.3).

Çekme gerilmeleri incelendiğinde takviyeli numunelerde sıcaklık arttıkça her numune için gerilme değerinde düşüş gözlenmiştir.

0 C° sıcaklık için çekme gerilmesi takviyesiz numuneye göre CrCo takviyeli numunede %22,23 düşüş ile 22,11 MPa olmuştur (Şekil A.10).

36 C° sıcaklık için çekme gerilmesi takviyesiz numuneye göre CrCo takviyeli numunede %69,94 düşüş ile 8,64 MPa olmuştur (Şekil A.10).

70 C° sıcaklık için çekme gerilmesi takviyesiz numuneye göre CrCo takviyeli numunede %94,80 düşüş ile 1,51 MPa olmuştur (Şekil A.10).

0 C° sıcaklık için takviye malzemeleri, takviyesiz numunelere göre çekme gerilmelerini düşürmemiştir.

36 C° ve 70 C° sıcaklıkta takviyeli numunelerde takviyesiz numunelere göre çekme gerilmelerinde önemli ölçüde düşüş gözlenmiştir.

Üst damak protezi alt yüzeyi için basma gerilmeleri değerlendirilmiştir. Takviyeli numuneler için takviyesiz numunelere kıyasla 70 C° sıcaklık için basma gerilmesi değerlerinde artış gözlenmiştir.

0 C° sıcaklık için basma gerilmesi takviyesiz numuneye göre tek yönlü cam takviyeli numunede %52,59 düşüş ile 1,1 MPa olmuştur (Şekil A.12).

36 C° sıcaklık için basma gerilmesi takviyesiz numuneye göre CrCo takviyeli numunede %80,18 düşüş ile 0,44 MPa olmuştur (Şekil A.10).

70 C° sıcaklık için basma gerilmesinde takviyesiz numuneye göre düşüş gözlenmemiştir.

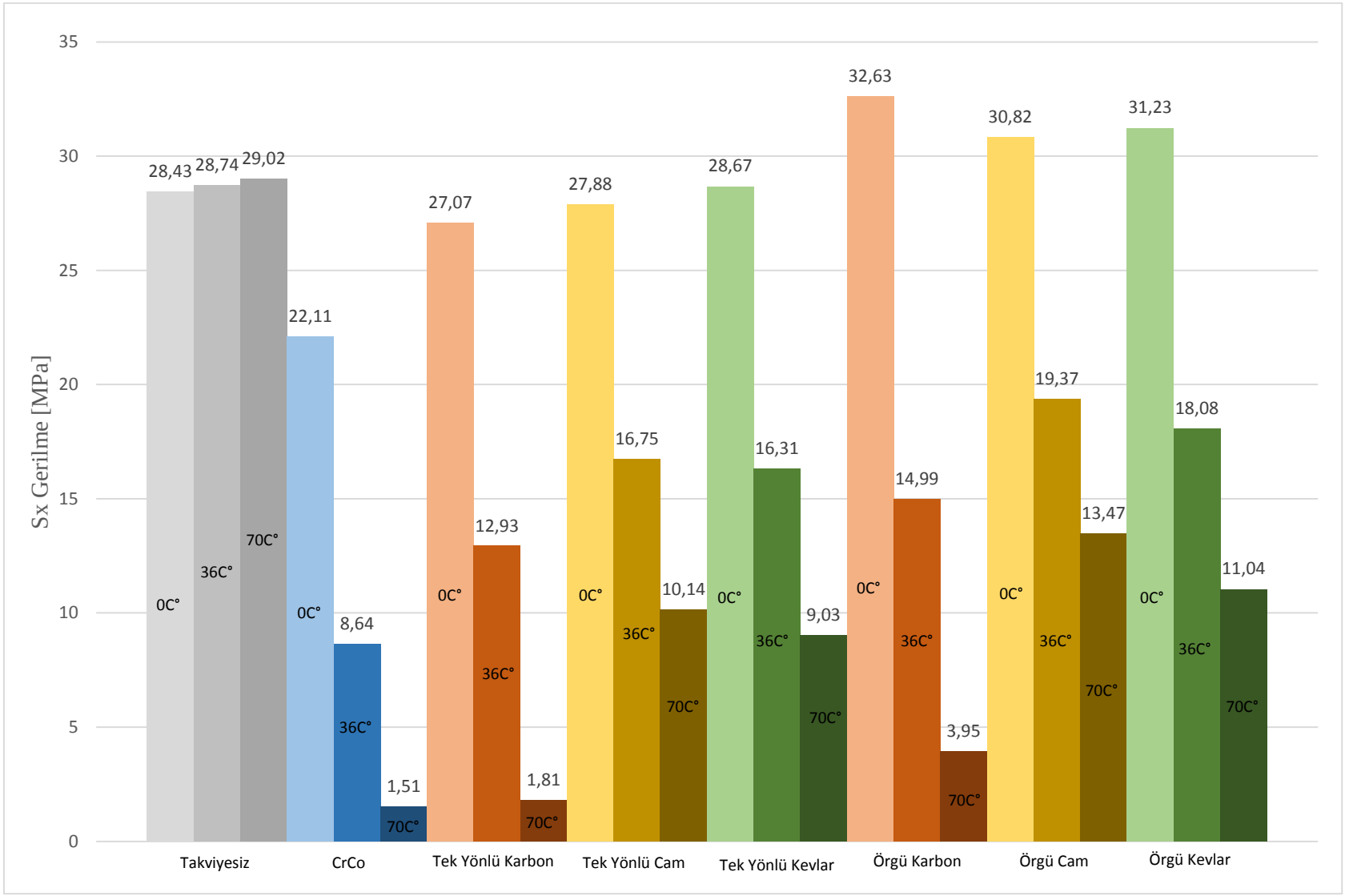
Üst damak protezi alt yüzeyindeki yer değiştirme miktarları da incelenmiştir.

Takviyeli ve takviyesiz bütün numuneler için sıcaklık arttıkça yer değişimi miktarı azalmıştır.

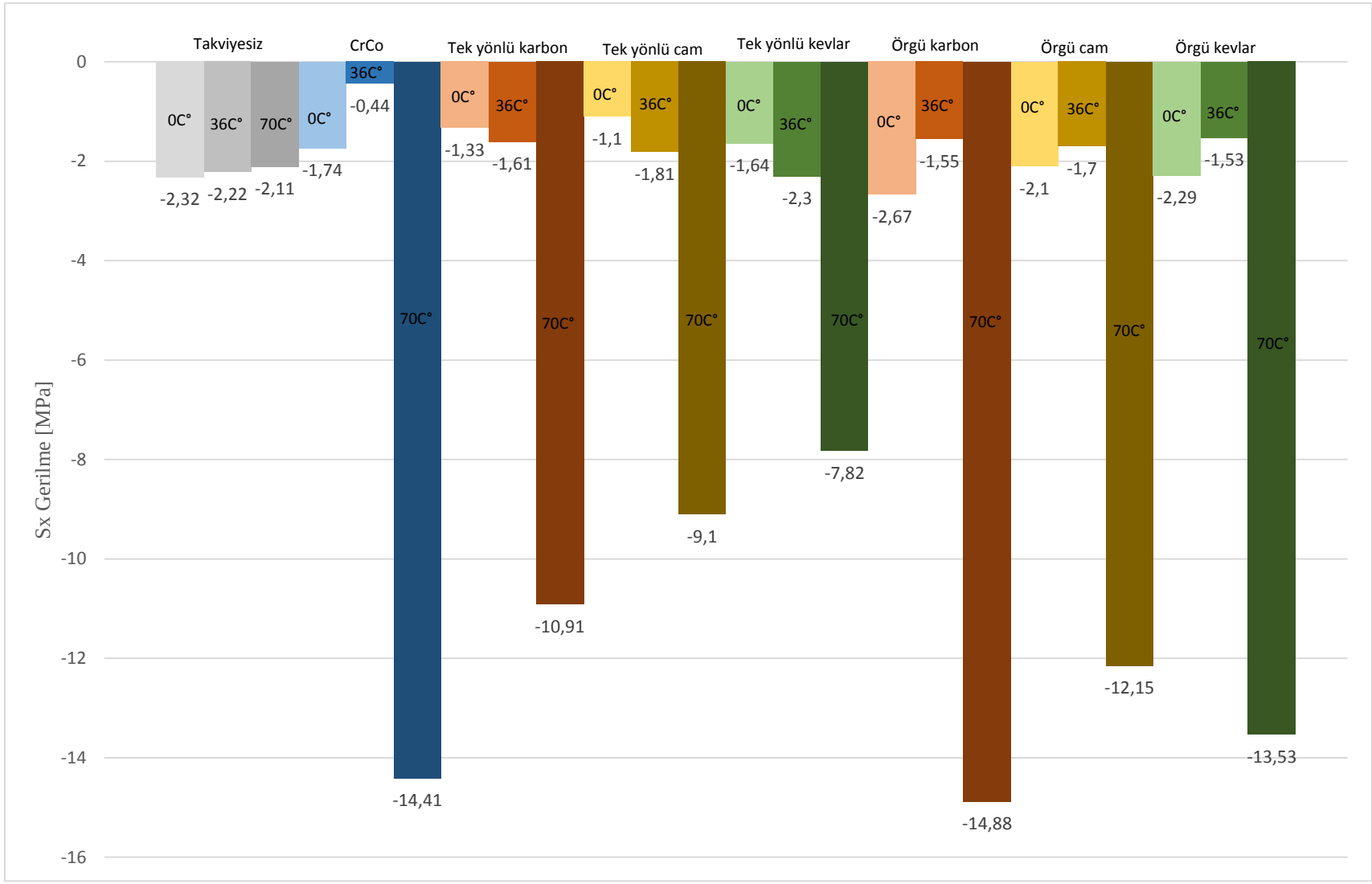
0 C° sıcaklık için Z yönündeki yer değiştirme takviyesiz numuneye göre tek yönlü karbon takviyeli numunede %2,17 düşüş ile 1,35 mm olmuştur (Şekil 3.8).

36 C° sıcaklık için Z yönündeki yer değiştirme takviyesiz numuneye göre CrCo takviyeli numunede %2,12 düşüş ile 1,32 mm olmuştur (Şekil 3.8).

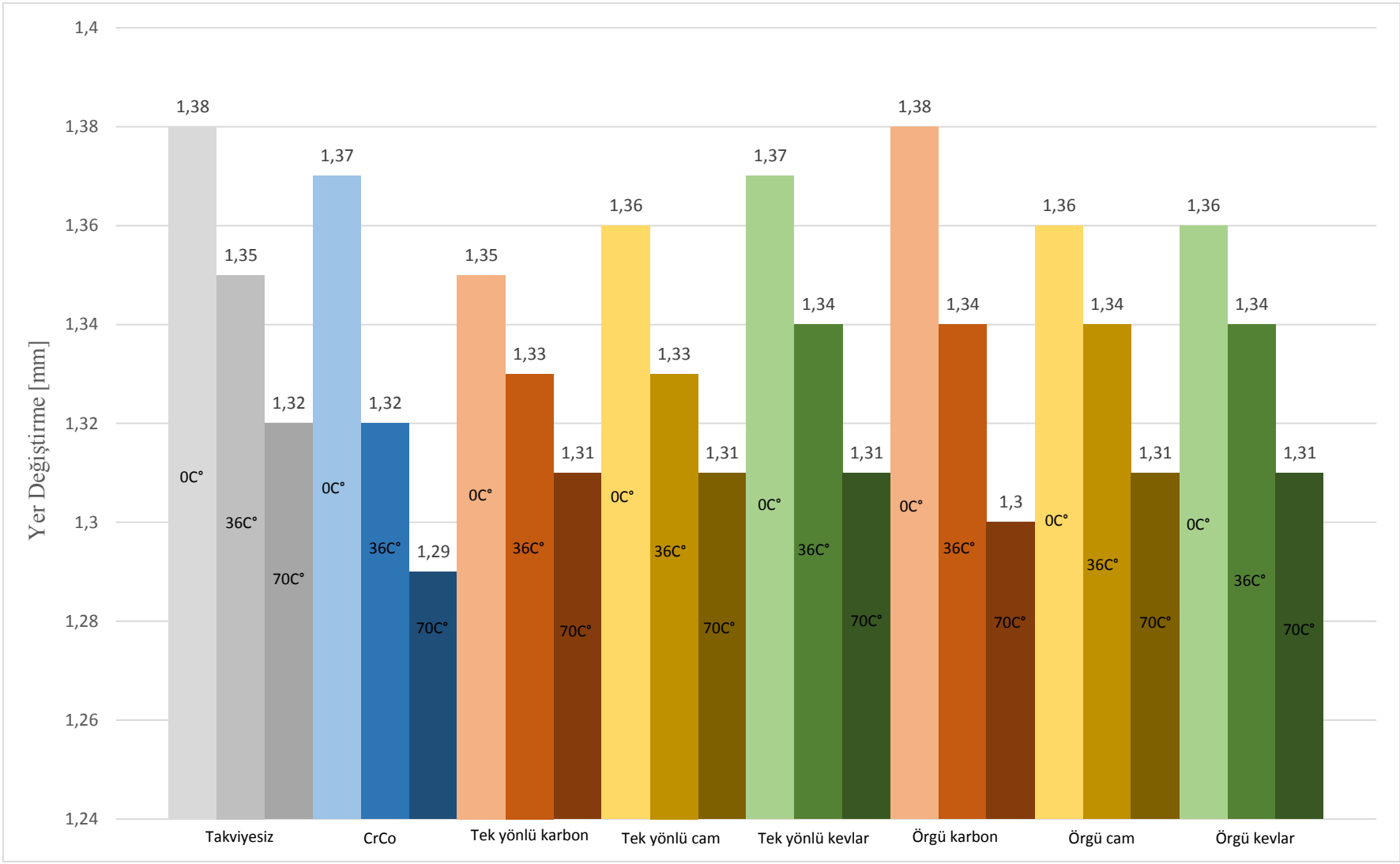
70 C° sıcaklık için Z yönündeki yer değiştirme takviyesiz numuneye göre CrCo takviyeli numunede %2,27 düşüş ile 1,29 mm olmuştur (Şekil 3.8).



Şekil 3.6: Üst damak protezi alt yüzeyinde S_x maksimum çekme gerilmeleri sıcaklık ve takviye etkisi.



Şekil 3.7: Üst damak protezi alt yüzeyinde S_x maksimum basma gerilmeleri sıcaklık ve takviye etkisi.



Şekil 3.8: Üst damak protezi alt yüzeyinde Z yönünde yer değiştirme sıcaklık ve takviye etkisi.

3.4 Üst Damak Protezi Orta Hattı Boyunca Gerilme Analizi

Numuneler 230 N oklüzal yük altında ve yüksüz biçimde 36 C° referans ve 0 C°,36 C° ve 70 C° ortam sıcaklığı koşulları altında analiz edilmiştir. Sıcaklık ve yük altında takviye malzemelerinin PMMA yapılı üst damak protezi orta hattı boyunca gerilme analizi yapılmıştır. Orta hat boyunca gerilme analizi sırasında 230 N yükün kaldırılarak protez üzerinde sadece sıcaklık değişimi ile oluşan gerilme değişimleri görmek amaçlanmıştır.

Protez ön bölgesinden arka bölgesine doğru bir yol çizilmiş ve bu yol boyunca olan gerilme değişimleri incelenmiştir. Orta hat boyunca çizilen yol A-B, B-C ve C-D olarak isimlendirilen üç bölgeye ayrılmıştır (Şekil 3.9).

3.4.1 Sıcaklık altında gerilme analizleri

Numuneler üzerine kuvvet uygulanmadan sadece sıcaklık değişiminin gerilme üzerine etkisi incelenmiştir (Şekil 3.10, Şekil 3.11).

Takviyeli numuneler için 0 C° sıcaklıkta numuneler üzerinde çekme gerilmeleri oluşurken 70 C° sıcaklıkta numuneler üzerinde basma gerilmeleri oluşmuştur. Oda sıcaklığı olan 36 C° sıcaklıkta ise hiçbir numunede gerilme meydana gelmemiştir.

Takviyesiz numunelerde 3 farklı sıcaklık değeri içinde herhangi bir gerilme meydana gelmemiştir.

0 C° sıcaklıkta protezin A-B hattı boyunca düşen gerilme değerleri, protezin B-C, C-D hattı doğrultusunda yavaş bir şekilde artış göstermiştir. Protez A-B bölgesinde CrCo takviyeli numunede 10,936 MPa ile en yüksek gerilme oluşmuş, en düşük gerilme ise üzerinde gerilme olmayan takviyesiz numunede gerçekleşmiştir. Protez C-D hattında örgü karbon takviyeli numunede 15,271 MPa ile en yüksek gerilme meydana gelmiş, en düşük gerilme ise yine takviyesiz numunede ortaya çıkmıştır.

36 C° sıcaklıkta hiçbir numunede kayda değer bir gerilme oluşmadığı görülmüştür ve çalışmada grafiğine yer verilmemiştir.

70 C° sıcaklıkta protezin A-B hattı boyunca düşen gerilme değerleri, protezin B-C, C-D hattı doğrultusunda yavaş bir şekilde artış göstermiştir. Protez A-B bölgesinde en yüksek gerilme -10,649 ile CrCo takviyeli numunede gerçekleşirken, en düşük gerilme ise takviyesiz numunede meydana gelmiştir. Protez C-D hattında ise CrCo takviyeli numunede -11,707MPa ile en yüksek gerilme meydana gelmiştir.

Ön kısımdaki çekme ve basma gerilmeleri protez arka yüzeyine göre daha düşüktür. En düşük gerilme değerleri bölge özelinde takviyeli ve takviyesiz numunelerde protez orta bölgesine denk gelmektedir.

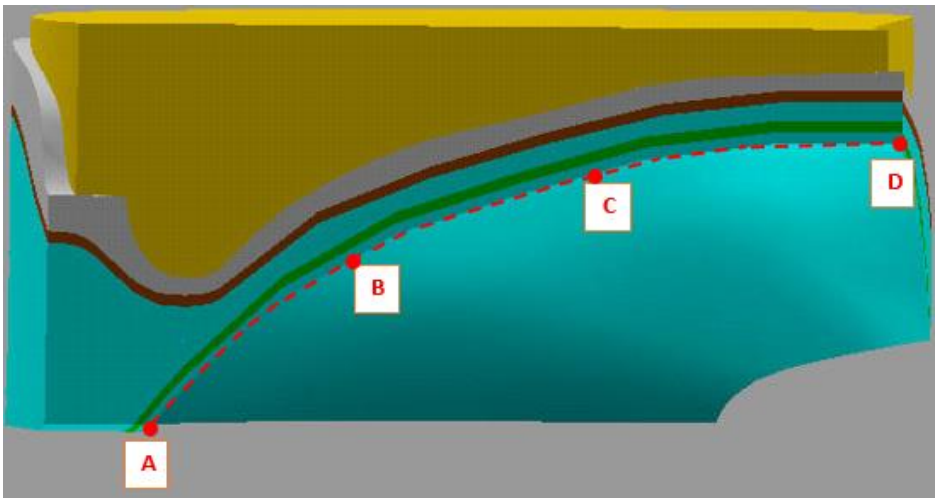
3.4.2 Sıcaklık ve yük altında gerilme analizleri

Numuneler üzerinde 230 N kuvvet ve sıcaklık değişimi etkisiyle beraber orta hat boyunca gerilme analizi yapılmıştır. (Şekil 3.12, Şekil 3.13, Şekil 3.14).

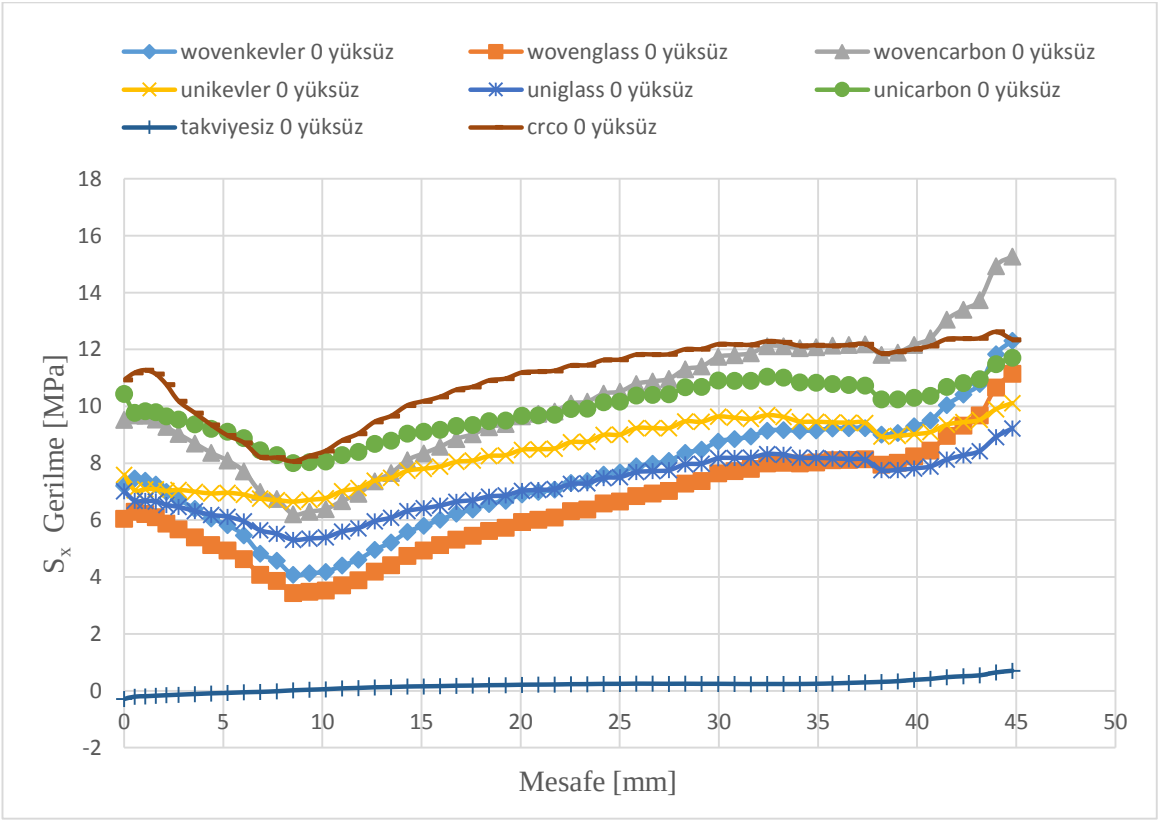
0 C° sıcaklıkta bütün numuneler için protez A-B hattından B-C hattına doğru düşen gerilme değerleri, protez B-C hattı boyunca stabil seyretmiş ve C-D hattının sonuna doğru artış göstermiştir. Protez A-B hattında takviyesiz numunede 27,074 MPa ile en yüksek gerilme oluşmuş, en düşük gerilme ise 9,85 MPa ile yine takviyesiz numunede görülmüştür. Protez C-D hattında takviyesiz numunede 4,19 MPa ile en düşük gerilme, örgü karbon takviyeli numunede ise 27,821 MPa ile en yüksek gerilme meydana gelmiştir.

36 C° sıcaklıkta bütün numuneler için protez A-C hattında düşen gerilme değeri, protez C-D hattında artış göstermiştir. Protez A-B hattında takviyesiz numunede 27,362 MPa ile en yüksek gerilme oluşmuş, en düşük gerilme ise 4,839 MPa ile tek yönlü karbon takviyeli numunede görülmüştür. Protez C-D hattında ise 19,122 MPa ile en yüksek gerilme yine takviyesiz numunede görülmüştür.

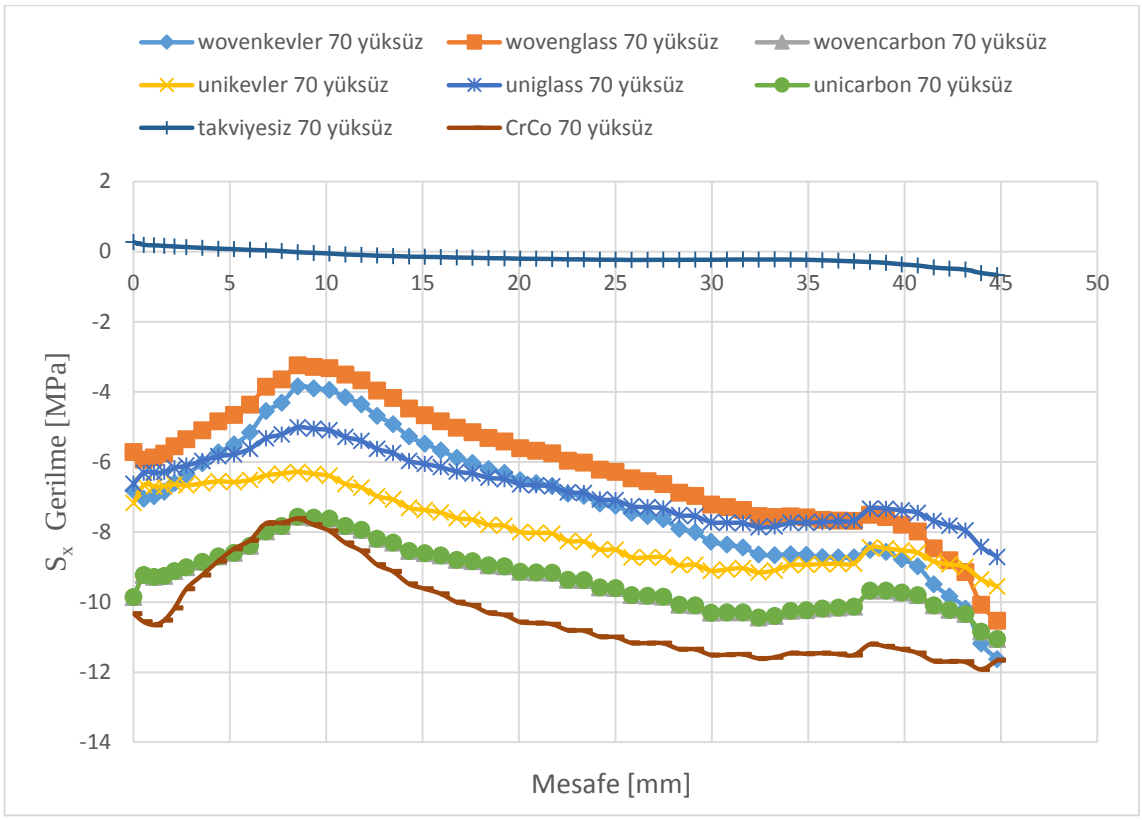
70 C° sıcaklıkta protez A-B hattında takviyesiz numunede 27,634 MPa ile en yüksek gerilme oluşmuştur. Protez C-D hattında ise takviyesiz numunede 18,456 MPa ile en yüksek gerilme görülmüştür.



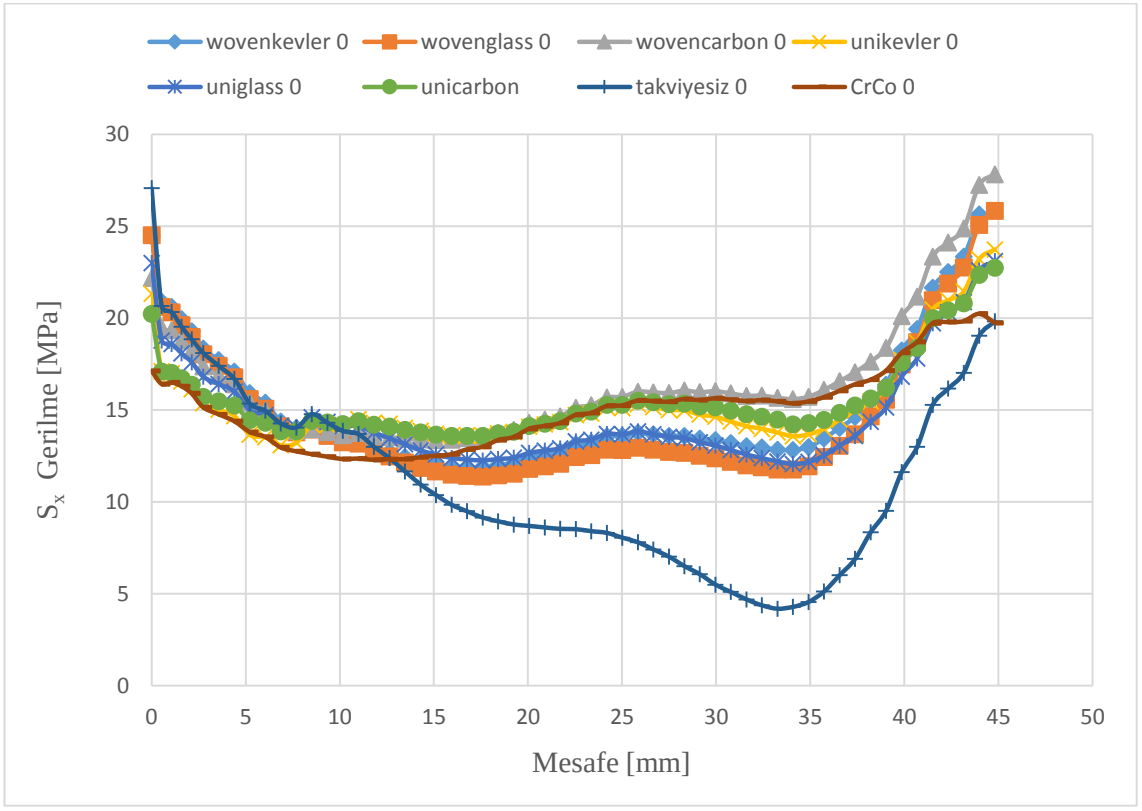
Şekil 3.9: Üst damak potezi orta hattı.



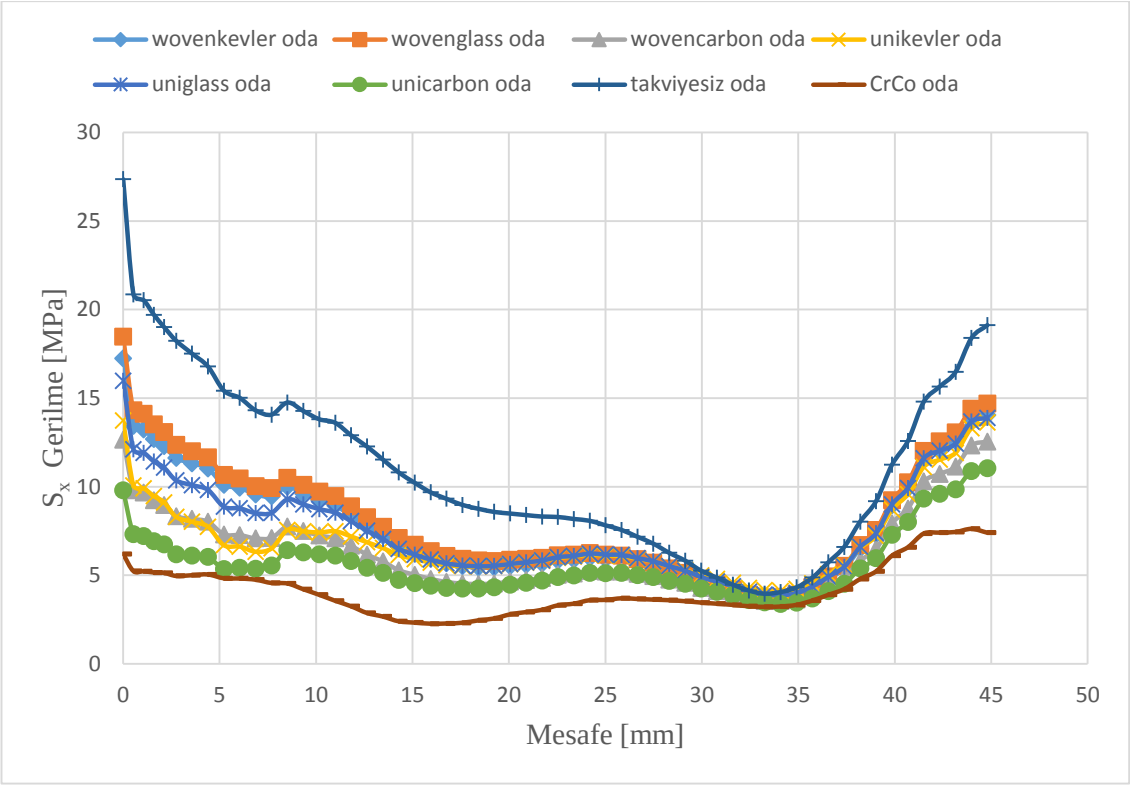
Şekil 3.10: Üst damak protezi orta hattı boyunca 0 C° altında gerilme analizi.



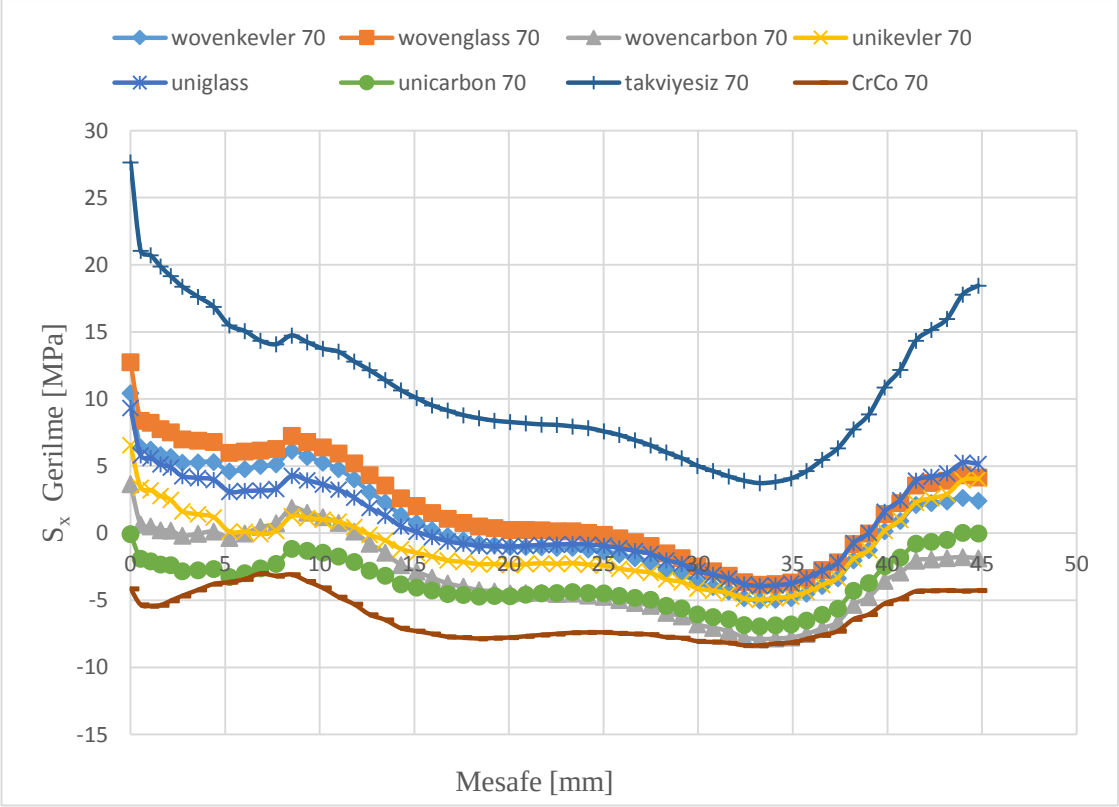
Şekil 3.11: Üst damak protezi orta hattı boyunca 70 C° altında gerilme analizi.



Şekil 3.12: Üst damak protezi orta hattı boyunca 0 C° ve 230 N yük altında gerilme analizi



Şekil 3.13: Üst damak protezi orta hattı boyunca 36 C° ve 230 N yük altında gerilme analizi.



Şekil 3.14: Üst damak protezi orta hattı boyunca 70 C° ve 230 N yük altında gerilme analizi.

3.5 Üst Damak Protezi Arka Yanal Yüzey Hattı Boyunca Gerilme Analizi

Numuneler 230 N yük ve yüksüz biçimde 36 C° referans ve 0 C°,36 C° ve 70 C° ortam sıcaklığı koşulları altında analiz edilmiştir. Sıcaklık ve yük altında takviye malzemelerinin PMMA yapılı üst damak protezi arka yanal yüzey boyunca gerilme analizi yapılmıştır.

Arka yanal yüzey boyunca gerilme analizi sırasında 230 N yük kaldırılmış ve protez üzerinde sadece sıcaklık değişimi ile oluşan değişimleri görmek amaçlanmıştır.

Protez arka yanal yüzeyine bir hat çizilmiş ve bu hat boyunca olan gerilme değişimleri incelenmiştir. Arka yanal yüzey boyunca çizilen hat D-E, E-F olarak isimlendirilen iki bölgeye ayrılmıştır (Şekil 3.15).

3.5.1 Sıcaklık altında gerilme analizleri

Numuneler üzerine kuvvet uygulanmadan sadece sıcaklık değişiminin gerilme üzerine etkisi incelenmiştir. (Şekil 3.16, Şekil 3.17).

Takviyeli numuneler için 0 C° sıcaklıkta numuneler üzerinde çekme gerilmeleri oluşurken 70 C° sıcaklıkta numuneler üzerinde basma gerilmeleri oluşmuştur. Oda sıcaklığı olan 36 C° sıcaklıkta ise hiçbir numunede gerilme meydana gelmemiştir.

Her bir numunenin D noktasından F noktasına doğru gerilme değeri azalmıştır. Takviyesiz numunelerde 3 farklı sıcaklık değeri içinde kayda değer herhangi bir gerilme meydana gelmemiştir.

0 C° sıcaklıkta protez arka yanal yüzey hattı boyunca takviyeli numunelerin her biri için D-E hattında yüksek olan gerilme değerleri E-F hattında düşüş göstermiştir. Örgü karbon takviyeli numunede 16,334 MPa ile D-E hattındaki en yüksek gerilme görülmüştür. D-E hattında düşük gerilme üzerinde gerilme olmayan takviyesiz numunede gerçekleşmiştir.

36 C° sıcaklıkta hiçbir numunede kayda değer bir gerilme oluşmadığı görülmüştür.

70 C° sıcaklıkta protez arka yanal yüzey hattı boyunca takviyeli numunelerin her biri için D-E hattında yüksek olan gerilme değerleri E-F hattında düşüş göstermiştir. Protez D-E hattında en yüksek gerilme -12,443 MPa ile örgü kevlar takviyeli numunede gerçekleşirken, en düşük gerilme ise takviyesiz numunede meydana gelmiştir.

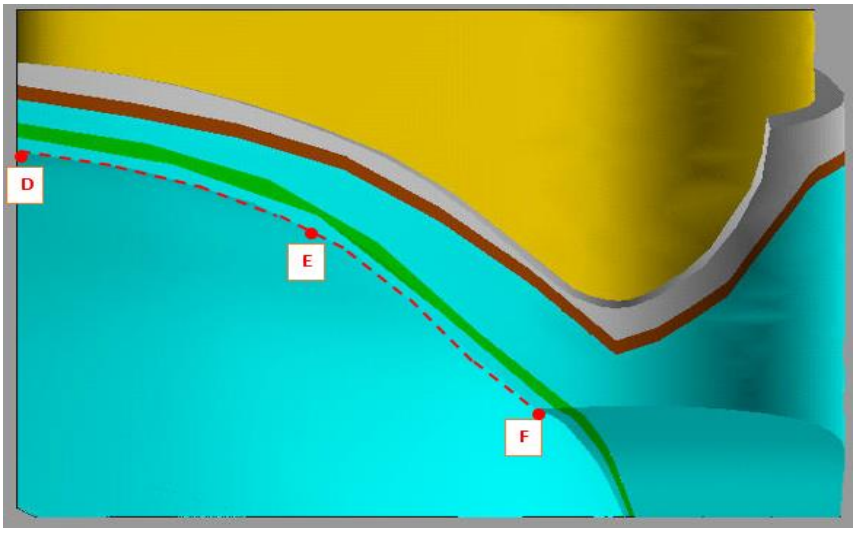
3.5.2 Sıcaklık ve yük altında gerilme analizleri

Numuneler üzerinde 230 N kuvvet ve sıcaklık değişimi etkisiyle beraber gerilme analizi yapılmıştır (Şekil 3.18, Şekil 3.19, Şekil 3.20).

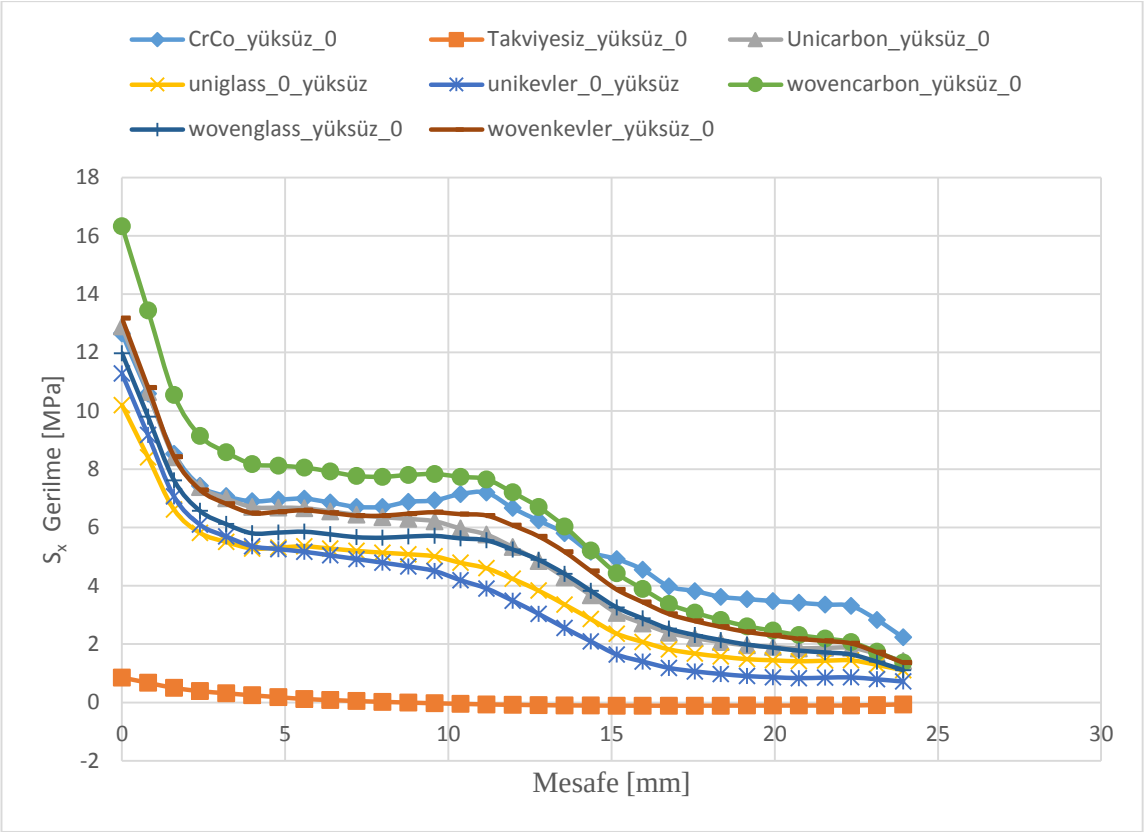
0 C° sıcaklıkta bütün numuneler için protez D-E hattında düşen gerilme değerleri, protez E-F hattında da düşüşünü sürdürmüştür. Protez D-E hattında örgü karbon takviyeli numunede 30,292 MPa ile en yüksek gerilme oluşmuştur.

36 C° sıcaklıkta bütün numuneler için protez A-C hattında düşen gerilme değeri, protez C-D hattında artış göstermiştir. Protez A-B hattında takviyesiz numunede 27,362 MPa ile en yüksek gerilme oluşmuş, en düşük gerilme ise 4,839 MPa ile tek yönlü karbon takviyeli malzemede görülmüştür. Protez C-D hattında ise 19,122 MPa ile en yüksek gerilme yine takviyesiz numunede görülmüştür.

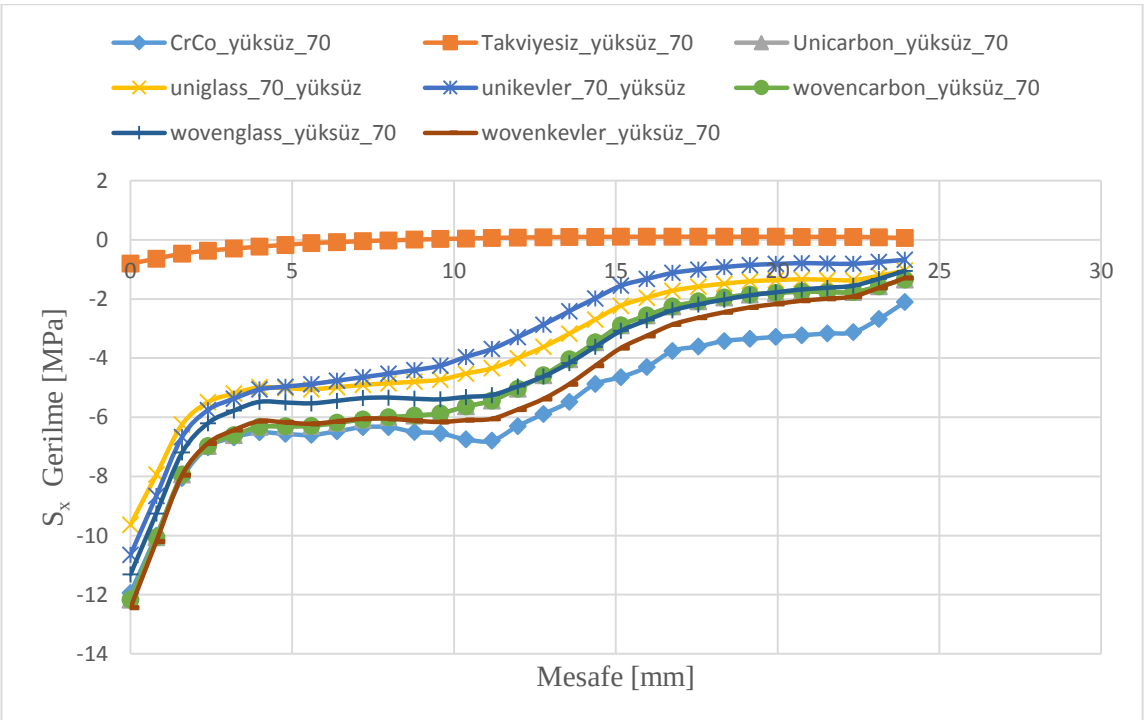
70 C° sıcaklıkta protez A-B hattında takviyesiz numunede 27,634 MPa ile en yüksek gerilme oluşmuştur. Protez C-D hattında ise takviyesiz numunede 18,456 MPa ile en yüksek gerilme görülmüştür.



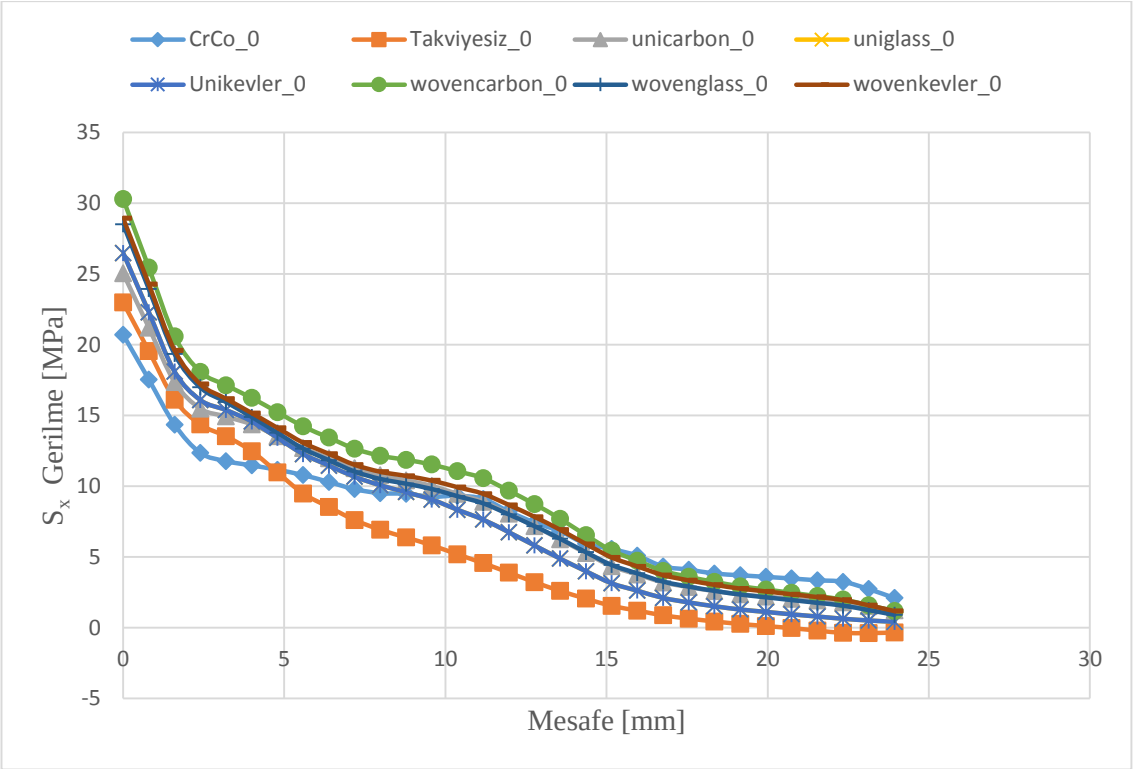
Şekil 3.15: Üst damak protezi arka yanal hattı.



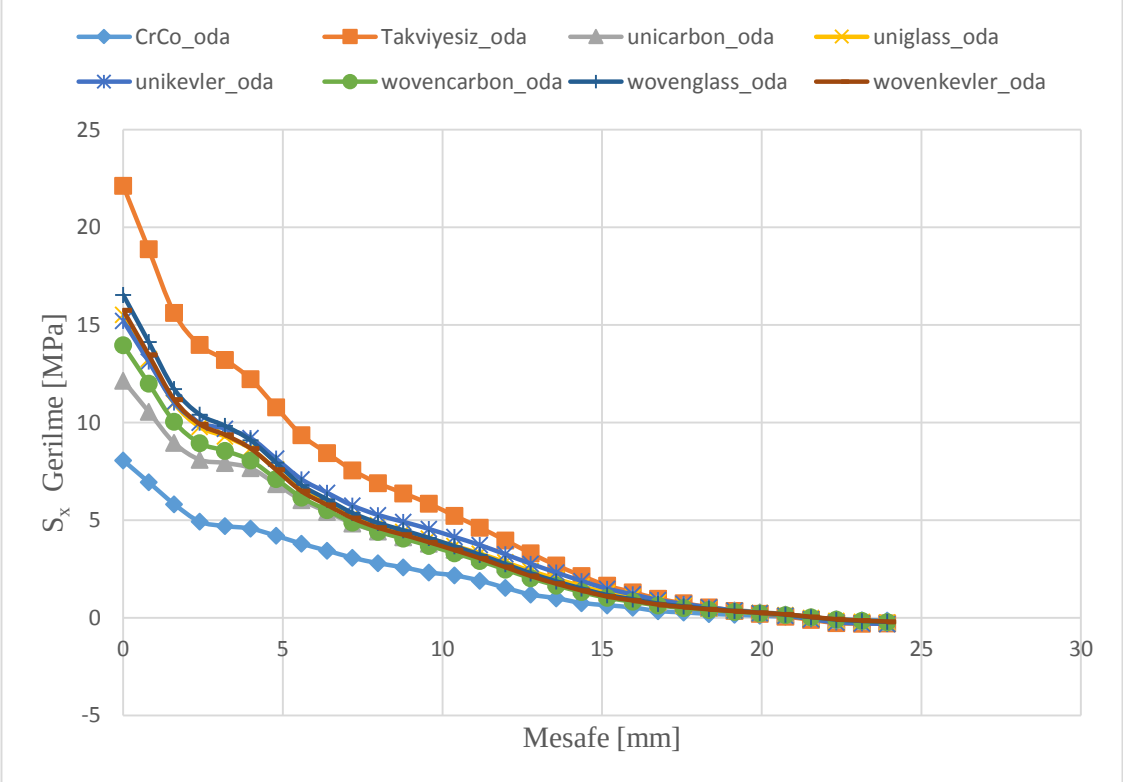
Şekil 3.16: Üst damak protezi arka yanal hattı boyunca 0 C° altında gerilme analizi.



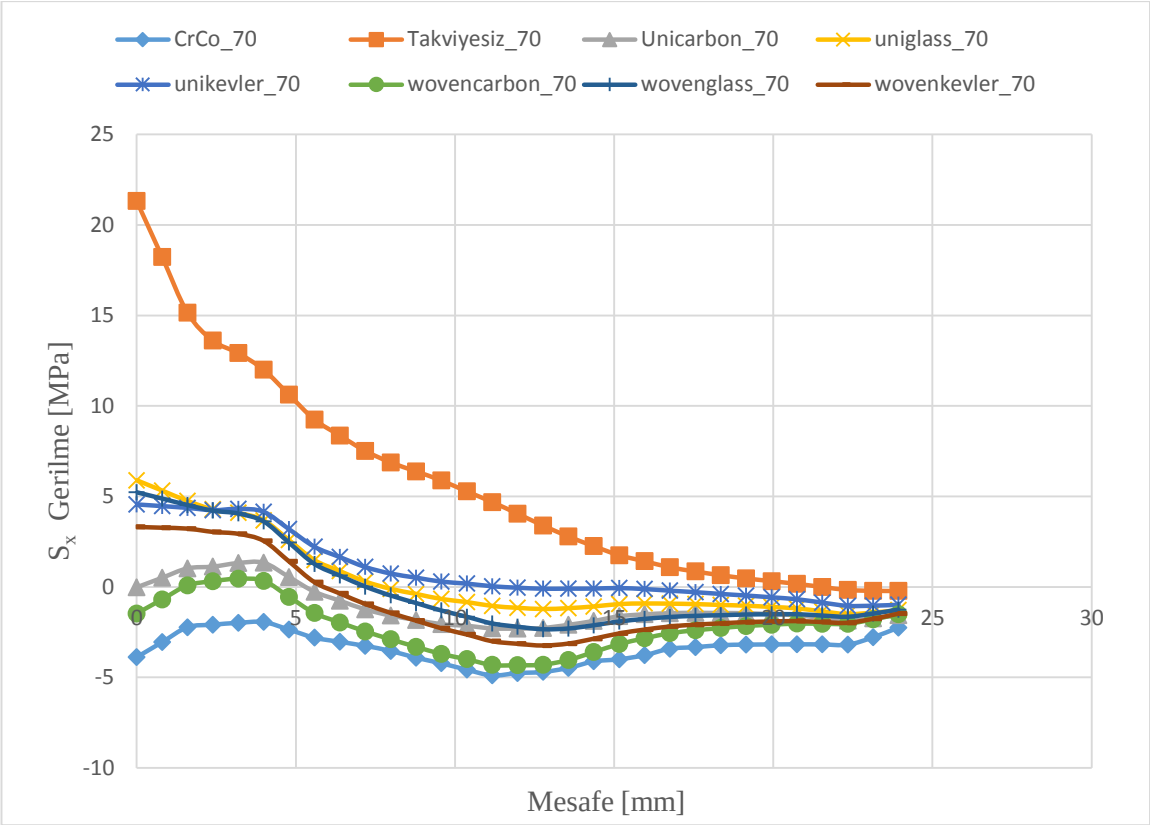
Şekil 3.17: Üst damak protezi arka yanal hattı boyunca 70 C° altında gerilme analizi.



Şekil 3.18: Üst damak protezi arka yanal hattı boyunca 0 C° ve 230 N altında gerilme analizi.



Şekil 3.19: Üst damak protezi arka yanal hattı boyunca 36 C° ve 230 N altında gerilme analizi.



Şekil 3.20: Üst damak protezi arka yanal hattı boyunca 70 C° ve 230 N altında gerilme analizi.

4. TARTIŞMA

Akrilik protez kaide malzemelerinin farklı fiber takviyelerle güçlendirilmesi birçok araştırmaya söz konusu olmuştur [20,21,22,23,24,27,28,29,30,31,11,34,10,36,37].

1937 yılında Walter Wright PMMA yapılı protezleri geliştirmiştir. PMMA 1940 yıllarından itibaren akrilik yapılı protez kaide malzemeleri içerisinde en sık kullanılan malzeme olmuştur. Zaman içerisinde PMMA yapılı damak protezlere alternatif malzemeler geliştirilmesine rağmen PMMA en popüler protez yapı malzemesi olmayı sürdürmüştür [10,36,34].

PMMA' nın kolay şekillendirilebilmesi, düşük maliyeti, hafifliği, mükemmel estetik özellikleri, düşük su emilimi ve kolay tamir edilebilmesi popüler olmasının temelinde yatan pozitif yönleri olarak dikkat çekmiştir. Bunun yanında düşük ısıl iletkenliği, mekanik dayanımdaki olumsuzluklar, gevrekliği, yüksek termal genleşme katsayısı, elastik modülünün düşük olması geliştirilmesi gereken özellikleri olarak dikkat çekmektedir [34,36].

Kompozit teknolojisindeki hızlı gelişmeler, malzemelerin fiber takviyelerle güçlendirilmesine olanak sağlamıştır [16]. Protez dayanımlarının metal dolgular, karbon fiber, naylon fiber, aramid fiber, cam fiber gibi fiber takviye malzemeleri ile arttırılması amaçlanmakta ve protez damaklarda istenen özelliklerinin elde edilmesi açısından çalışmalara sıklıkla konu olduğu göze çarpmaktadır [10,34,37].

Üst damak protezi gerilme dağılımı üzerine birçok araştırmacı çalışmalar yapmıştır. M.S. Beyli, ve arkadaşları yaptıkları çalışmada üst damak protez hasarının sıklıkla yaşandığına dikkat çekmiştir. Deformasyonlara sebep olarak üst damak protezi ön ve arka bölümünde oluşan çekme ve basma gerilmelerine dikkat çekmiştir. Üst damak protezi kırıklarına sebep olarak eğilme gerilmelerine işaret etmiş ve bu gerilmenin kritik noktası olarak protez ön çentik bölgesini göstermiştir. Mikro çatlaklar öncülüğünde oluşan kırılmalara neden olarak bu lokal kritik bölgelerdeki gerilme artışlarını göstermiştir. Üst damak protez kırıklarının önlenmesi üzerine özellikle protez ön bölgesinin güçlendirilmesi gerektiği yorumunu yapmışlardır [19]. Bu

çalışmada elde edilen sonuçlar çalışmamızda çıkan gerilme dağılımı ve şiddetleri ile paralellik göstermektedir.

Hirajima Y. ve arkadaşları üst damak protezi orta hattı boyunca oluşan kırıklara dikkat çekmiştir. Protez orta hattındaki gerilmeleri azaltmanın deformasyonları önlemek adına önemine dikkat çekmiştir. Protez dayanımını arttırabilmek için takviye malzemesi olarak CrCo ve fiberglass takviyesi kullanmışlardır. Bunun üzerine kritik bölge olarak tanımladıkları protez orta hattı boyunca maksimum 200 N olmak üzere farklı oklüzal yükler altında gerinim değerlendirmesi yapmışlardır. Elde ettikleri sonuç her iki takviye malzemesinin de orta hat boyunca protez dayanımını arttırdığı yönünde olmuştur. Takvşyesiz ve fiberglass takviyeli numuneye göre içerisinde CrCo takviyeli numunenin ön çentik bölgesindeki gerinim değeri en düşük çıkmıştır [20]. Çalışmamızda elde ettiğimiz sonuçlarda buna paralel protez ön çentik bölgesinde en düşük gerilme değerleri 0C°,36C° ve 70C° sıcaklıklar için CrCo takviyeli numunede meydana gelmiştir.

Goguta L.M. ve arkadaşları akrilik tam üst damak protezine cam fiberi takviye ederek dayanımı arttırmayı amaçlamıştır. 30 adet üst damak protezine örgü e-cam fiberi, alt damak protezine tek yönlü e-cam fiberi takviye edilmiştir. Kıyaslamak için 10 adet takviyesiz numune kullanılmıştır. 5 yıl kullanımın ardından takviye edilmeyen numunelerin 7 adedinde bozulma meydana gelmiştir. Alt damak protezlerinin hiçbirinde bozulma olmamıştır. Üst damak protezlerinin 4 ünde problem yaşanmıştır. Özellikle ağır oklüzal kuvvetler altında e-cam takviyelerinin kullanışlı olduğu tespit edilmiştir [21]. Çalışmamızda cam fiber takviyesinin gerilme değerlerini takviyesiz numuneye göre düşürdüğü tespit edilmiştir.

Naik A.V., tam protez kırıklarının sebeplerini belirlemeye yönelik çalışma yapmıştır. 30 ve 80 yaş arasında 200 hastanın tam protez kırık bilgileri toplanmıştır. Elde edilen bilgilerde literatürün genel kanısından ziyade üst damak protezinin alt damak protezine göre kırılma oranı 1/3 olarak saptanmıştır. %55 ile erkek hastalarda daha çok kırık gözlenmiştir. Kırıkların %60 lık kısmı protez orta hattı boyunca gerçekleşmiştir. Analizin ardından elde edilen verilere göre kırıklar malzeme ve klinik-teknik faktörler olarak 2 bölüme ayrılmıştır. Elde edilen sonuçlara göre protez aksaklıklarını önlemek için protez bakım talimatlarına uymak, mekanik dezavantajları ortadan kaldırmak için protez yapımı ile ilgili prensiplere uymanın yanında, dengeli oklüzal kuvvet, gerilme değerlerinin yoğunlaştığı bölgelerde gerilme değerlerini düşürmek gerektiği

saptamıştır. Bununla beraber yüksek dayanımlı ve güçlendirilmiş akrilikler kırılma tokluğunu arttırmak için kullanılabilecek yöntemlerden olduğundan bahsetmiştir [12]. John J. ve arkadaşları PMMA yapılı damak protezlerin pozitif özelliklerine rağmen kırılma dayanımlarının dezavantaj oluşturduğuna dikkat çekmiş ve ısı ile polimerize olmuş akrilik protezin cam, aramid ve naylon fiber takviyeleri ile güçlendirilmesi üzerine çalışmıştır. Takviyesiz, cam takviyeli, aramid takviyeli ve naylon takviyeli olmak üzere 4 deney grubu ve her grupta 10 ar numune hazırlamıştır. Numunelerin esneme dayanımları 3 nokta eğme deneyi ile test edilmiştir. Takviyelerin her biri esneme dayanımına pozitif yönde katkıda bulunmuş, test sonuçlarına göre en yüksek esneme dayanımı cam takviyeli daha sonra aramid ve naylon takviyeli numunelerde meydana gelmiştir [22].

Kim S.H. ve arkadaşları üst damak protezi kırıklarının sebebi olarak ağır oklüzal kuvvetler veya kazara protezin düşürülmesi olduğuna değinmiş ve bunun önüne geçebilmek için örgü e-cam takviyesinin akrilik üst damak protezi üzerindeki darbe dayanımını arttırmasına yönelik araştırma yapmıştır. Dokuma E-cam fiber (Stick Net) takviyesiyle, ısı ile polimerize edilmiş yüksek etkili bir akrilik reçine (Lucitone 199) takviye edilerek 10 tam üst damak protezi imal edilmiştir. Oluşturdukları numuneleri testten önce 2 ay boyunca 37C° suda bekletmişlerdir. Test numunelerinin darbe dayanımları düşme ağırlıklı darbe testi ile ölçülmüştür. Kontrollü protezlerin ortalama çarpma kuvveti, çatlak başlatmada 90.0 ± 38.1 J ve tam kırılmada 95.9 ± 37.7 J'dir; buna karşılık takviyeli protezlerin darbe mukavemeti 201.7 ± 77.9 J ve 277.9 ± 102.5 J'dir. İstatistiksel analiz, yüksek etkili akrilik komple protezin darbe mukavemetinin dokuma e-cam elyaf ilavesi ile önemli ölçüde arttığını göstermiştir [24].

Takahashi Y. ve arkadaşları cam fiber takviyesinin 100 N yük altında PMMA yapılı üst damak protezi içindeki pozisyonunun orantı sınırı içinde eğilme mukavemeti üzerine etkisini incelemiştir. Elde edilen sonuçlardan bütün takviyeli numunelerin eğilme mukavemeti takviyesiz numuneden daha yüksek çıkmasına rağmen bu fark kayda değer olmadığı görülmüştür. Cam fiber takviyesinin pozisyonu üst damak protezi kırılma dayanımını etkilemediğini belirtmiştir. Bütün takviyeli numuneler takviyesiz numuneye göre daha düşük esneme çarpılmasına sahip olduğu sonucuna varılmıştır [28].

Takahashi T. ve arkadaşları döküm krom kobalt, çubuk krom kobalt ve cam fiber takviyeli PMMA yapılı üst damak protezi üzerindeki gerinim etkisini incelemiştir. Ön molar ve molar dişlere iki taraflı uygulanan oklüzal 49 N büyüklüğünde yük altında

protez damak ön, orta ve arka noktasına yerleştirilen strengeçler yardımı ile gerinim değerleri ölçülmüştür. Ölçüm sonuçlarında döküm krom kobalt takviyeli numunenin gerinim değeri diğer numunelere göre en düşük çıkmıştır. Döküm krom kobalt takviyeli numunenin protez kırık ve bozulmalarına karşı önemli ölçüde etkili olabileceği görülmüştür [29]. Çalışmamızda buna paralel olarak gözükebilecek CrCo takviyeli numunenin protez alt yüzeyinde Z yönünde yer değiştirmeleri azalttığı görülmüştür.

Uzun G. ve arkadaşları PMMA yapılı protez kaide malzemesine cam, karbon, ince kevlar, kalın kevlar ve polietilen takviye ederek, takviyelerin darbe dayanımı, eğilme dayanımı, çarpılma ve elastik modül üzerinde etkisini incelemiştir. En yüksek darbe dayanım değerleri polietilen ve cam fiber takviyeli numunede ortaya çıkmıştır. Fiber takviyelerinin eğilme dayanımı üzerinde ciddi bir etkisi görülememiştir. Karbon, kalın kevlar ve polietilen takviyeli numunelerin elastisiste modülleri yüksek çıkmıştır [30].

Yu S.H. ve arkadaşları cam, poliaromatik poliamid ve yüksek molekül ağırlıklı polietilen takviyeli ısı ile polimerize olmuş protez kaide malzemesine sırasıyla hacimce %2.6, %5.3 ve %7.9 oranında takviye edilmiştir. Ayrıca 2 veya 3 lü gruplar halinde hibrit fiber takviyeli numunelerde oluşturulmuştur. Numunelerin eğilme dayanımı, elastisite modülü ve tokluğu piston başlığı hızı 5mm/dk olan uluslararası bir test makinesiyle test edilmiştir. Elde edilen sonuçlar neticesinde tek takviyeli numunelerde eğilme dayanımı ve elastisite modülü en yüksek cam fiber takviyeli numunede, en yüksek eğilme tokluğu ise polietilen takviyeli numunede görülmüştür. Hibrit takviyeli numunelerde ise en yüksek eğilme dayanımı ve tokluğunu camfiber/polietilen takviyeli numune göstermiştir [31].

Cheng Y.Y. ve arkadaşları protez damak kaide malzemesinin içine farklı şekillerde konumlandırılan yüksek performanslı polietilen takviyelilerin oluşan gerilme dağılımına etkisini incelemiştir. Sonlu elemanlar metodu kullanarak çift taraflı uygulanan 230 N yük ve sınır koşulları altında, takviyesiz numunelerde oluşan gerilmeler ön çentik bölgesi başta olmak üzere protez ön ve arka noktasında oluşmuştur. Protez içine, protezin ön kısmının üst yüzeyine yakın, orta kısmında ve alt yüzeyine yakın şekillerde konumlandırılmış fiber takviyenin bu noktalardaki gerilme değerlerini dikkate değer şekilde düşürdüğü, protez alt yüzeyine yakın olarak konumlandırılan takviyenin ise gerilme değerlerini düşürmede en etkili konumlandırma olduğu tespit edilmiştir [11]. Çalışmamızda elde edilen üst damak

protezi üzerindeki gerilme dağılımları protez ön ve arka bölgesinde yoğunlaştığı ve bu çalışma ile örtüştüğü saptanmıştır.

Akan E. ve arkadaşları sonlu elemanlar metodolijisini kullanarak analiz ettikleri üst damak proteziyle ilgili olarak takviyesiz numuneye, yatay eksenle 0°,15°,30°,45°,60°,75°,90° açı yapacak şekilde protez ön bölgesine 75 N ve molar bölgesine 150N büyüklüğünde yük uygulayarak gerilme değerlerinin yoğunlaştığı bölgeleri tespit etmiştir. Daha sonra protez ön çentik bölgesi ve orta hattı boyunca arka bölgesine doğru gerilme değerlerinin yüksek çıktığı tespit edilmiş ve numune 2 farklı formda fiber takviyesiyle beraber ve tek yönlü cam fiberi, örgü cam fiberi, tek yönlü karbon fiber ve CrCo ile takviyelenerek gerilme analizi yapılmıştır. Elde edilen sonuçlarda protez orta hattı boyunca takviyelendirilen CrCo takviyeli numunenin gerilme değerleri ve dayanım konusunda en iyi sonuçları verdiği tespit edilmiştir [36]. Çalışmamızda elde edilen sonuçlar protez kritik bölgelerinde gerilme düşüşü sağlayan fiber takviyelerle örtüşmektedir.

Literatür değerlendirmesi yapıldığında protez kırıklarının fiber takviyelerle önüne geçilmesine yönelik bir çok çalışma mevcutken, örneğin farklı fiber takviyelerinin protez dayanımına etkisi, fiber takviyelerin protez içine konumlandırılışının protez dayanımına etkisi, çalışmamıza konu olan fiber takviyeleriyle beraber oklüzal yük ve ağız içi sıcaklık değişimlerinin protez üzerinde meydana getirdiği gerilme dağılımı ve değişimleriyle ilgili olarak herhangi bir çalışma yapılmadığı gözlemlenmiştir. Yapılan gerilme analizleriyle beraber üst damak protezi için gerilme değerlerinin yüksek çıktığı kritik bölgelerin analizinde literatürde paydaş sonuçlar mevcuttur. Elde edilen gerilme dağılım ve değerleri protez kırıklarında başlıca etmenler olarak gösterilen eğilme yorulması ve darbe dayanımı analizinde protez kaide malzemesi üzerine etkileri ayrıca çalışma konusu olabilir.

5. SONUÇLAR

Protez ön kısmında yer alan gerilme sonuçları incelendiğinde;

Takviye malzemelerinin gerilme değerlerini önemli ölçüde düşürdüğü gözlenmiştir.

Protez ön bölgesinde takviyeli numunelerde düşük sıcaklıktaki çekme gerilme değerleri yüksek sıcaklıktaki çekme gerilme değerlerinden belirgin şekilde daha yüksek olduğu görülmüştür. Oklüzal kuvvet neticesinde malzemede meydana gelen eğilmeden kaynaklanan çekme gerilmeleri ile sıcaklık artışından kaynaklanan basma gerilmeleri birbirini dengelemekte ve oluşan süper pozisyon ile toplam gerilmeler yüksek sıcaklıkta düşük çıkmaktadır.

Takviyesiz numuneye göre gerilme azalmasının 0C°,36C°,70C° sıcaklıklar için en büyük düşüşü gösterdiği numune CrCo takviyeli numune olmuştur.

Protez takviyelerinde oluşan gerilmeler ve Tsai-Wu kırılma kriteri değerlendirildiğinde;

Sıcaklık artışıyla takviye elemanları üzerinde oluşan çekme gerilme değerlerinin arttığı gözlemlenmiştir.

Takviye elemanlarının kırılma kriteri, Tsai-Wu kırılma kriteri analizine göre değerlendirildiğinde, örgü cam ve tek yönlü cam takviyelerinde kritik değer olan ‘1’ değerinin, bu numunelerin 70 C° ve 230 N sıcaklık altındaki analizleri için 1,4656 ve 1,1504 değerleri ile aşıldığı gözlemlenmiştir. Örgü ve tek yönlü cam takviye malzemelerinin düşük dayanım değerleri nedeniyle kritik değeri aştığı yorumu yapılmıştır.

Protez alt yüzeyinde oluşan gerilme ve yer değiştirme değişimleri değerlendirildiğinde;

Takviye malzemelerinin gerilme değerlerini önemli ölçüde düşürdüğü gözlenmiştir.

Protez alt yüzeyinde takviyeli numunelerde düşük sıcaklıktaki çekme gerilme değerleri yukarıda bahsedilen süper pozisyon durumundan dolayı yüksek sıcaklıktaki çekme gerilme değerlerinden belirgin şekilde daha yüksek çıktığı görülmüştür.

Takviyesiz numuneye göre gerilme azalmasının 0 C°,36 C°,70 C° sıcaklıklar için en büyük düşüşü gösterdiği numune CrCo takviyeli numune olmuştur.

Protez alt yüzeyinde Z yönünde yer değişimlerinde ise takviye malzemelerinin %1-2 oranında takviyesiz numunelere göre yer değişimi azalttığı görülmüştür.

Protez orta hattı boyunca oluşan gerilmeler değerlendirildiğinde;

Oklüzal kuvvet kaldırıldığı zaman numunelerde oda sıcaklığında gerilme olmadığı,

0 C° sıcaklıkta çekme gerilmesi 70 C° sıcaklıkta ise basma gerilmesi oluştuğu görülmüştür.

Oluşan süper pozisyon ile özellikle yüksek sıcaklıklarda takviye malzemeleri gerilme oluşumunu önemli oranda düşürmüştür.

Protez arka yanal hat boyunca oluşan gerilmeler değerlendirildiğinde;

Oklüzal kuvvet kaldırıldığı zaman numunelerde oda sıcaklığında gerilme olmadığı,

0 C° sıcaklıkta çekme gerilmesi 70 C° sıcaklıkta ise basma gerilmesi oluştuğu görülmüştür.

Oluşan süper pozisyon ile özellikle yüksek sıcaklıklarda takviye malzemeleri gerilme oluşumunu önemli oranda düşürmüştür.

Genel olarak kritik bölgelerdeki gerilmelere bakıldığında takviye malzemeleri bu bölgelerdeki gerilmeleri azaltıcı etkilerde bulunmuştur. Takviye malzemesi PMMA ya göre daha rijit bir malzeme olduğu için yük altında meydana gelen deformasyonların daha az olmasına ve böylece PMMA üzerinde oluşan gerilmelerin daha düşük çıkmasına olanak tanımıştır. Ancak termal gerilmelerde sıcaklığın etkisi hem elastisiste modülleri hem de termal genleşme katsayılarına bağlı olduğundan sıcaklıktaki meydana gelen değişimin oluşan gerilmelerdeki etkisi takviye bazında farklı şekillerde olmuştur.

KAYNAKLAR

[1] McCabe F.J ve Walls G.W.A., 2008. Applied Dental Materials, Ninth Edition, Blackwell Publishing Ltd., London.

[2] Gladwin M. ve Bagby M., 2013. Clinical Aspect of Dental Materials, Fourth Edition, Lippincott Williams & Wilkins, a Wolters Kluwer business, China.

[3] Ebewele R.O., 2000. Polymer Science and Technology, First Edition, CRC Press LLC, New York.

[4] Sehajpal S.B ve Sood V.K., 1989. Effect of metal fillers on some physical properties of acrylic resin, The Journal Of Prosthetic Dentistry 61, 6, 746-751.

[5] Darbar U. R., Huggett R. ve Harrison A., 1994. Stress analysis techniques in complete dentures, J. Dent., 22, 5, 259-264.

[6] O'Brien W. J., 2002. Dental Materaials And Their Selection, 3rd Edition, Quintessence Publishing Co, Inc, Hanover Park.

[7] Fraunhofer J.A.V., 2013. Dental Materials at a Glance, Second Edition, John Wiley & Sons, Inc., USA.

[8] Manappallil J.J., 2003. Basic Dental Materials, Second Edition, Jaypee Brothers Medical Publishers (P) Ltd, India,

[9] Khindria S. K., Mittal S. ve Sukhija U., 2009. Evolution of denture base materials The Journal of Indian Prosthodontic Society, 9, 2 ,64-69.

[10] Jagger D. C., Harisson A. ve Jandt K. D., 1999. The Reinforcement of Denture Journal of Oral Rehabilitation, 26, 3, 185–194.

[11] Cheng Y.Y., Li J.Y., Fok S.L., Cheung W.L. ve Chow T.W., 2010. 3D FEA of High-Performance Polyethylene Fiber Reinforced Maxillary Dentures, Science Direct, 26, 9, e211-e219.

[12] Naik A.V., 2009. Complete Denture Fractures: A clinical study, The Journal of Indian Prosthodontic Society 9, 3, 148-150.

[13] Cheng Y.Y., Cheung W.L. ve Chow T.W., 2010. Strain Analysis Of Maxillary Complete Denture With Three-Dimensional Finite Element Method, The Journal of Prosthetic Dentistry 103,5, 309-318.

[14] Stipho H. D., 1998. Repair Of Acrylic Resin Denture Base Reinforced With Glass Fiber, The Journal of Prosthetic Dentistry, 80, 5, 546-550.

[15] Forest A. V. ve Ellis G., 1940. Brittle Lacquers As An Aid to Stress Analysis, Journal Of The A Eronautical Sciences, 7, 5, 205-208.

[16] Dyer S.R., Lassila L.V.J., Jokinen M. ve Vallittu P.K., 2004. Effect of fiber position and orientation on fracture load of fiber-reinforced composite, 20, 10, 947-955.

[17] Kumbar S.G., Laurencin C.T. ve Deng M., 2014. Natural and Syntetic Biomedical Polymers, First Edition, Elsevier Inc, USA.

[18] Wunderlich B., 2005. Thermal Analysis of Polimeric Materials, First Edition, Springer-Verlag ,Netherlands.

[19] Beyli M.S., ve. von Fraunhofer J., 1981. An analysis of causes of fracture of acrylic resin dentures, J Prosthet Dent. 46,3, 238-241.

[20] Hirajima Y., Takahashi H. ve Minakuchi S., 2009. Influence of a denture strengthener on the deformation of a maxillary complete denture, Dental Materials Journal 28, 4, 507–512.

[21] Goguta L.M., Bratu D., Jivanescu A., Erimescu R. ve Marcauteanu C., 2012. Glass fibre reinforced acrylic resin complete dentures: a 5-year clinical study, 29, 1, 64-69.

[22] John J., Gangadhar S. A. ve Shah I., 2001. Flexural strength of heat-polymerized polymethyl methacrylate denture resin reinforced with glass, aramid, or nylon fibers, The Journal of Prosthetic Dentistry 86, 4, 424-427

[23] Keyf F. Ve Uzun G., 2000. The effect of glass fibrereinforcement on the transverse strength, deflection and modulus of elasticity of repaired acrylic resins, International Dental Journal, 50, 2, 93-97.

[24] Kim S., ve Watts D.C, 2003. The effect of reinforcement with woven E-glass fibers on the impact strength of complete dentures fabricated with high impact acrylic resin, The Journal of Prosthetic Dentistry, 91, 3, 274-280.

[25] Grave A.M.H., Chandler H.D. ve Woolfaardt J.F., 1985. Denture base acrylic reinforced with high modulus fibre,1 ,5, 185-187.

[26] Seo S.R., Murata H., Hong G., Vergani C.E. ve Hamada T., 2006. Influence of thermal and mechanical stresses on the strength of intact and relined denture bases,, The Journal of Prosthetic Dentistry 96,1, 60-67.

[27] Shimizu H., İkeda T., Wakabayashi N. ve Ohyama T., 2004. Effect of metal strengthener length on stress distribution in acrylic denture bases: a finite element study, Journal of Oral Rehabilitation 31, 9; 879–883.

[28] Takahashi Y., Yoshida K. Ve Shimizu H., 2011. Effect of location of glass fiber-reinforced composite reinforcement on the flexural properties of a maxillary complete denture in vitro, Informa Healthcare 69, 4, 215-221.

[29] Takahashi T., Gonda T. ve Maeda Y., 2013. Influence of reinforcing materials on strain of maxillary complete denture, Informa Healthcare, 71, 2, 307-311.

[30] Uzun G., Hersek N. Ve Tinçer T., 1999. Effect of five woven fiber reinforcements on the impact and transverse strength of a denture base resin, The Journal of Prosthetic Dentistry, 81, 5, 616-620.

[31] Yu S., Lee Y., Oh S., Cho H., Oda Y. ve Bae J., 2012. Reinforcing effects of different fibers on denture base resin based on the fiber type, concentration and combination, Dental Materials Journal, 31, 6, 1039–1046.

[32] Stuart B., 2002. Polymer Analysis, John Wiley & Sons, Ltd, England.

[33] Barkanov E., 2001. Introduction of Finite Element Method, Institute of Materials and Structures Faculty of Civil Engineering, Riga Technical University, Riga.

[34] Alla R.K., Sajjan S., Alluri V.R., Ginjupalli K. Ve Upadhya N., 2013.Influence of Fiber Reinforcement on the Properties of Denture Base Resins, Journal of Biomaterials and Nanobiotechnology , 4, 1, 91-97.

[35] ANSYS Release 14.0 2001., Ansys Help Menu.

[36] Akan E., Gungor M.A., Yilmaz G., Artunc C. ve Benli S., 2010. Stress Analysis of Fiber-reinforced Maxillary Dentures Under Different Loadings, Journal of reinforced plastics and composites, 29, 19, 2961-2974.

[37] Vallittu P.K., 1996. A Review of Fiber-Reinforced Denture Base Resins, The Journal of Prosthetic, 5, 4, 270-276.

[38] Soygun K., 2009. Farklı Rezin Esaslı Protez Kaide Materyallerinin Bazı Reolojik Özelliklerinin Araştırılması, Doktora Tezi, Cumhuriyet Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Sivas.

[39] Gibbs C.H., Mahan P.H., Mauderli A., Lundeen H.C. ve Walsh E.K., 1986. Limits of human bite strength, The Journal of Prosthetic Dentistry 56, 2, 226-229.

[40] Sakaguchi R.L. ve Powers J.M., 2012. Craig's Restorative Dental Materials, Thirteenth Edition, Mosby, Inc., USA.

[41] Diaz-Arnold A.M., Vargas M.A., Shaull K.L., Laffon J.E. ve Qian F., 2008. Flexural and fatigue strengths of denture base resin, The Journal of Prosthetic Dentistry, 100, 1, 48-51.

[42] Kelly E., 1969. Fatigue failure in denture base polymers, The Journal of Prosthetic Dentistry, 21, 3, 257-266.

[43] Camanho P.P., 2002. Failure Criteria For Fibre-Reinforced Polymer Composites Portugal.

[44] Tsai S.W. ve Wu E.M. 1971. A General Theory of Strength For Anisotropic Materials, Journal of Composite Materials, 5, 1, 58-80.

[45] Tsai S.W., 1965.Strength Characteristics of Composite Materials, Nasa Contractor Report, Philco Corporation, USA.

[46] Hashin Z., 1980.Failure Criteria For Unidirectional Fiber Composites, Journal of Applied Mechanics, 47, 2, 329-334.

[47] Hinton M.J, Kaddour A.S. ve Soden P.D., 2004. Failure Criteria in fiber reinforced polymer composites: The World-Wide Failure Exercise, First Edition, Elsevier Science Ltd., U.K.

[48] Woelfel J.B., Paffenbarger G.C. ve Sweeney W.T., 1965.Clinical evaluation of complete dentures made of 11 different types of denture base materials, The Journal of the American Dental Association, 70, 5, 1170-1188.

[49] Chevitarese O., Craig, R.G. ve Peyton F.A., 1962. Properties of various types of denture-base plastics , The Journal of Prosthetic Dentistry 12, 4, 711-719.

[50] Chevitarese O., Craig, R.G. ve Peyton F.A., 1963. Some physical properties of organic denture base materials, The Journal of the American Dental Association 67, 499-504.

[51] Deboer J., Vermilyea S.G., Brady R.E., 1984. The effect of carbon fiber orientation on the fatigue resistance and bending properties of two denture resins, The Journal of Prosthetic Dentistry, 51, 1, 119-121.

[52] Yazdanie N. Ve Mahood M., 1985. Carbon fiber acrylic resin composite: an investigation of transverse strength, The journal of Prosthectic Dentistry, 54, 4, 543-547.

[53] Vallittu P.K., Lassila V.P. ve Lappalainen R., 1994. Transverse strength and fatigue of denture acrylic-glass fiber composite, Dental Materials, 10, 2, 116-121.

[54] Miettien V.M. ve Vallittu P.K., 1996. Water sorption and solubility of glass fiber-reinforced denture polymethylmethacrylate resin, The Journal of Prosthetic Dentistry 77,5, 531-534.

[55] Bucknall C.B., 1977. Toughened Plastics, Springer Science, Business Media Dordrecht, first edition, First Edition, Netherlands.

[56] Larson W.R., Dixon D.L., Aquilino S.A., Clancy J.M.S., 1991. The effect of carbon graphite fiber reinforcement on the strenght of provisional crown and fixed partial denture resins, The Journal of Prosthetic Dentistry, 66,6 816-820.

[57] Vallittu P.K. ve Lassila V.P., 1992. Reinforcement of acrylic resin denture base material with metal of fibre strengtheners, Journal of Oral Rehabilition, 19, 3,225-230.

[58] Vallittu P.K., 1996. Comparison of the in vitro fatigue resistance of an acrylic resin removable partial denture reinforces with continuous glass fibers or metal wires, The Journal of Prosthetic Dentistry 5,2, 115-121.

[59] Vallittu P.K., Vojtkova H. ve Lassila V.P., 1995. Impact strength of denture polymethyl methacrylate reinforced with continuous glass fiber or metal wire, Acta Odontologica Scandinavica 53, 6, 392-396.

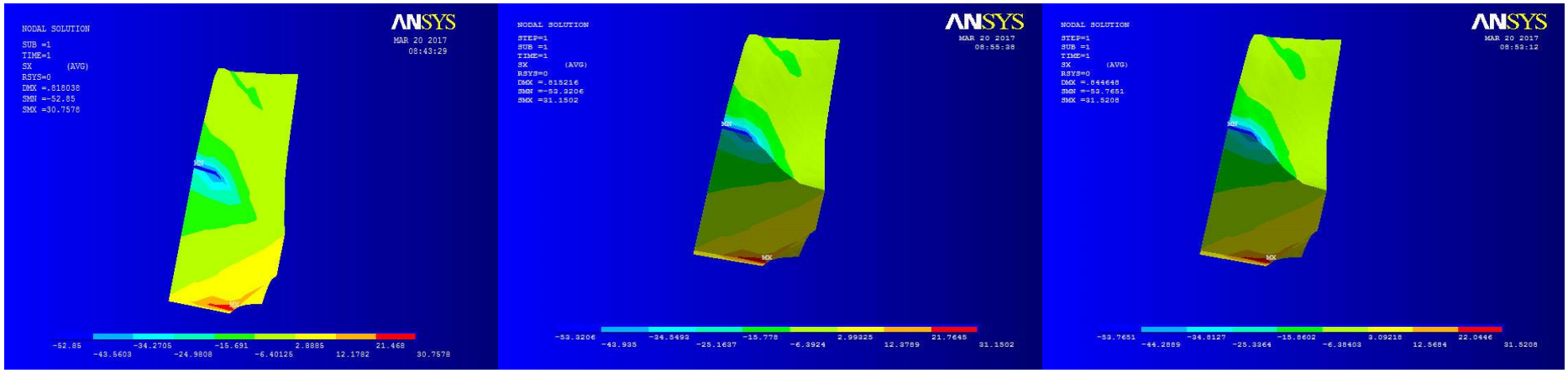
[60] Franklin P., Wood D.J. ve Bubb N.L. 2005. Reinforcement of poly(methyl methacrylate) denture base with glass flake, Dental Materials, 21, 4, 365-370.

[61] Kaw A.K., 2006. Mechanics of Compositesi Materials, Second Edition, Taylor-Francis Group, U.S.

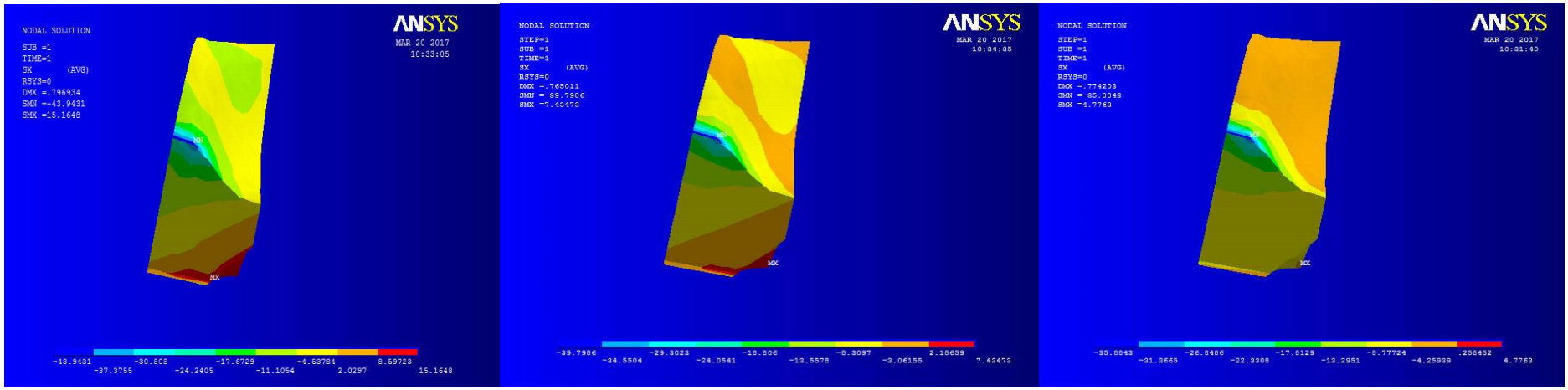
[62] URL-1 <http://www.performancecomposites.com/carbonfibre/mechanical properties_2.asp>,alındığı tarih: 10.05.2017.

EKLER

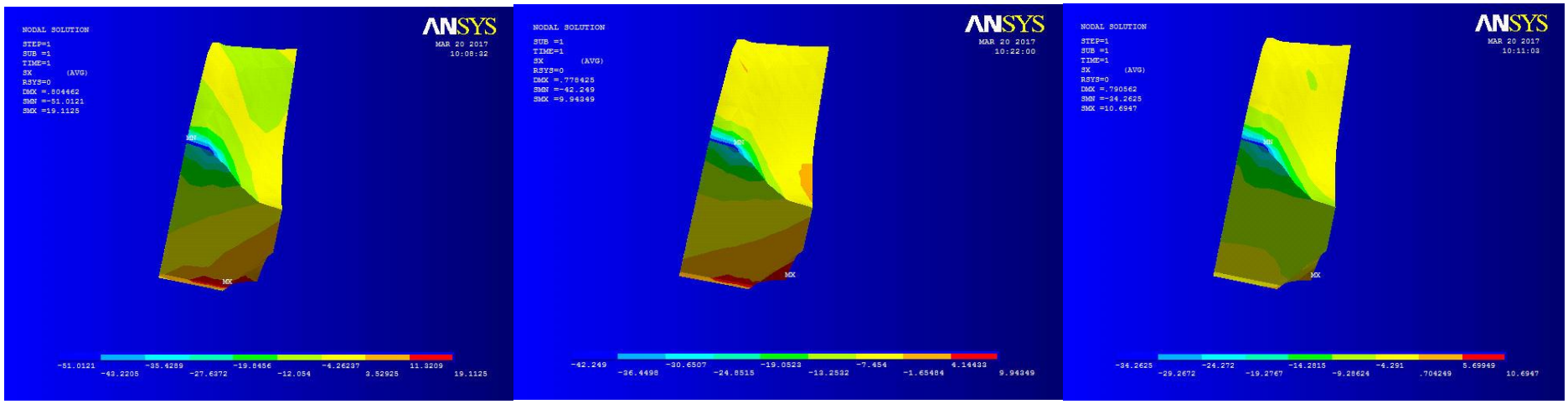
EK A: Üst Damak Protezi Analiz Sonuç Görsel ve Tabloları



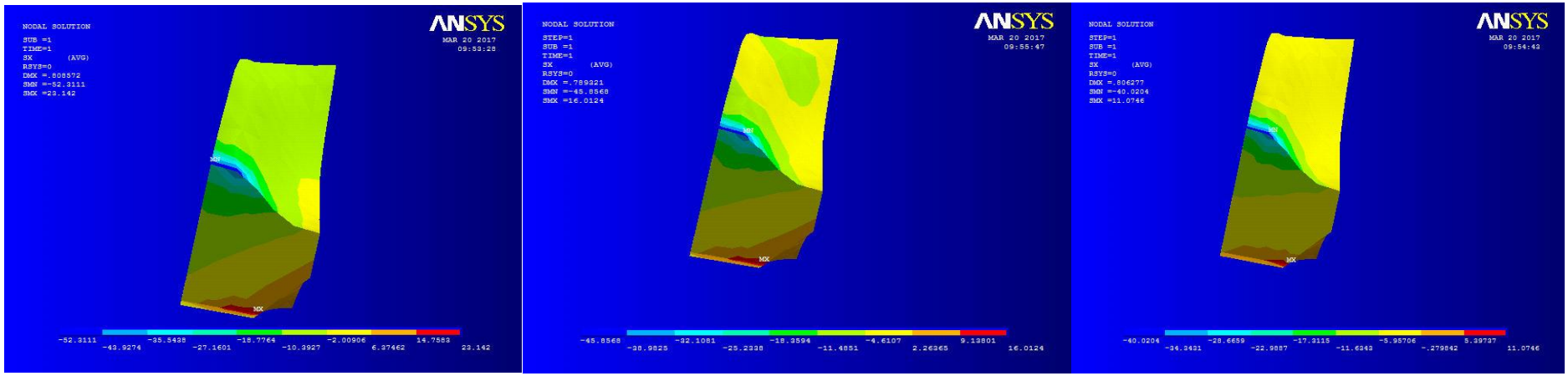
Şekil A.1: Takviyesiz numune ön kısmı çekme ve basma gerilmeler, (0 C°, 36 C°, 70 C°).



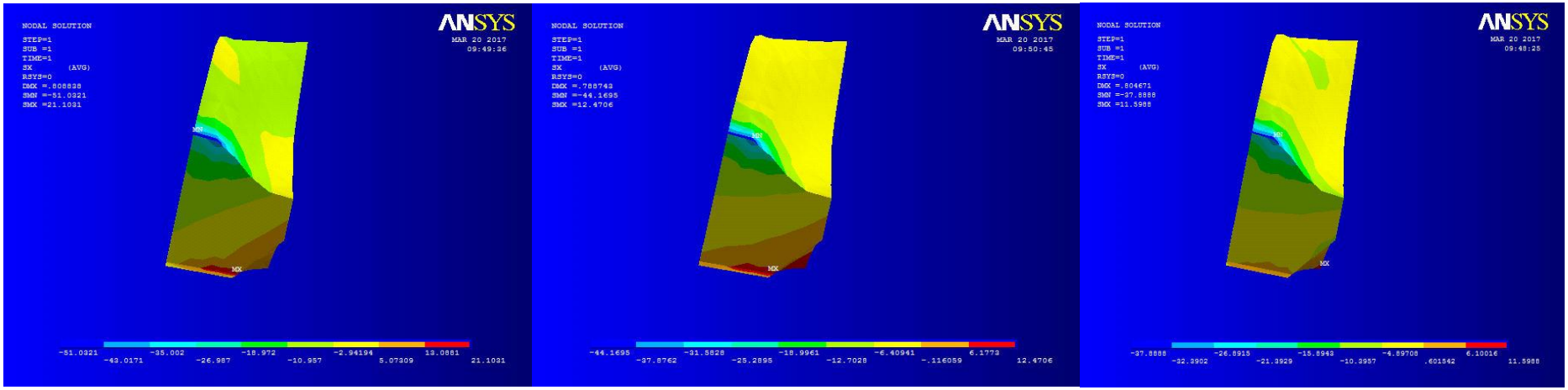
Şekil A.2: CrCo takviyeli numune ön kısmı çekme ve basma gerilmeler, (0 C°, 36 C°, 70 C°).



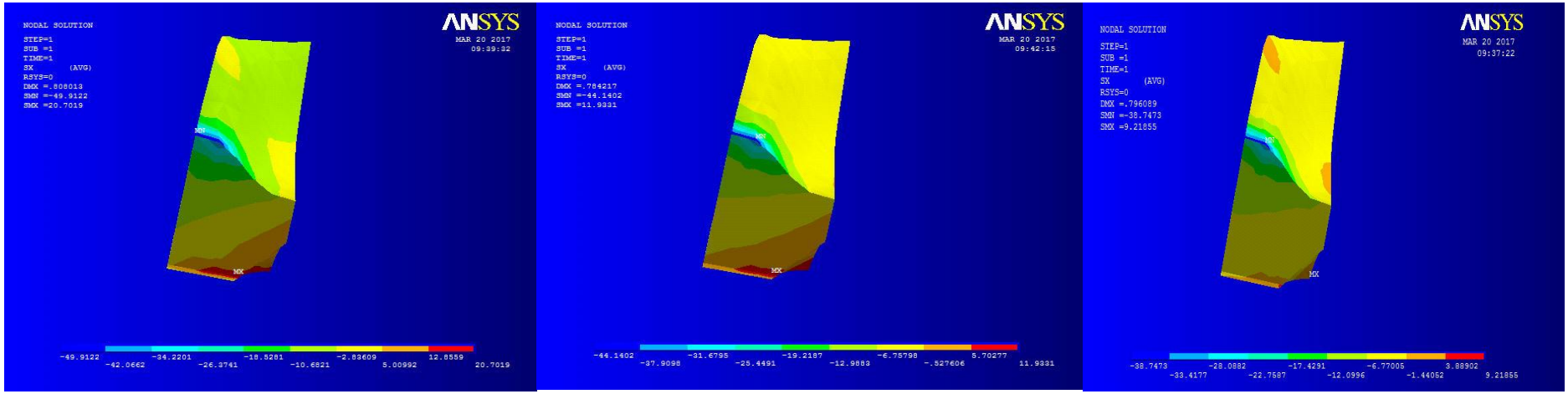
Şekil A.3: Tek yönlü karbon takviyeli numune ön kısmı çekme ve basma gerilmeleri, (0 C°, 36 C°, 70 C°).



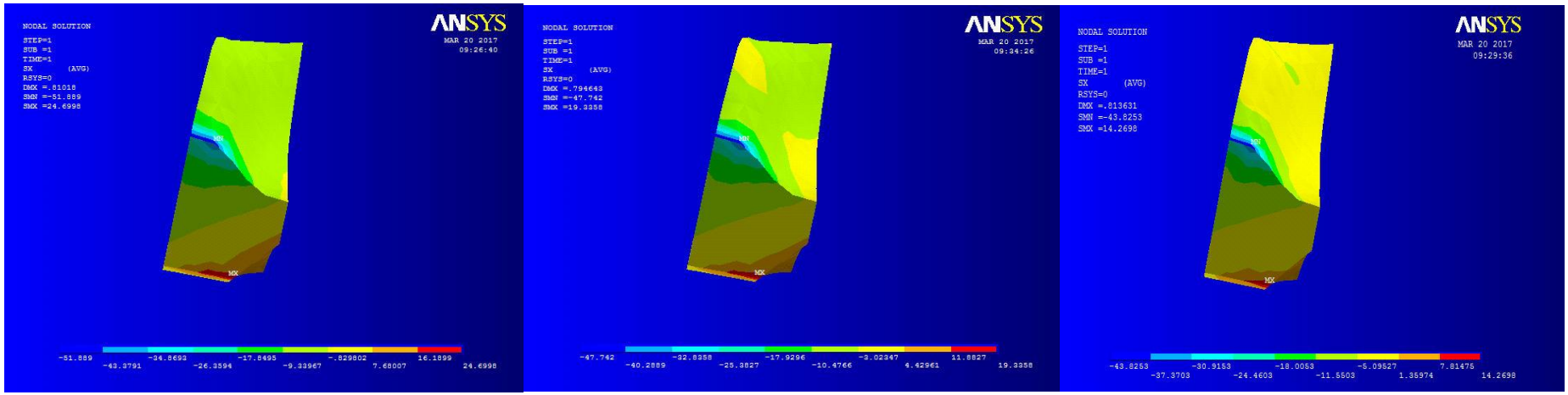
Şekil A.4: Tek yönlü cam takviyeli numune ön kısmı çekme ve basma gerilmeleri, (0 C°, 36 C°, 70 C°).



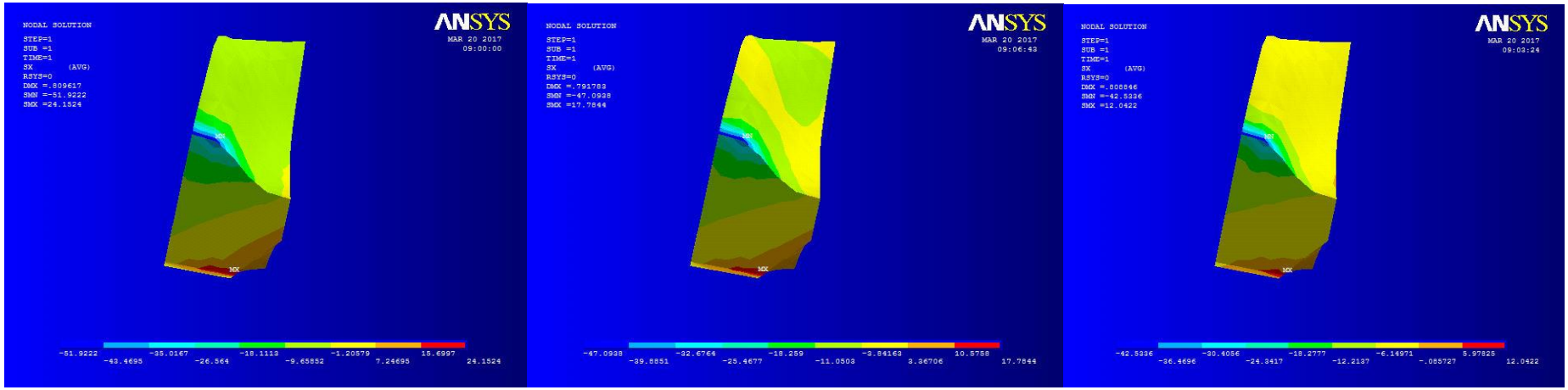
Şekil A.5: Tek yönlü kevlar takviyeli numune ön kısmı çekme ve basma gerilmeleri, (0 C°, 36 C°, 70 C°).



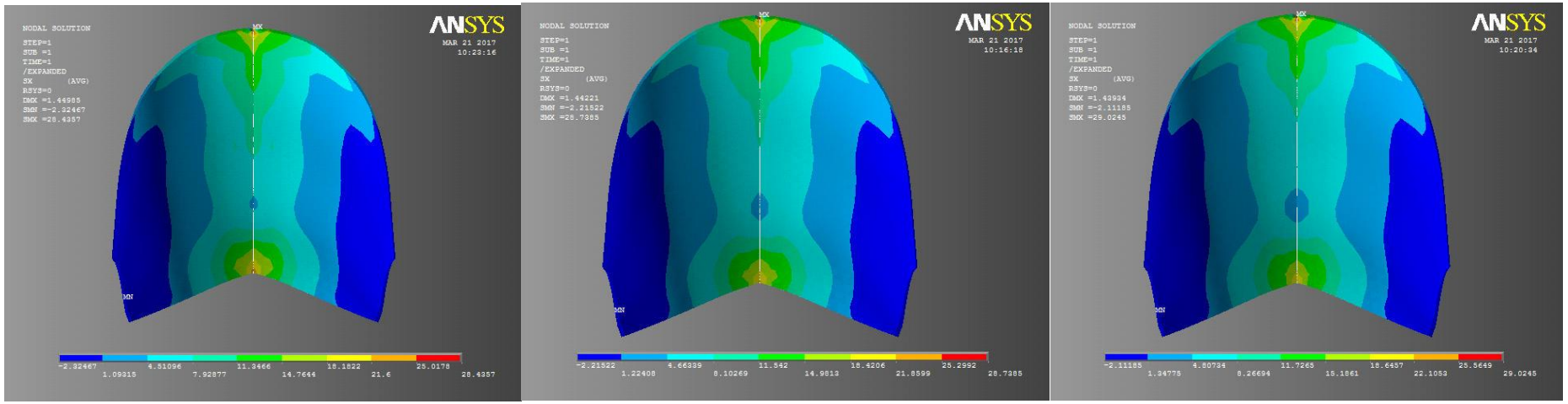
Şekil A.6: Örgü karbon takviyeli numune ön kısmı çekme ve basma gerilmeleri, (0 C°, 36 C°, 70 C°).



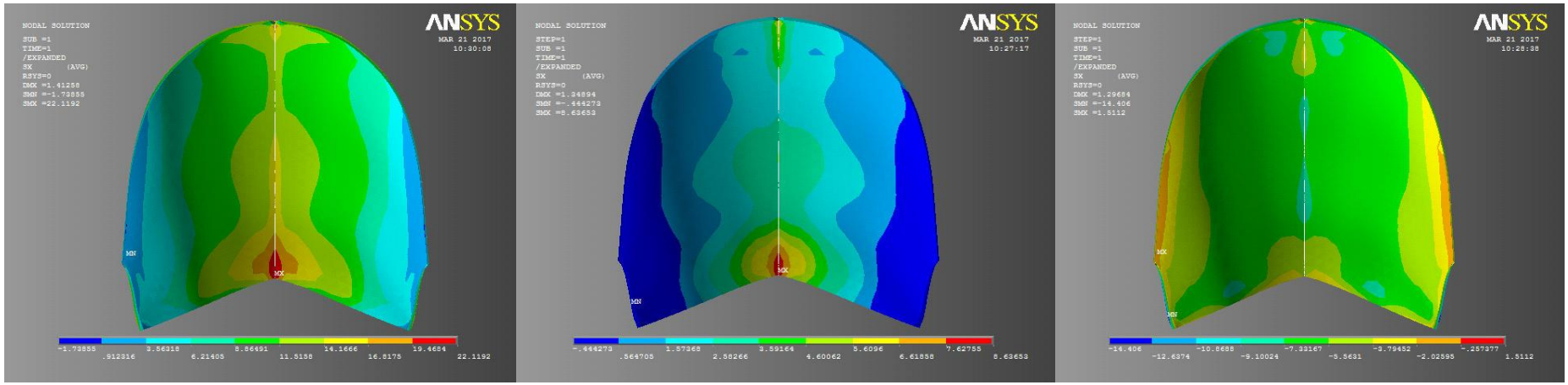
Şekil A.7: Örgü cam takviyeli numune ön kısmı çekme ve basma gerilmeleri, (0 C°, 36 C°, 70 C°).



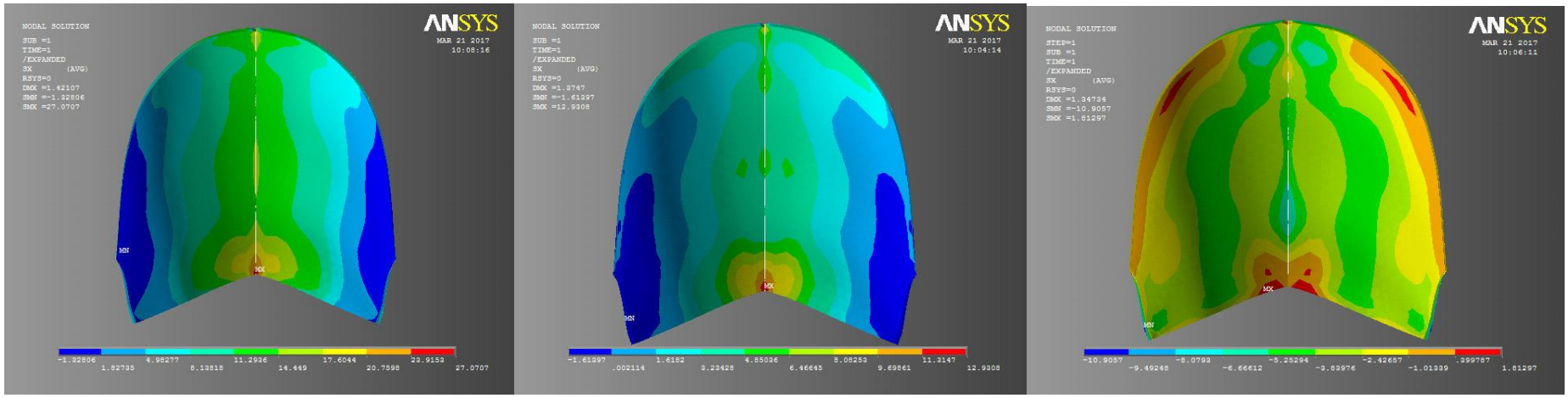
Şekil A.8: Örgü kevlar takviyeli numune ön kısmı çekme ve basma gerilmeleri, (0 C°, 36 C°, 70 C°).



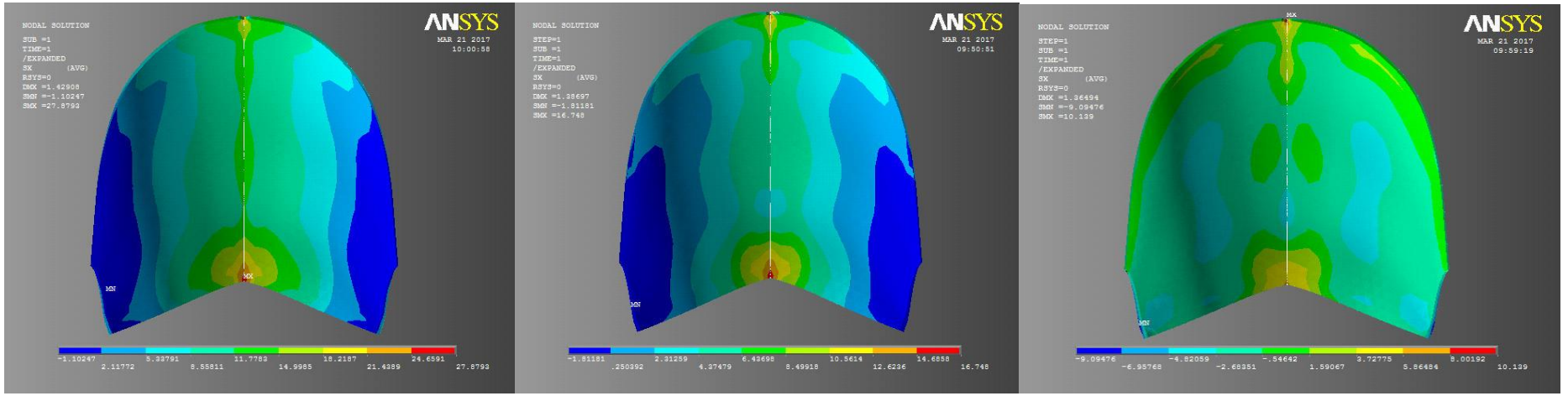
Şekil A.9: Takviyesiz numune protez alt yüzeyinde meydana gelen çekme ve basma gerilmeleri, (0 C°, 36 C°, 70 C°).



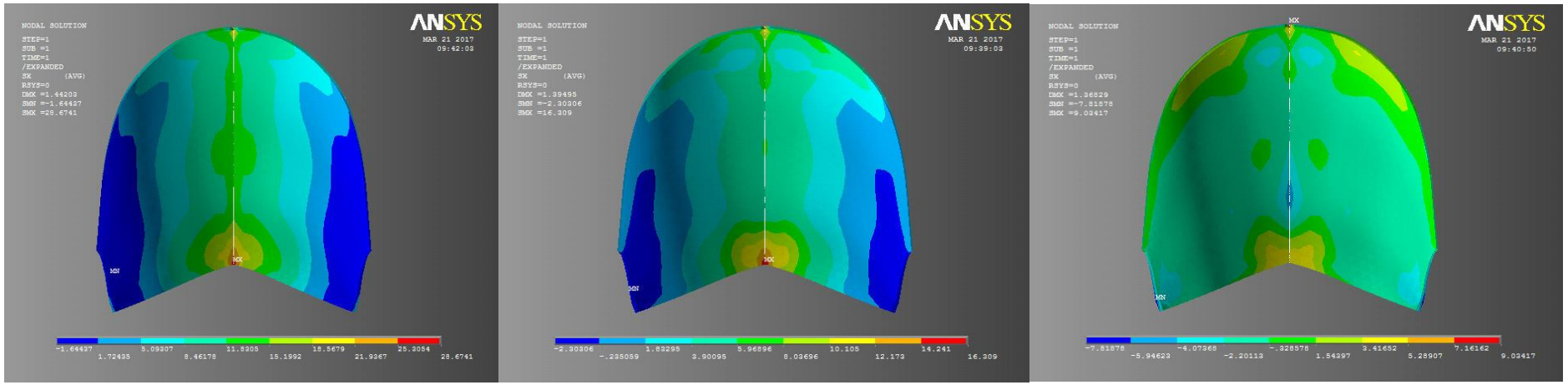
Şekil A.10: CrCo takviyeli numune protez alt yüzeyinde meydana gelen çekme ve basma gerilmeleri, (0 C°, 36 C°, 70C°).



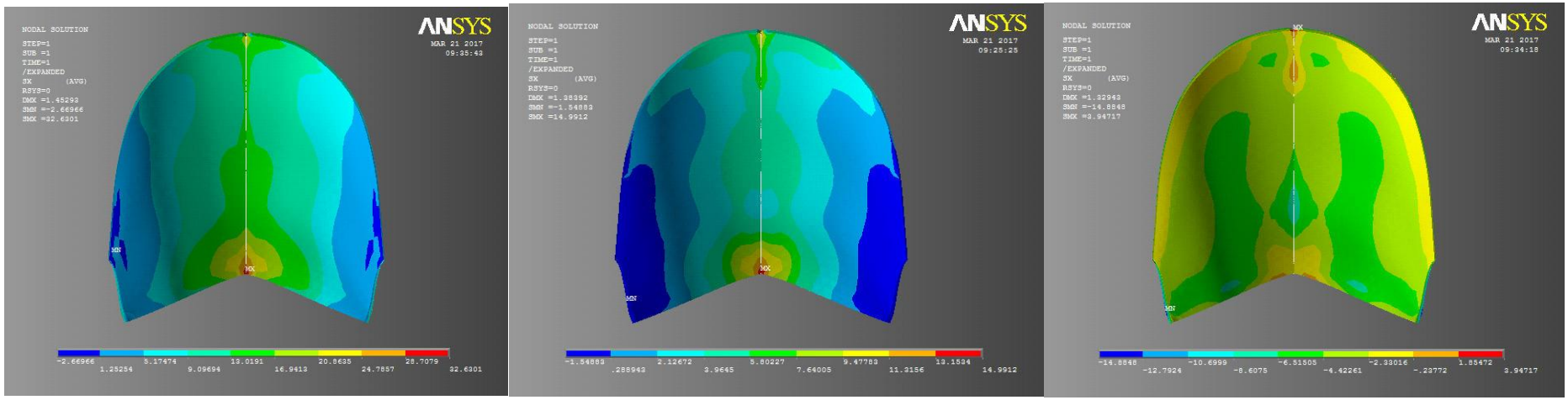
Şekil A.11: Tek yönlü karbon takviyeli numune protez alt yüzeyinde meydana gelen çekme ve basma gerilmeleri, (0 C°, 36 C°, 70 C°).



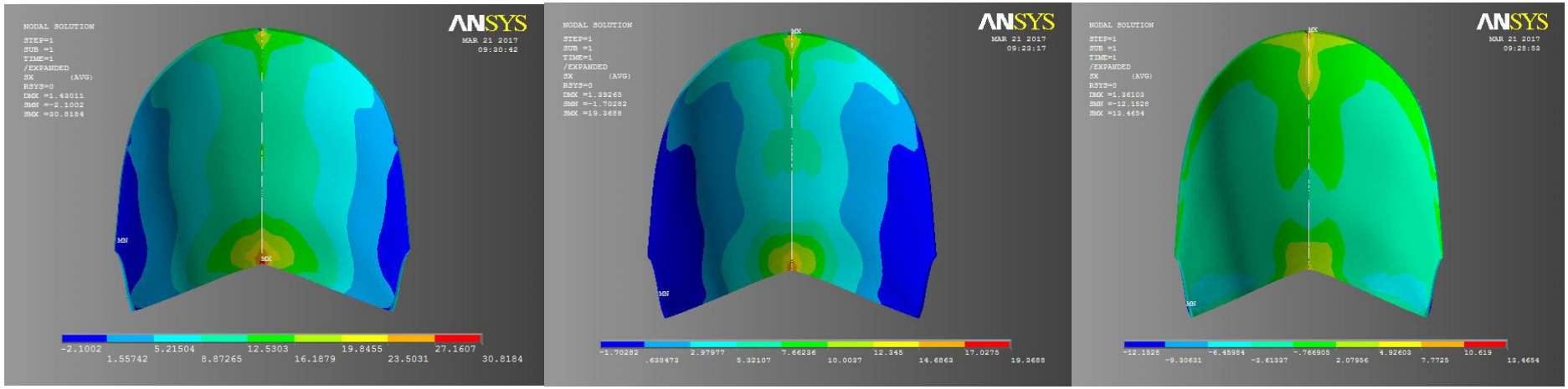
Şekil A.12: Tek yönlü cam takviyeli numune protez alt yüzeyinde meydana gelen çekme ve basma gerilmeleri, (0 C°, 36 C°, 70 C°).



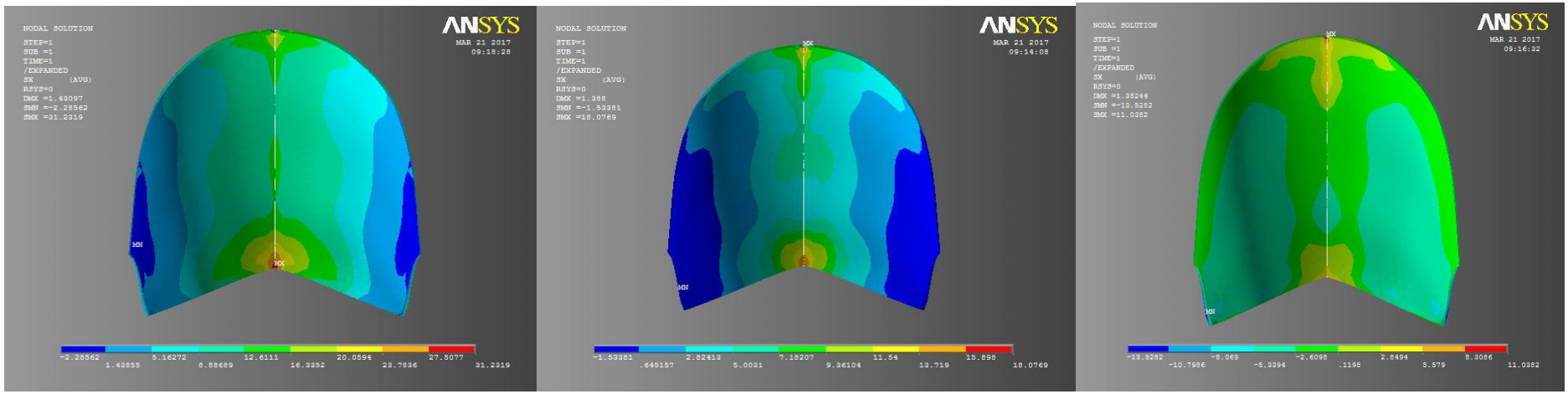
Şekil A.13: Tek yönlü kevlar takviyeli numune protez alt yüzeyinde meydana gelen çekme ve basma gerilmeleri, (0 C°, 36 C°, 70 C°).



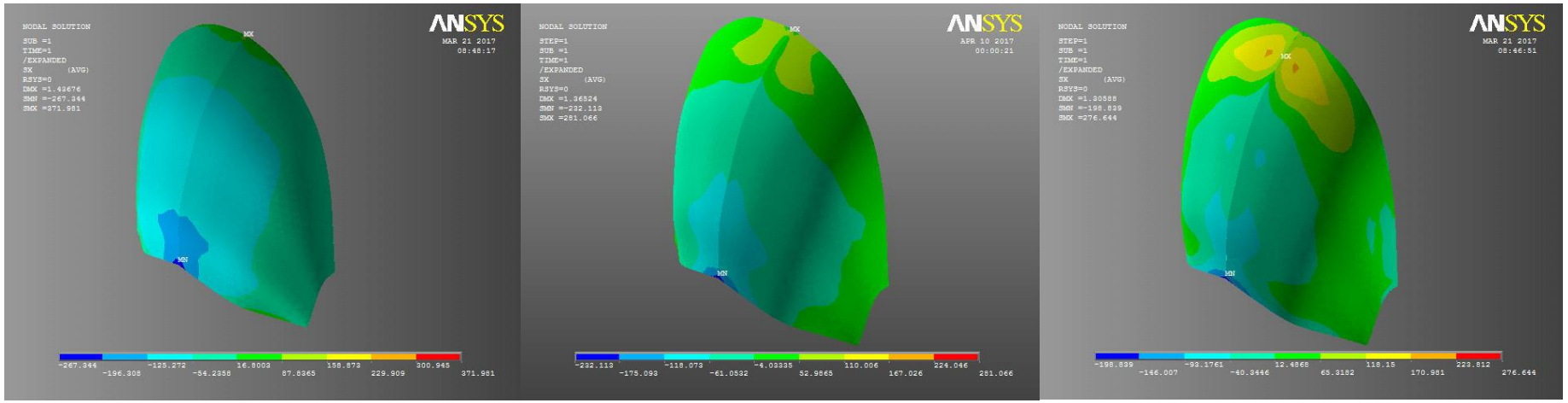
Şekil A.14: Örgü karbon takviyeli numune protez alt yüzeyinde meydana gelen çekme ve basma gerilmeleri, (0 C°, 36 C°, 70 C°).



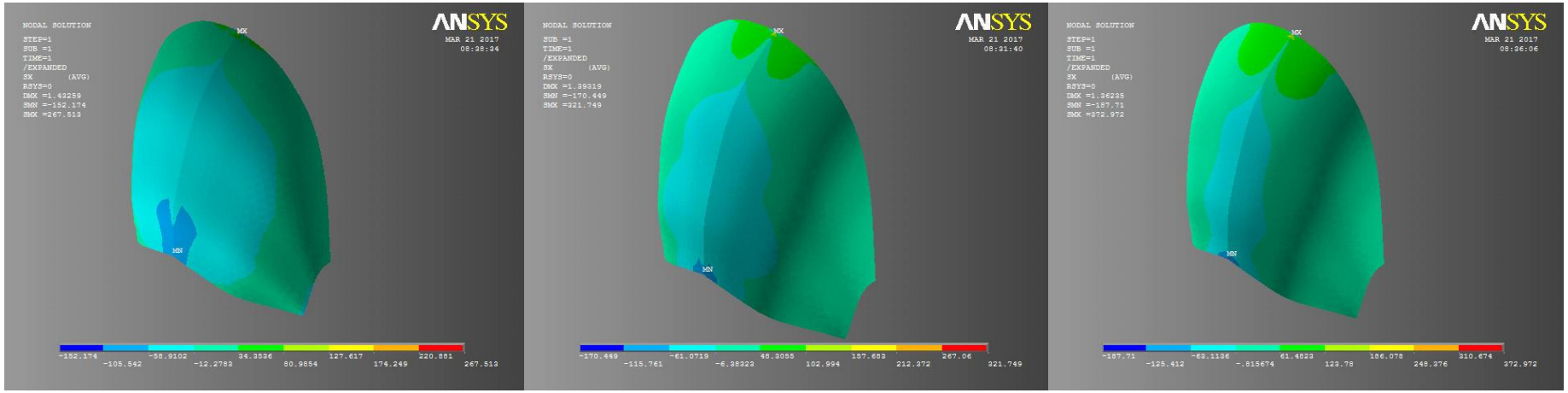
Şekil A.15: Örgü cam takviyeli numune protez alt yüzeyinde meydana gelen çekme ve basma gerilmeleri, (0 C°, 36 C°, 70 C°).



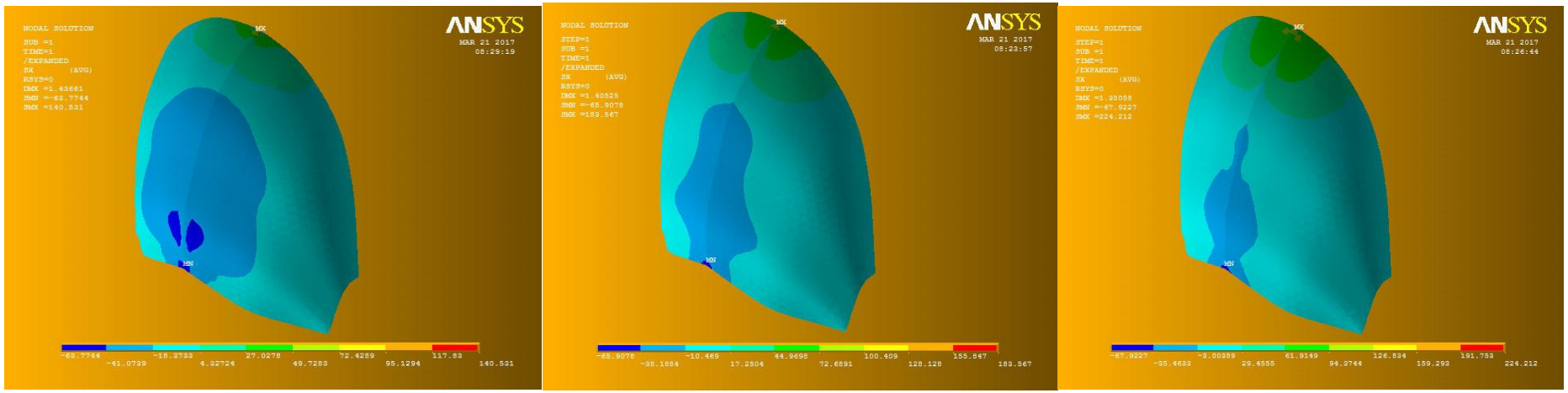
Şekil A.16: Örgü kevlar takviyeli numune protez alt yüzeyinde meydana gelen çekme ve basma gerilmeleri, (0 C°, 36 C° ,70 C°).



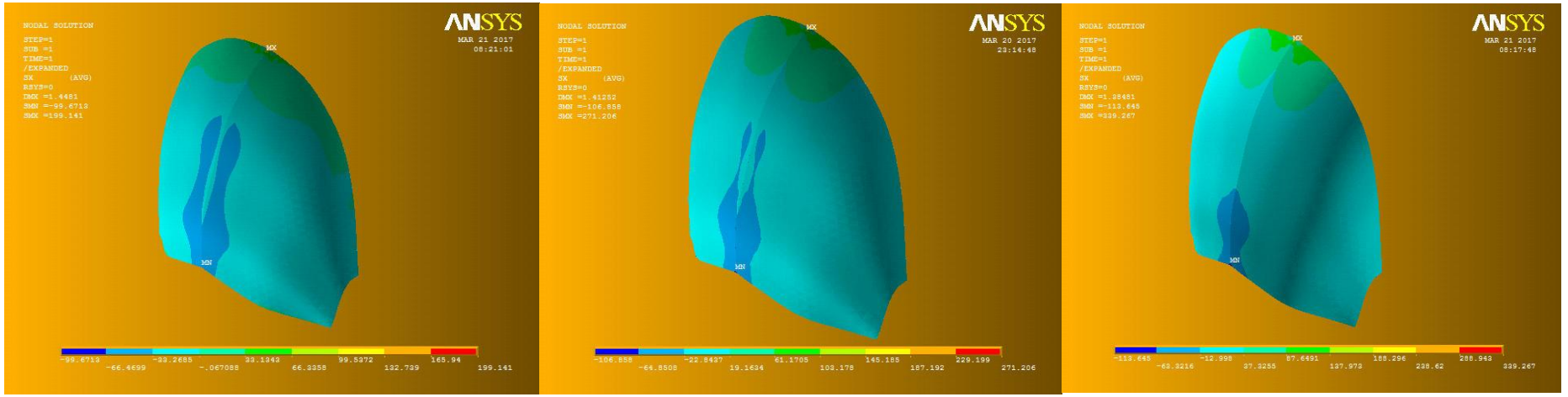
Şekil A.17: CrCo takviye malzemesinde meydana gelen çekme ve basma gerilmeleri, (0 C°, 36 C° ,70 C°).



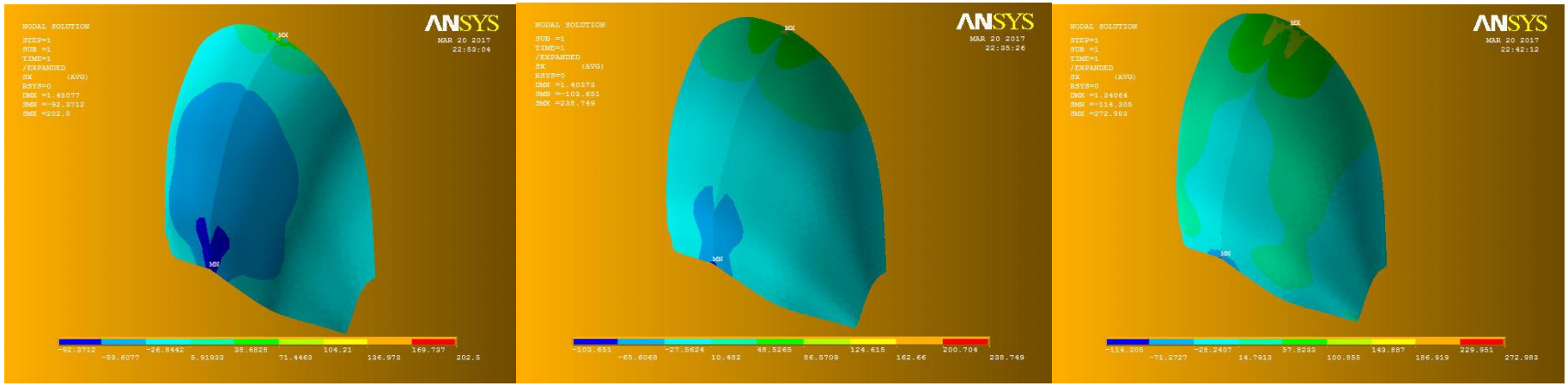
Şekil A.18: Tek yönlü karbon takviye malzemesinde meydana gelen çekme ve basma gerilmeleri, (0 C°, 36 C°, 70 C°).



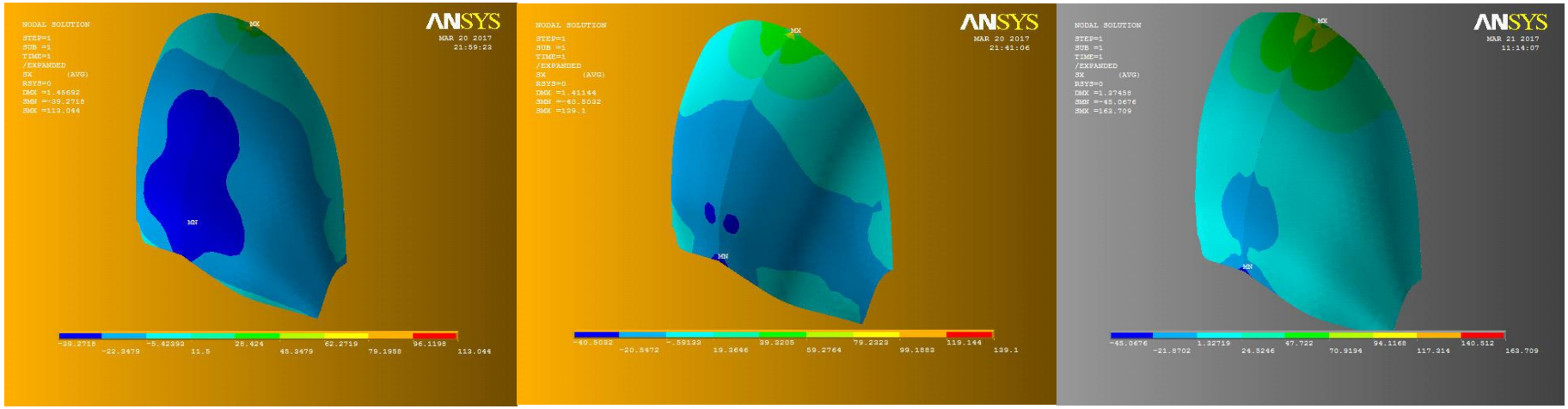
Şekil A.19: Tek yönlü cam takviye malzemesinde meydana gelen çekme ve basma gerilmeleri, (0 C°, 36 C°, 70 C°).



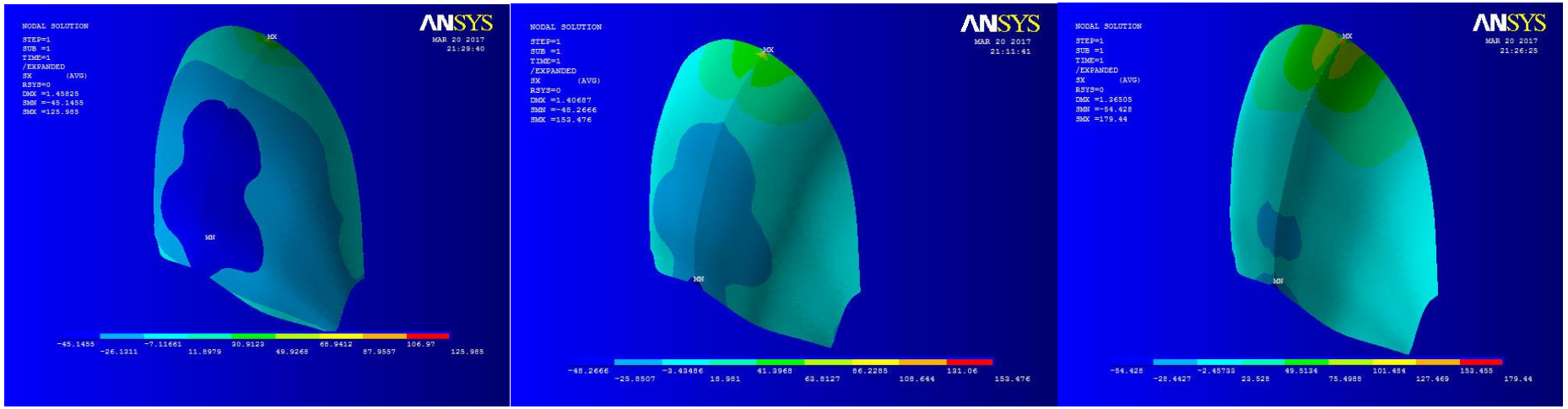
Şekil A.20: Tek yönlü kevlar takviye malzemesinde meydana gelen çekme ve basma gerilmeleri, (0 C°, 36 C°, 70 C°).



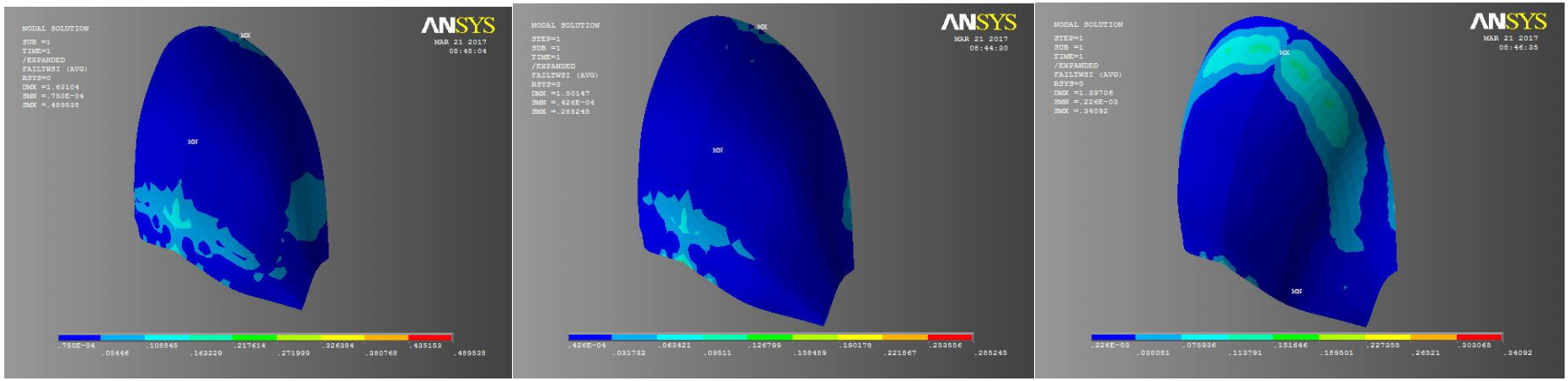
Şekil A.21: Örgü karbon takviye malzemesinde meydana gelen çekme ve basma gerilmeleri, (0 C°, 36 C°, 70 C°).



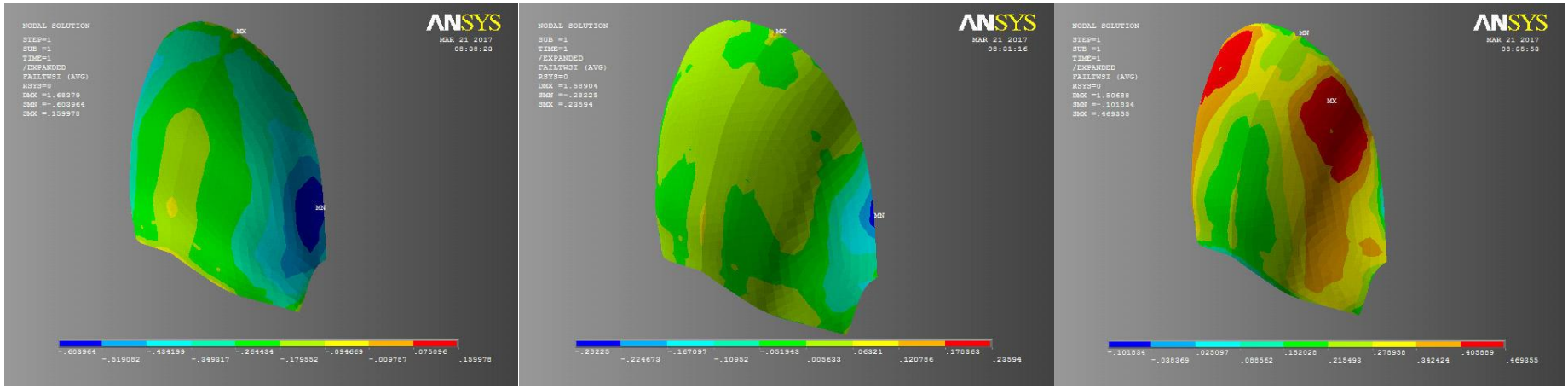
Şekil A.22: Örgü cam takviye malzemesinde meydana gelen çekme ve basma gerilmeleri, (0 C°, 36 C°, 70 C°).



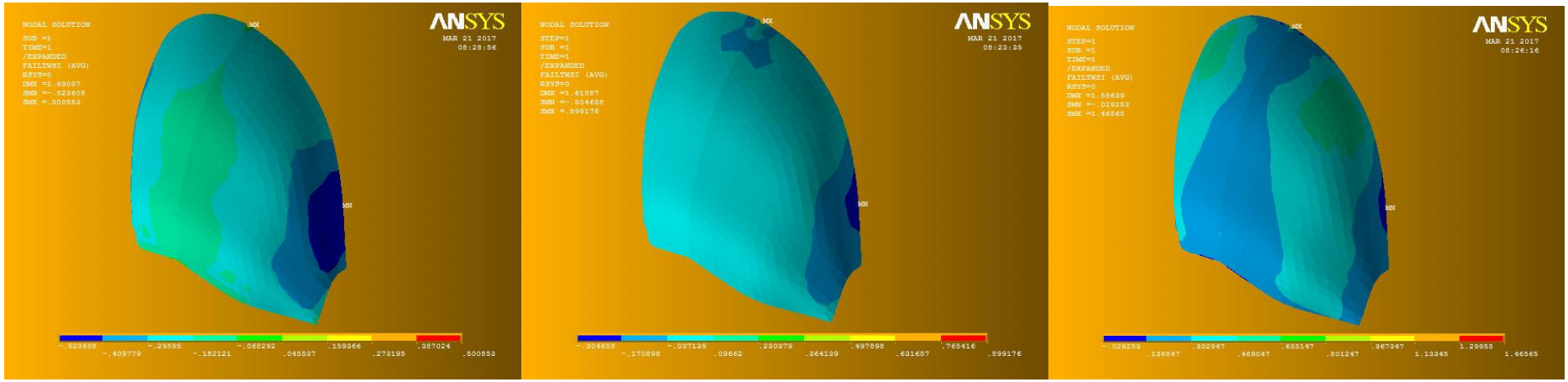
Şekil A.23: Örgü kevlar takviye malzemesinde meydana gelen çekme ve basma gerilmeleri, (0 C° ,36 C°, 70 C°).



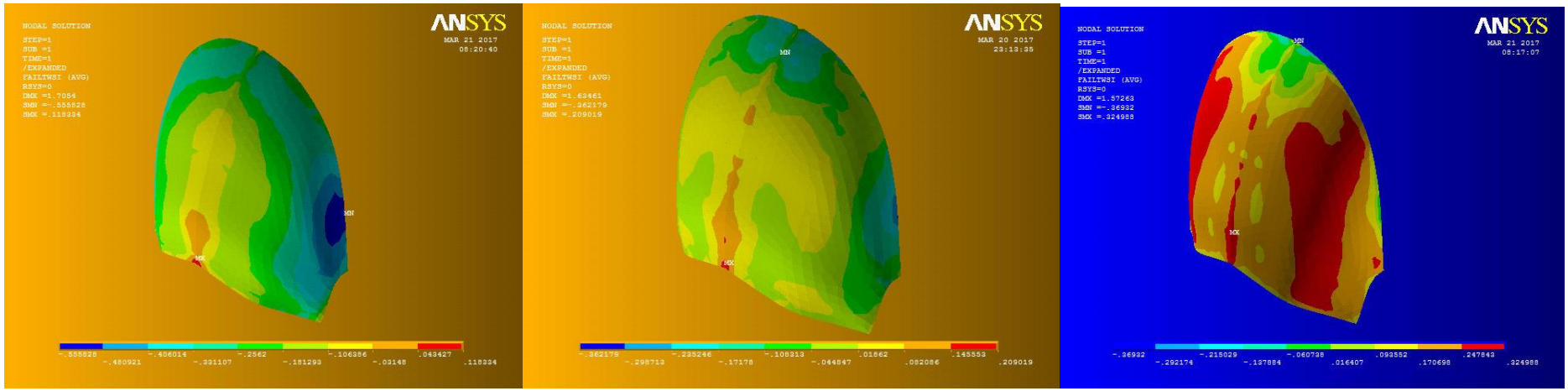
Şekil A.24: CrCo takviye malzemesinde meydana gelen Tsai-Wu kırılma kriteri değerleri, (0 C° ,36 C° ,70 C°).



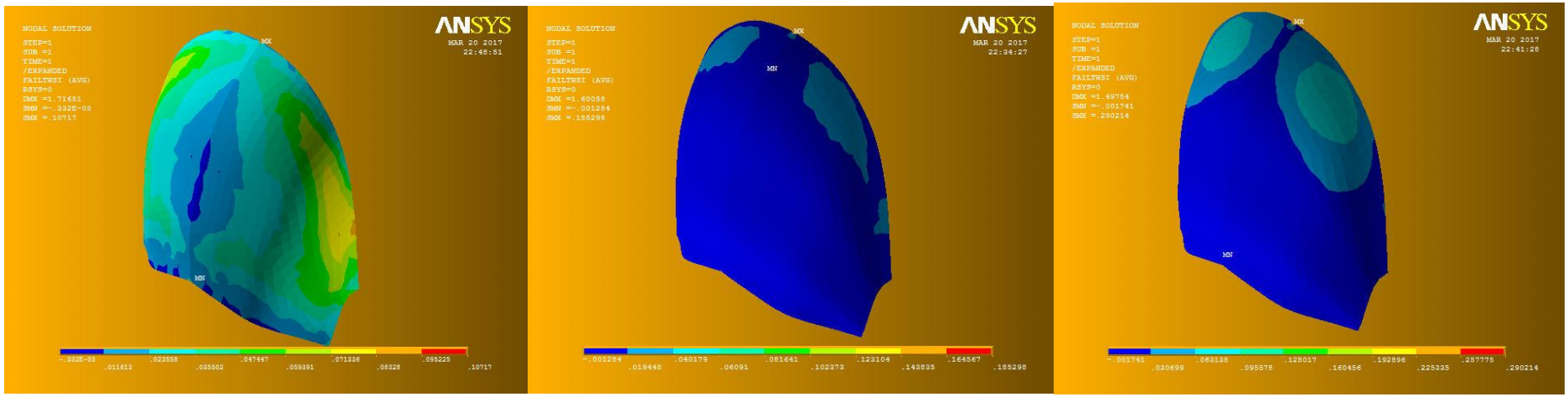
Şekil A.25: Tek yönlü karbon takviye malzemesinde meydana gelen Tsai-Wu kırılma kriteri değerleri, (0 C°, 36 C°, 70 C°).



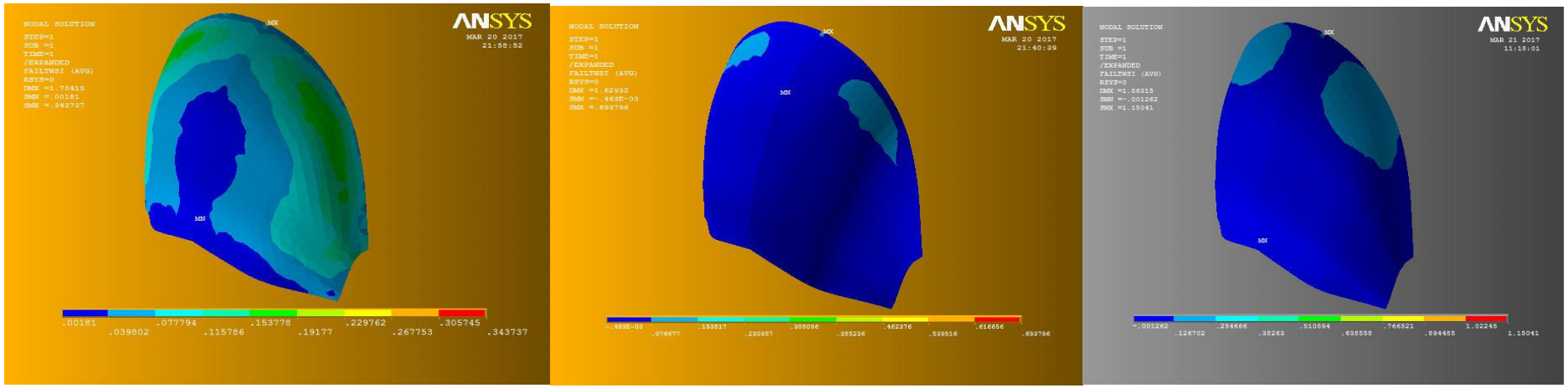
Şekil A.26: Tek yönlü cam takviye malzemesinde meydana gelen Tsai-Wu kırılma kriteri değerleri, (0 C°, 36 C°, 70 C°).



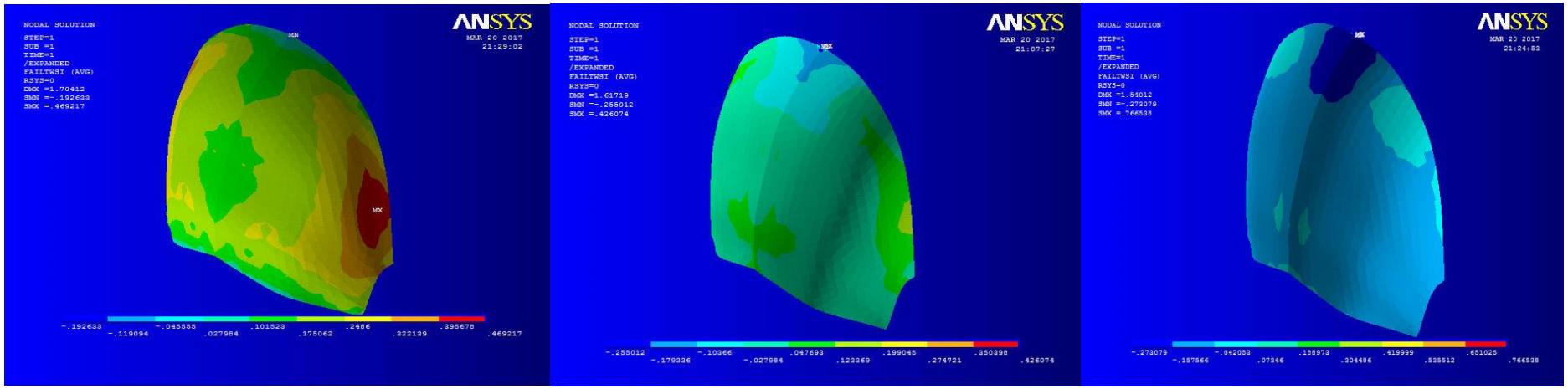
Şekil A.27: Tek yönlü kevlar takviye malzemesinde meydana gelen Tsai-Wu kırılma kriteri değerleri, (0 C°, 36 C°, 70 C°).



Şekil A.28: Örgü karbon takviye malzemesinde meydana gelen Tsai-Wu kırılma kriteri değerleri, (0 C°, 36 C°, 70 C°).



Şekil A.29: Örgü cam takviye malzemesinde meydana gelen Tsai-Wu kırılma kriteri değerleri, (0 C°, 36 C°, 70C°).



Şekil A.30: Örgü kevlar takviye malzemesinde meydana gelen Tsai-Wu kırılma kriteri değerleri, (0 C°, 36 C°, 70 C°).

Çizelge A.1: Üst damak protezi ön kısmı gerilme analiz sonuçları sıcaklık ve takviye etkisi.

	Sx_{max}	Sx_{min}	Takviyesiz numuneye göre % Sx_{max} gerilme değişimi	Takviyesiz numuneye göre % Sx_{min} gerilme değişimi
Takviyesiz 0C°	30,76	-52,85		
Takviyesiz 36C°	31,15	-53,32		
Takviyesiz 70C°	31,52	-53,76		
CrCo 0°	15,16	-43,94	% 50,72 ⇩	% 16,86 ⇩
CrCo 36C°	7,43	-39,80	% 76,15 ⇩	% 25,36 ⇩
CrCo 70C°	4,77	-35,88	% 84,87 ⇩	% 33,26 ⇩
Tek yönlü karbon 0C°	19,11	-51,01	% 37,88 ⇩	% 3,48 ⇩
Tek yönlü karbon 36C°	9,94	-42,20	% 68,09 ⇩	% 20,86 ⇩
Tek yönlü karbon 70C°	10,69	-34,26	% 66,09 ⇩	% 36,27 ⇩
Tek yönlü cam 0C°	23,14	-52,31	% 24,78 ⇩	% 1,02 ⇩
Tek yönlü cam 36C°	16,01	-45,85	% 48,61 ⇩	% 14,01 ⇩
Tek yönlü cam 70C°	11,07	-40,02	% 64,88 ⇩	% 25,56 ⇩
Tek yönlü kevlar 0C°	21,10	-51,03	% 31,5 ⇩	% 3,44 ⇩
Tek yönlü kevlar 36C°	12,47	44,17	% 59,97 ⇩	% 17,16 ⇩
Tek yönlü kevlar 70C°	11,60	-37,89	% 63,2 ⇩	% 29,52 ⇩
Örgü karbon 0C°	20,70	-49,91	% 32,71 ⇩	% 5,56 ⇩
Örgü karbon 36C°	11,93	-44,14	% 61,7 ⇩	% 17,22 ⇩
Örgü karbon 70C°	9,22	-38,75	% 70,75 ⇩	% 27,92 ⇩
Örgü cam 0C°	24,70	-51,89	% 19,7 ⇩	% 1,82 ⇩
Örgü cam 36C°	19,34	-47,74	% 37,91 ⇩	% 10,47 ⇩
Örgü cam 70C°	14,27	-43,83	% 54,73 ⇩	% 18,47 ⇩
Örgü kevlar 0C°	24,15	-51,92	% 23,38 ⇩	% 1,76 ⇩
Örgü kevlar 36C°	17,78	-47,09	% 42,93 ⇩	% 11,68 ⇩
Örgü kevlar 70C°	12,04	-42,53	% 61,8 ⇩	% 20,89 ⇩

Çizelge A.2: Üst damak protezi takviye malzemeleri gerilme, Tsai-Wu analiz sonuçları sıcaklık ve takviye etkisi.

	Sx_{max}	Sx_{min}	Tsai-Wu kırılma kriteri
CrCo 0°	371,98	-267,34	0,4895
CrCo 36C°	281,06	-232,11	0,2852
CrCo 70C°	276,64	-198,84	0,3409
Tek yönlü karbon 0C°	267,51	-152,17	0,1599
Tek yönlü karbon 36C°	321,75	-170,44	0,2359
Tek yönlü karbon 70C°	372,97	-187,71	0,4693
Tek yönlü cam 0C°	140,53	-63,77	0,5008
Tek yönlü cam 36C°	183,57	-65,91	0,8991
Tek yönlü cam 70C°	224,21	-67,92	1,4656
Tek yönlü kevlar 0C°	119,14	-99,67	0,1183
Tek yönlü kevlar 36C°	271,21	-106,86	0,2090
Tek yönlü kevlar 70C°	339,26	113,65	0,3249
Örgü karbon 0C°	202,5	-92,37	0,1071
Örgü karbon 36C°	238,75	-103,65	0,1852
Örgü karbon 70C°	272,98	-114,30	0,2902
Örgü cam 0C°	113,04	-39,27	0,3437
Örgü cam 36C°	139,1	-40,50	0,6937
Örgü cam 70C°	163,70	-45,06	1,1504
Örgü kevlar 0C°	125,98	-45,14	0,4692
Örgü kevlar 36C°	153,48	-48,27	0,4260
Örgü kevlar 70C°	179,44	-59,42	0,7665

Çizelge A.3: Üst damak protezi alt yüzeyi gerilme, yer değiştirme analiz sonuçları sıcaklık ve takviye etkisi.

	Sx_{max}	Sx_{min}	Yer değiştirme$_{max}$	Takviyesiz numuneye göre % Sx_{max} gerilme değişimi	Takviyesiz numuneye göre % Sx_{min} gerilme değişimi	Takviyesiz numuneye göre % yer$_{max}$ değişimi
Takviyesiz 0C°	28,43	-2,32	1,38			
Takviyesiz 36C°	28,74	-2,22	1,35			
Takviyesiz 70C°	29,02	-2,11	1,32			
CrCo 0°	22,11	-1,74	1,37	% 22,23 ⇩	% 25,00 ⇩	% 0,72 ⇩
CrCo 36C°	8,64	-0,44	1,32	% 69,94 ⇩	% 80,18 ⇩	% 2,22 ⇩
CrCo 70C°	1,51	-14,41	1,29	%94,11 ⇩	% 582,93 ⇧	% 2,27 ⇩
Tek yönlü karbon 0C°	27,07	-1,33	1,35	% 4,78 ⇩	% 57,33 ⇩	% 2, 17 ⇩
Tek yönlü karbon 36C°	12,93	-1,61	1,33	% 55,01” ⇩	% 72,52 ⇩	% 1,48 ⇩
Tek yönlü karbon 70C°	1,81	-10,91	1,31	% 93,76 ⇩	% 417,06 ⇧	% 0,76 ⇩
Tek yönlü cam 0C°	27,88	-1,10	1,36	% 1,93 ⇩	% 47,41 ⇩	% 1,45 ⇩
Tek yönlü cam 36C°	16,75	-1,81	1,31	% 41,72 ⇩	% 81,53 ⇩	% 2,96 ⇩
Tek yönlü cam 70C°	10,14	-9,10	1,33	% 65,06 ⇩	%333,33 ⇧	%0,00 ⇔
Tek yönlü kevlar 0C°	28,67	-1,64	1,37	%0,84 ⇧	% 70,39 ⇩	% 0,72 ⇩
Tek yönlü kevlar 36C°	16,31	-2,30	1,34	% 43,25 ⇩	% 3,6 ⇧	% 0,74 ⇩
Tek yönlü kevlar 70C°	9,03	-7,82	1,31	% 68,88 ⇩	% 270,61 ⇧	% 0,76 ⇩
Örgü karbon 0C°	32,63	-2,67	1,38	%14,77 ⇧	% 15,08 ⇧	%0,75 ⇧
Örgü karbon 36C°	14,99	-1,55	1,34	% 47,84 ⇩	% 69,82 ⇩	% 0,74 ⇩
Örgü karbon 70C°	3,95	-14,88	1,30	% 86,39 ⇩	% 605,21 ⇧	% 1,52 ⇩
Örgü cam 0C°	30,82	-2,10	1,36	%8,4 ⇧	% 90,52 ⇩	% 1,45 ⇩
Örgü cam 36C°	19,37	-1,70	1,34	% 32,6 ⇩	% 76,58 ⇩	% 0,74 ⇩
Örgü cam 70C°	13,47	-12,15	1,31	% 53,58 ⇩	%475,83 ⇧	% 0,76 ⇩
Örgü kevlar 0C°	31,23	-2,29	1,36	%9,85 ⇧	% 98,71 ⇩	% 1,45 ⇩
Örgü kevlar 36C°	18,08	-1,53	1,34	% 37,09 ⇩	% 68,92 ⇩	% 0,74 ⇩
Örgü kevlar 70C°	11,04	-13,53	1,31	% 61,96 ⇩	%541,23 ⇧	% 0,76 ⇩

ÖZGEÇMİŞ

Adı ve Soyadı: **Gökhan BAŞ**

Doğum Tarihi ve Yeri: **28.02.1990 / Aksaray**

E-posta adresi: **gokhan1025@gmail.com**

EĞİTİM BİLGİLERİ

Lisans: **Aksaray Üniversitesi Makine Mühendisliği/2008-2013**

Yüksek Lisans: **Aksaray Üniversitesi Makine Mühendisliği Anabilim Dalı/2014-**