



T.C.
GÜMÜŞHANE ÜNİVERSİTESİ
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ



**İLERİ HASARA SAHİP DİŞLER İÇİN DİŞ HEKİMLİĞİNDE
KULLANILAN DOLGU MALZEMELERİNİN SAYISAL OLARAK
İNCELENMESİ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

İkram TAŞDEMİR

AĞUSTOS 2021
GÜMÜŞHANE

KABUL ve ONAY

X X X X

T.C
GÜMÜŞHANE ÜNİVERSİTESİ
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ

BİYOTEKNOLOJİ ANABİLİM DALI

İLERİ HASARA SAHİP DİŞLER İÇİN DİŞ HEKİMLİĞİNDE
KULLANILAN DOLGU MALZEMELERİNİN SAYISAL
OLARAK İNCELENMESİ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

İKRAM TAŞDEMİR

Gümüşhane Üniversitesi Lisansüstü Eğitim
Enstitüsü “Biyoteknoloji Anabilim Dalı”
Yüksek Lisans Programında Kabul Edilen Tezdir.

Tezin Enstitüye Verildiği Tarih: 30/07/2021

Tezin Sözlü Savunma Tarihi: 20/08/2021

AĞUSTOS 2021

TEZ BEYANNAMESİ

Gümüşhane Üniversitesi Lisansüstü Eğitim Enstitüsü Biyoteknoloji Anabilim Dalı'nda, tez yazım kurallarına uygun olarak hazırlamış olduğum **“İleri Hasara Sahip Dişler İçin Diş Hekimliğinde Kullanılan Dolgu Malzemelerinin Sayısal Olarak İncelenmesi”** isimli tez çalışmasında; bütün bilgi ve belgeleri genel akademik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi, görsel ve yazılı bütün bilgi ve sonuçları bilimsel ahlak kurallarına uygun olarak hazırlayıp sunduğumu, başka kaynaklardan yararlandığım bilgileri metin ve kaynaklarda eksiksiz olarak gösterdiğimi, çalışma süresince bilimsel araştırma ve etik kurallara uygun olarak davrandığımı ve aksi durumda her türlü yasal sonucu kabul ettiğimi beyan ederim. 30/07/2021

İkram TAŞDEMİR

ÖZET
YÜKSEK LİSANS TEZİ

İLERİ HASARA SAHİP DİŞLER İÇİN DİŞ HEKİMLİĞİNDE
KULLANILAN DOLGU MALZEMELERİNİN SAYISAL
OLARAK İNCELENMESİ

İkram TAŞDEMİR

Gümüşhane Üniversitesi
Lisansüstü Eğitim Enstitüsü
Biyoteknoloji Anabilim Dalı

Danışman: Dr. Öğr. Üyesi Cemalettin AYGÜN

2021, 104 Sayfa

Beslenme şekli, bazı genetik faktörler ve ağız bakımına yeterli özenin gösterilmediği durumlarda, diş minesi zarar görür ve en son olarak da dişlerde çürük oluşumları meydana gelir. Tedavi, dişin hasar görmüş bölümü ile birlikte dişin orta kısmında bulunan yumuşak dokunun (pulpa) çıkarılması, uygun bir dolgu maddesiyle sızdırmaz ve çiğneme fonksiyonunu sağlayacak şekilde doldurulması işlemidir.

Pulpaya büyük ölçüde verilen hasarların en yaygın olanları; kırılmış ya da çatlamış diş, aynı dişe birçok kez tedavi uygulanmış olması veya çürüğün çok derin olmasıdır. Diş çürüğünün ilerlemesi sonucunda enfeksiyon, uzun süreli hafif ağrıların başlamasından sonra gece uykudan uyandıracak derecede şiddetli ağrılar meydana gelmektedir. Bu nedenle yapılacak olan ilk müdahale dişin çekilmesini önlemek amacıyla kanal tedavisidir. Bu yöntemle hasar görmüş dişler tedavi edilir.

Kanal tedavisi uygulanan diş ağız içindeki tüm dişler için her ne kadar canlılık özelliklerini kaybetse de sağlıklı bir şekilde görevlerini yerine getirir. Kanal tedavisinin ardından sinirler alındığından dişte herhangi bir ağrı olmaz, diş hissiz bir hale gelir, sıcak-soğuk hassasiyeti oluşturmaz. Kanal tedavisi uygulandıktan sonra diş kök ucu enfeksiyonu ve/veya dolgunun herhangi bir sebeple düşmesi tedavinin yenilenmesine neden olmaktadır. Ancak tedavi birkaç kez uygulandıktan sonra diş kanal tedavisi uygulanamayacak duruma gelecek ve diş eksikliğine neden olacaktır. Bu durumda kanal tedavisi, bu tür rahatsızlıkların tamamen giderilmesi için kesin bir çözüm olmayacağı gibi bu tedaviye alternatif olabilecek başka bir tedavi türü yoktur.

Bu çalışma kapsamında, çürük ve kanal tedavisinde sıklıkla kullanılan malzemelerinin bazılarının bası gerilmeleri iyiye, bazılarının da ısı gerilmeleri iyidir. Her ikisini de karşılayacak düzeyde tek bir dolgu malzemesi yoktur. Sağlam diş ve dolgu malzemelerinin her birinin ısı ve bası gerilim analizleri eş zamanlı yapılarak davranışları belirlenmiştir. Sağlam diş ve diş hekimliğinde kullanılan dolgu malzemelerinin incelenmesi için CAD programları yardımıyla 3 ayrı model oluşturularak Ansys programına aktarılmıştır. Bu modellere sınır koşulu olarak sıcak bir içecek içilmesi (60°C) ve soğuk bir içecek içilmesi (7°C) durumları ile birlikte 100N 'luk kuvvet sonucunda $t=1$, $t=8$ ve $t=16$ s sonunda dişte meydana gelen sıcaklık dağılımı, von-mises gerilmeleri ve yer değişimleri incelenmiştir. Malzemenin uzunluk değişiminin ilk uzunluğuna oranı (gerinim) olarak adlandırılmaktadır. Sağlam diş ve hasara uğramış dişler üzerinde taç kısmından kök kısmına kadar 4 nokta seçilerek bu noktalarda ki sıcaklık-zaman ve toplam mekanik ve termal eşdeğer gerinim-zaman grafikleri incelenmiştir.

Yapılan analizler sonucunda görüldü ki sağlam diş ve hasara uğramış(dolgulu) dişlerde soğuk bir içecek içilmesi (7°C) durumunda, sağlam diş ve dolguların sıkışması ile dişlerde von-mises gerilmeleri sıcak bir içecek içilmesi (60°C) durumuna göre daha fazladır. Sıcak bir içecek içilmesi (60°C) durumuna en fazla von-mises gerilmesi porselen dolgu uygulanmış dişlerde, en düşük von-mises gerilmesi ise amalgam dolgu uygulanmış dişlerde gözlemlenmiştir. Porselen dolgu uygulanmış dişlerde en düşük yer değiştirme gerçekleşirken kompozit uygulanmış dişlerde en fazla yer değiştirmeye uğrayan dolgulardır. Benzer şekilde soğuk bir içecek içilmesi (7°C) durumunda en fazla von-mises gerilmesi porselen dolgu uygulanmış dişlerde, en düşük von-mises gerilmesi ise amalgam dolgu uygulanmış dişlerde gözlemlenmiştir. En düşük yer değiştirme porselen dolgu uygulanmış

dişlerde gerçekleşirken, en fazla yer değiştirmeye uğrayan dolgu ise kompozit uygulanmış dişlerdir. Sıcak bir içecek içilmesi (60°C) ve soğuk bir içecek içilmesi (7°C) durumlarında dişin taç kısmından kök kısmına ısı iletimi en yüksek amalgam dolgu uygulanmış dişlerde, ısı iletimi en düşük olan dolgu ise porselen dolgu uygulanmış dişlerdir. Sağlam dişe en yakın ısı iletimini gerçekleştiren dolgu malzemesi ise cam iyonomer uygulanmış dişlerdir.

Anahtar Kelimeler: Azı dişleri, Gerilme, Kök kanal tedavisi, Mekanik performans, Sıcaklık, Sonlu elemanlar analizi, Tek diş



**ABSTRACT
MS THESIS**

**NUMERICAL INVESTIGATION of FILLER MATERIALS USED
IN DENTISTRY FOR DENTALS WITH ADVANCED DAMAGE**

İkram TAŞDEMİR

Gümüşhane University
Graduate School of Education
Department of Biotechnology

Supervisor: Assistant Prof. Dr. Cemalettin AYGÜN

2021, 104 pages

In the case of diet, some genetic factors and insufficient attention to oral care, tooth enamel is damaged and finally caries occur in the teeth. Treatment is the process of removing the damaged part of the tooth and the soft tissue (pulp) in the middle of the tooth, filling it with a suitable filling material in such a way that it is sealed and provides chewing function.

The most common of major damage to the pulp are; broken or cracked tooth, the same tooth has been treated many times, or the caries is too deep. As a result of the progression of dental caries, infection occurs, and after the onset of long-term mild pain, severe pain occurs at night, waking up from sleep. For this reason, the first intervention to be made is root canal treatment to prevent tooth extraction. With this method, damaged teeth are treated.

The tooth to which root canal treatment is applied performs its duties in a healthy way for all teeth in the mouth, even though it loses its vitality. Since the nerves are removed after

the root canal treatment, there is no pain in the tooth, the tooth becomes numb and does not cause hot-cold sensitivity. After root canal treatment, infection of the root tip and/or loss of the filling for any reason cause the treatment to be renewed. However, after the treatment is applied several times, the root canal treatment will become unapplied and will cause tooth deficiency. In this case, root canal treatment will not be a definitive solution for the complete elimination of such ailments, and there is no other type of treatment that can be an alternative to this treatment.

Within the scope of this study, some of the materials that are frequently used in caries and root canal treatment have good compressive stresses, while others have good thermal stresses. There is no single filling material that can meet both. The thermal and compression stress analyzes of each of the solid tooth and filling materials were performed simultaneously and their behavior was determined. In order to examine the filling materials used in solid teeth and dentistry, 3 different models were created with the help of CAD programs and transferred to the Ansys program. The temperature distribution of the teeth at the end of $t=1$, $t= 8$ and $t= 16$ s as a result of 100N force, together with drinking a hot beverage (60°C) and drinking a cold beverage (7°C) as the boundary condition for these models, von-mises stresses and displacements are investigated. It is called the ratio of the change in length of the material to its initial length (strain). On the intact and damaged teeth, 4 points were selected from the crown to the root, and the temperature distribution at these points and the total mechanical and thermal equivalent strains were examined.

As a result of the analysis, it was seen that in the case of healthy teeth and damaged (filled) teeth drinking a cold beverage (7°C), the compression of the healthy teeth and fillings and the von Mises stresses in the teeth are higher than in the case of drinking a hot beverage (60°C). In the case of drinking a hot beverage (60°C), the highest von Mises stress was observed in teeth with porcelain filling, and the lowest von Mises stress was observed in teeth with amalgam fillings. While the lowest displacement occurs in the teeth with porcelain fillings, they are the fillings that undergo the most displacement in the teeth with composite fillings. Similarly, in the case of drinking a cold beverage (7°C), the highest von Mises stress was observed in teeth with porcelain filling, and the lowest von Mises stress was observed in teeth with amalgam fillings. While the lowest displacement occurs in the teeth with porcelain filling, the most displacement is in the teeth with composite application. In the case of drinking a hot beverage (60°C) and drinking a cold beverage (7°C), amalgam filling

has the highest heat conduction from the crown part of the tooth to the root part, and the filling with the lowest heat conduction is porcelain filling teeth. The filling material that conducts the heat transfer closest to the healthy tooth is the teeth with glass ionomer application.

Keywords: Molar, Stress, Root canal therapy, Mechanical performance, Temperature, Finite element analysis, Single tooth



TEŞEKKÜR

Bu çalışma, Gümüşhane Üniversitesi Lisansüstü Eğitim Enstitüsü Biyoteknoloji Anabilim Dalı'nda Yüksek Lisans Tezi olarak hazırlanmıştır.

Çalışmalarım sürecince bana her zaman güvenen, başarılı olmam için daima teşvik eden, özverili yardımlarda bulunan, her türlü olanağı sağlayan, bu çalışmanın gerçekleşmesinde öneri ve katkılarının yanı sıra değerli zamanlarını esirgemeyen, bilgi ve tecrübelerinden sürekli faydalandığım, tez danışmanım değerli hocam Dr.Öğr. Üyesi Cemalettin AYGÜN'e sonsuz teşekkürlerimi sunarım. Ayrıca, Tez çalışmam esnasında yardımlarını esirgemeyen Öğr. Görevlisi Uğur ERSOY' a, Tez arkadaşlarım Elvin AĞTAŞ, Ecem BULAT ve Alperen OKUMUŞ' a, Tez modelimi oluşturmamda yardımcı olan Dt. Arif ESKİCİOĞLU' na ve manevi desteklerinden dolayı anne ve babama teşekkür ederim.

İkram TAŞDEMİR
Gümüşhane, 2021

İÇİNDEKİLER

Sayfa No

ÖZET.....	IV
ABSTRACT	VII
TEŞEKKÜR	X
İÇİNDEKİLER.....	XI
ŞEKİLLER DİZİNİ	XIII
TABLolar DİZİNİ.....	XX
SEMBOLLER VE KISALTMALAR DİZİNİ	XXI
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Mine	4
2.2. Dentin.....	4
2.3. Sement.....	4
2.4. Pulpa (Diş Özü).....	4
2.5. Dişlerin Görevlerine Göre Yapıları.....	5
2.5.1. Kesici Dişler	5
2.5.2. Kaninler (Köpek Dişi)	5
2.5.3. Azı Dişleri	5
2.5.4. Akıl Dişleri –Üçüncü Büyük Azı Dişleri	5
2.6. Diş Aşınmalarının Nedenleri	6
2.7. Dolgu Çeşitleri.....	7
2.7.1. Amalgam Dolgu	7
2.7.1.1. Güta-Perka	9
2.7.2. Kompozit Dolgu	10
2.7.3. Porselen Dolgu	11
2.7.4. Cam İyonomer Dolgular	12
2.8. Stres Analiz Yöntemleri ile İlgili Kavramlar	13
2.8.1. Kuvvet	13
2.8.2. Gerilim (Stress)	13
2.8.3. Elastisite Modülü.....	14
2.8.4. Poisson Oranı.....	14
2.9. Sonlu Eleman (Finite Element) Kuvvet Analiz Yöntemi.....	16
3. GEREÇ ve YÖNTEM.....	24

3.1.	Geometrik Modellerin Oluşturulması.....	25
3.1.1.	Sağlam ve Hasara Uğramış (Dolgulu) Dişin Modellenmesi	25
3.2.	Oluşturulan Katı Modellerin Sonlu Elemanlar Analizi İçin Hazırlanması.....	27
3.2.1.	Sağlam Diş Katı Modelinin Sonlu Elemanlar Analizi İçin Hazırlanması	27
3.2.2.	Sağlam Diş Sıcak Bir İçecek İçilmesi Durumu (60°C)	29
3.2.3.	Sağlam Diş Soğuk Bir İçecek İçilmesi Durumu (7°C).....	33
4.	BULGULAR	35
4.1.	Sağlam Diş ve Hasara Uğramış (Dolgulu) Dişler için Sıcak Bir İçecek İçilmesi Durumu (60°C) Analiz	35
4.1.1.	Sağlam Diş için Sıcak Bir İçecek İçilmesi Durumu (60°C) Analizi	35
4.1.2.	Kompozit Dolgu Uygulanmış Dişler için Sıcak Bir İçecek İçilmesi Durumu (60°C) Analizi	40
4.1.3.	Porselen Dolgu Uygulanmış Dişler için Sıcak Bir İçecek İçilmesi Durumu (60°C) Analizi	45
4.1.4.	Cam İyonomer Dolgu Uygulanmış Dişler için Sıcak Bir İçecek İçilmesi Durumu (60°C) Analizi	49
4.1.5.	Amalgam Dolgu Uygulanmış Dişler için Sıcak Bir İçecek İçilmesi Durumu (60°C) Analizi	54
4.2.	Sağlam Diş ve Hasara Uğramış (Dolgulu) Dişler için Soğuk Bir İçecek İçilmesi Durumu (7°C) Analizi	58
4.2.1.	Sağlam Diş için Soğuk Bir İçecek İçilmesi Durumu (7°C) Analizi.....	58
4.2.2.	Kompozit Dolgu Uygulanmış Diş için Soğuk Bir İçecek İçilmesi Durumu (7°C) Analizi	63
4.2.3.	Porselen Dolgu Uygulanmış Diş için Soğuk Bir İçecek İçilmesi Durumu (7°C) Analizi	68
4.2.4.	Cam İyonomer Dolgu Uygulanmış Diş için Soğuk Bir İçecek İçilmesi Durumu (7°C) Analizi	73
4.2.4.	Amalgam Dolgu Uygulanmış Diş için Soğuk Bir İçecek İçilmesi Durumu (7°C) Analizi	78
5.	SONUÇLAR ve ÖNERİLER	83
5.1.	Sağlam Diş ve Hasara Uğramış (Dolgulu) Dişler için Sıcak Bir İçecek İçilmesi Durumu (60°C) Analizlerinin İncelenmesi	83
5.2.	Sağlam Diş ve Hasara Uğramış (Dolgulu) Dişler için Soğuk Bir İçecek İçilmesi Durumu (7°C) Analizlerinin İncelenmesi	88
6.	KAYNAKLAR.....	100

ŞEKİLLER DİZİNİ

	<u>Sayfa No</u>
Şekil 2.1. Dişin yapısı.....	3
Şekil 2.2. Dişlerin ortasına göre diş isimleri ve diş numaraları.....	6
Şekil 2.3. Elastite modülü.....	14
Şekil 3.4. Ansys kartvizit görüntüsü.....	24
Şekil 3.5. Sağlam diş modeli.....	25
Şekil 3.6. Hasara uğramış (dolgulu) diş modeli.....	26
Şekil 3.7. Diş ile dolgu malzemesi arasında oluşan kontak görünümü.....	26
Şekil 3.8. Amalgam dolgu uygulanmış bir diş için katı modeli.....	27
Şekil 3.9. Von-Mises ve sıcaklığın ağ boyutuna göre değişimi.....	29
Şekil 3.10. Sağlam diş katı modeli.....	30
Şekil 3.11. Sıcaklık analizi için ağ yapısı.....	30
Şekil 3.12. Statik yapısal analiz için ağ yapısı.....	30
Şekil 3.13. Diş kronu üzerinde 60°C sıcaklık sınır koşulu gösterimi.....	31
Şekil 3.14. Diş kökü üzerinde 37°C sıcaklık sınır koşulu gösterimi.....	32
Şekil 3.15. Diş kökünün sabitlenmesi.....	33
Şekil 3.16. Diş üzerinde kuvvetin uygulandığı ayrılmış bölge.....	33
Şekil 3.17. Diş kronu üzerinde 7°C sıcaklık sınır koşulu gösterimi.....	34
Şekil 3.18. Diş kökü üzerinde 37°C sıcaklık sınır koşulu gösterimi.....	34
Şekil 3.19.a. t=1 s de sağlam diş için sıcaklık dağılımı (°C).....	35
Şekil 4.19.b. t=1 s de sağlam diş için von-mises dağılımı (MPa).....	36
Şekil 4.19.c. t=1 s de sağlam diş için yer değişimi (mm).....	36
Şekil 4.20.a. t=8 s de sağlam diş için sıcaklık dağılımı (°C).....	37
Şekil 4.20.b. t=8 s de sağlam diş için von-mises dağılımı (MPa).....	37
Şekil 4.20.c. t=8 s de sağlam diş için yer değişimi (mm).....	38
Şekil 4.21.a. t=16 s de sağlam diş için sıcaklık dağılımı (°C).....	38
Şekil 4.21.b. t=16 s de sağlam diş için von-mises dağılımı (MPa).....	39
Şekil 4.21.c. t=16 s de sağlam diş için yer değişimi (mm).....	39

Şekil 4.22.a. t=1 s de kompozit dolgu uygulanmış diş için sıcaklık dağılımı (°C).....	40
Şekil 4.22.b. t=1 s de kompozit dolgu uygulanmış diş için von-mises dağılımı (MPa).....	41
Şekil 4.22.c. t=1 s de kompozit dolgu uygulanmış diş için yer değişimi (mm).....	41
Şekil 4.23.a. t=8 s de kompozit dolgu uygulanmış diş için sıcaklık dağılımı (°C).....	42
Şekil 4.23.b. t=8 s de kompozit dolgu uygulanmış diş için von-mises dağılımı (MPa).....	42
Şekil 4.23.c. t=8 s de kompozit dolgu uygulanmış diş için yer değişimi (mm)	43
Şekil 4.24.a. t=16 s de kompozit dolgu uygulanmış diş için sıcaklık dağılımı (°C).....	43
Şekil 4.24.b. t=16 s de kompozit dolgu uygulanmış diş için von-mises dağılımı (MPa).....	44
Şekil 4.24.c. t=16 s de kompozit dolgu uygulanmış diş için yer değişimi (mm).....	44
Şekil 4.25.a. t=1 s de porselen dolgu uygulanmış diş için sıcaklık dağılımı (°C).....	45
Şekil 4.25.b. t=1 s de porselen dolgu uygulanmış diş için von-mises dağılımı (MPa).....	45
Şekil 4.25.c. t=1 s de porselen dolgu uygulanmış diş için yer değişimi (mm).....	46
Şekil 4.26.a. t=8 s de porselen dolgu uygulanmış diş için sıcaklık dağılımı (°C).....	46
Şekil 4.26.b. t=8 s de porselen dolgu uygulanmış diş için von-mises dağılımı (MPa).....	47
Şekil 4.26.c. t=8 s de porselen dolgu uygulanmış diş için yer değişimi (mm).....	47
Şekil 4.27.a. t=16 s de porselen dolgu uygulanmış diş için sıcaklık dağılımı (°C).....	48
Şekil 4.27.b. t=16 s de porselen dolgu uygulanmış diş için von-mises dağılımı (MPa).....	48
Şekil 4.27.c. t=16 s de porselen dolgu uygulanmış diş için yer değişimi (mm).....	49

Şekil 4.28.a. t=1 s de cam iyonomer dolgu uygulanmış diş için sıcaklık dağılımı (°C).....	50
Şekil 4.28.b. t=1 s de cam iyonomer dolgu uygulanmış diş için von-mises dağılımı (MPa).....	50
Şekil 4.28.c. t=1 s de cam iyonomer dolgu uygulanmış diş için yer değişimi (mm).....	51
Şekil 4.29.a. t=8 s de cam iyonomer dolgu uygulanmış diş için sıcaklık dağılımı (°C).....	51
Şekil 4.29.b. t=8 s de cam iyonomer dolgu uygulanmış diş için von-mises dağılımı (MPa).....	52
Şekil 4.29.c. t=8 s de cam iyonomer dolgu uygulanmış diş için yer değişimi (mm).....	52
Şekil 4.30.a. t=16 s de cam iyonomer dolgu uygulanmış diş için sıcaklık dağılımı (°C).....	53
Şekil 4.30.b. t=16 s de cam iyonomer dolgu uygulanmış diş için von-mises dağılımı (MPa).....	53
Şekil 4.30.c. t=16 s de cam iyonomer dolgu uygulanmış diş için yer değişimi (mm).....	53
Şekil 4.31.a. t=1 s de amalgam dolgu uygulanmış diş için sıcaklık dağılımı (°C).....	54
Şekil 4.31.b. t=1 s de amalgam dolgu uygulanmış diş için von-mises dağılımı (MPa).....	55
Şekil 4.31.c. t=1 s de amalgam dolgu uygulanmış diş için yer değişimi (mm).....	55
Şekil 4.32.a. t=8 s de amalgam dolgu uygulanmış diş için sıcaklık dağılımı (°C).....	56
Şekil 4.32.b. t=8 s de amalgam dolgu uygulanmış diş için von-mises dağılımı (MPa).....	56
Şekil 4.32.c. t=8 s de amalgam dolgu uygulanmış diş için yer değişimi (mm).....	56
Şekil 4.33.a. t=16 s de amalgam dolgu uygulanmış diş için sıcaklık dağılımı (°C).....	57
Şekil 4.33.b. t=16 s de amalgam dolgu uygulanmış diş için von-mises dağılımı (MPa).....	57
Şekil 4.33.c. t=16 s de amalgam dolgu uygulanmış diş için yer değişimi (mm).....	58

Şekil 4.34.a. t=1 s de sağlam diş için sıcaklık dağılımı (°C).....	59
Şekil 4.34.b. t=1 s de sağlam diş için von-mises dağılımı (MPa).....	59
Şekil 4.34.c. t=1 s de sağlam diş için yer değişimi (mm).....	60
Şekil 4.35.a. t=8 s de sağlam diş için sıcaklık dağılımı (°C).....	60
Şekil 4.35.b. t=8 s de sağlam diş için von-mises dağılımı (MPa).....	61
Şekil 4.35.c. t=8 s de sağlam diş için yer değişimi (mm).....	61
Şekil 4.36.a. t=16 s de sağlam diş için sıcaklık dağılımı (°C).....	62
Şekil 4.36.b. t=16 s de sağlam diş için von-mises dağılımı (MPa).....	62
Şekil 4.36.c. t=16 s de sağlam diş için yer değişimi (mm).....	63
Şekil 4.37.a. t=1 s de kompozit dolgu uygulanmış diş için sıcaklık dağılımı (°C).....	64
Şekil 4.37.b. t=1 s de kompozit dolgu uygulanmış diş için von-mises dağılımı (MPa).....	64
Şekil 4.37.c. t=1 s de kompozit dolgu uygulanmış diş için yer değişimi (mm).....	65
Şekil 4.38.a. t=8 s de kompozit dolgu uygulanmış diş için sıcaklık dağılımı (°C).....	65
Şekil 4.38.b. t=8 s de kompozit dolgu uygulanmış diş için von-mises dağılımı (MPa).....	66
Şekil 4.38.c. t=8 s de kompozit dolgu uygulanmış diş için yer değişimi (mm).....	66
Şekil 4.39.a. t=16 s de kompozit dolgu uygulanmış diş için sıcaklık dağılımı (°C).....	67
Şekil 4.39.b. t=16 s de kompozit dolgu uygulanmış diş için von-mises dağılımı (MPa).....	67
Şekil 4.39.c. t=16 s de kompozit dolgu uygulanmış diş için yer değişimi (mm).....	68
Şekil 4.40.a. t=1 s de porselen dolgu uygulanmış diş için sıcaklık dağılımı (°C).....	69
Şekil 4.40.b. t=1 s de porselen dolgu uygulanmış diş için von-mises dağılımı (MPa).....	69
Şekil 4.40.c. t=1 s de porselen dolgu uygulanmış diş için yer değişimi (mm).....	70

Şekil 4.41.a. $t=8$ s de porselen dolgu uygulanmış diş için sıcaklık dağılımı ($^{\circ}\text{C}$).....	70
Şekil 4.41.b. $t=8$ s de porselen dolgu uygulanmış diş için von-mises dağılımı (MPa).....	71
Şekil 4.41.c. $t=8$ s de porselen dolgu uygulanmış diş için yer değişimi (mm)	71
Şekil 4.42.a. $t=16$ s de porselen dolgu uygulanmış diş için sıcaklık dağılımı ($^{\circ}\text{C}$).....	72
Şekil 4.42.b. $t=16$ s de porselen dolgu uygulanmış diş için von-mises dağılımı (MPa).....	72
Şekil 4.42.c. $t=16$ s de porselen dolgu uygulanmış diş için yer değişimi (mm).....	73
Şekil 4.43.a. $t=1$ s de cam iyonomer dolgu uygulanmış diş için sıcaklık dağılımı ($^{\circ}\text{C}$).....	74
Şekil 4.43.b. $t=1$ s de cam iyonomer dolgu uygulanmış diş için von-mises dağılımı (MPa).....	74
Şekil 4.43.c. $t=1$ s de cam iyonomer dolgu uygulanmış diş için yer değişimi (mm).....	75
Şekil 4.44.a. $t=8$ s de cam iyonomer dolgu uygulanmış diş için sıcaklık dağılımı ($^{\circ}\text{C}$).....	75
Şekil 4.44.b. $t=8$ s de cam iyonomer dolgu uygulanmış diş için von-mises dağılımı (MPa).....	76
Şekil 4.44.c. $t=8$ s de cam iyonomer dolgu uygulanmış diş için yer değişimi (mm).....	76
Şekil 4.45.a. $t=16$ s de cam iyonomer dolgu uygulanmış diş için sıcaklık dağılımı ($^{\circ}\text{C}$).....	77
Şekil 4.45.b. $t=16$ s de cam iyonomer dolgu uygulanmış diş için von-mises dağılımı (MPa).....	77
Şekil 4.45.c. $t=16$ s de cam iyonomer dolgu uygulanmış diş için yer değişimi (mm).....	78
Şekil 4.46.a. $t=1$ s de amalgam dolgu uygulanmış diş için sıcaklık dağılımı ($^{\circ}\text{C}$).....	79
Şekil 4.46.b. $t=1$ s de amalgam dolgu uygulanmış diş için von-mises dağılımı (MPa).....	79
Şekil 4.46.c. $t=1$ s de amalgam dolgu uygulanmış diş için yer değişimi (mm)	79

Şekil 4.47.a. $t=8$ s de amalgam dolgu uygulanmış diş için sıcaklık dağılımı ($^{\circ}\text{C}$).....	80
Şekil 4.47.b. $t=8$ s de amalgam dolgu uygulanmış diş için von-mises dağılımı (MPa).....	80
Şekil 4.47.c. $t=8$ s de amalgam dolgu uygulanmış diş için yer değişimi (mm)	81
Şekil 4.48.a. $t=16$ s de amalgam dolgu uygulanmış diş için sıcaklık dağılımı ($^{\circ}\text{C}$).....	81
Şekil 4.48.b. $t=16$ s de amalgam dolgu uygulanmış diş için von-mises dağılımı (MPa).....	82
Şekil 4.48.c. $t=16$ s de amalgam dolgu uygulanmış diş için yer değişimi (mm).....	82
Şekil 5.49. Sağlam diş üzerinden seçilen noktaların görünümü.....	83
Şekil 5.50. Birinci nokta için sıcaklık- zaman grafiği.....	84
Şekil 5.51. Birinci nokta için toplam mekanik ve termal eşdeğer gerinim- zaman grafiği.....	85
Şekil 5.52. İkinci nokta için sıcaklık-zaman grafiği.....	85
Şekil 5.53. İkinci nokta için toplam mekanik ve termal eşdeğer gerinim-zaman grafiği.....	86
Şekil 5.54. Üçüncü nokta için sıcaklık-zaman grafiği.....	86
Şekil 5.55. Üçüncü nokta için toplam mekanik ve termal eşdeğer gerinim-zaman grafiği.....	87
Şekil 5.56. Dördüncü nokta için sıcaklık-zaman grafiği.....	87
Şekil 5.57. Dördüncü nokta için toplam mekanik ve termal eşdeğer gerinim-zaman grafiği.....	88
Şekil 5.58. Birinci nokta için sıcaklık-zaman grafiği.....	89
Şekil 5.59. Birinci nokta için toplam mekanik ve termal eşdeğer gerinim-zaman grafiği.....	90
Şekil 5.60. İkinci nokta için sıcaklık-zaman grafiği.....	90
Şekil 5.61. İkinci nokta için toplam mekanik ve termal eşdeğer gerinim-zaman grafiği.....	91
Şekil 5.62. Üçüncü nokta için sıcaklık-zaman grafiği.....	91

Şekil 5.63. Üçüncü nokta için toplam mekanik ve termal eşdeğer gerinim-zaman grafiği.....	92
Şekil 5.64. Dördüncü nokta için sıcaklık- zaman grafiği.....	92
Şekil 5.65. Dördüncü nokta için toplam mekanik ve termal eşdeğer gerinim-zaman grafiği.....	93
Şekil 5.66. Birinci nokta sıcaklık-zaman grafiği.....	95
Şekil 5.67. Birinci nokta toplam mekanik ve termal eşdeğer gerinim-zaman grafiği.....	95
Şekil 5.68. İkinci nokta sıcaklık-zaman grafiği.....	95
Şekil 5.69. İkinci nokta toplam mekanik ve termal eşdeğer gerinim-zaman grafiği.....	95
Şekil 5.70. Üçüncü nokta sıcaklık-zaman grafiği.....	95
Şekil 5.71. Üçüncü nokta toplam mekanik ve termal eşdeğer gerinim-zaman grafiği.....	95
Şekil 5.72. Dördüncü nokta sıcaklık-zaman grafiği.....	96
Şekil 5.73. Dördüncü nokta toplam mekanik ve termal eşdeğer gerinim-zaman grafiği...	96
Şekil 5.74. Birinci nokta sıcaklık-zaman grafiği.....	97
Şekil 5.75. Birinci nokta toplam mekanik ve termal eşdeğer gerinim-zaman grafiği.....	97
Şekil 5.76. İkinci nokta sıcaklık-zaman grafiği.....	98
Şekil 5.77. İkinci nokta toplam mekanik ve termal eşdeğer gerinim-zaman grafiği.....	98
Şekil 5.78. Üçüncü nokta sıcaklık-zaman grafiği.....	98
Şekil 5.79. Üçüncü nokta toplam mekanik ve termal eşdeğer gerinim-zaman grafiği.....	98
Şekil 5.80. Dördüncü nokta sıcaklık-zaman grafiği.....	98
Şekil 5.81. Dördüncü nokta toplam mekanik ve termal eşdeğer gerinim-zaman grafiği.....	98

TABLolar DİZİNİ

	<u>Sayfa No</u>
Tablo 2.1. Literatürde dolgu malzemeleri ve dişler üzerine yapılan çalışmalar.....	17
Tablo 3.2. Malzemelerin mekanik özellikleri	28
Tablo 3.3. Malzemelerin termal özellikleri	28
Tablo 3.4. Model üzerinde ağ çözünürlüğü için von-mises ve sıcaklık değişimi	29
Tablo 5.5. Sağlam diş ve hasara uğramış (dolgulu) dişlerin von-mises ve yer değişimleri (60 °C).....	84
Tablo 5.6. Sağlam diş ve hasara uğramış (dolgulu) dişlerin von-mises ve yer değişimleri (7 °C).....	89
Tablo 5.7. Sağlam diş ve yeni dolgu malzemesi von-mises yer değiştirme karşılaştırması (60 °C)	94
Tablo 5.8. Sağlam diş ve yeni dolgu malzemesi von-mises yer değiştirme Karşılaştırılması (7 °C)	97

SEMBOLLER VE KISALTMALAR DİZİNİ

c_p	: Özgöl ısı
A	: Alan
C	: Santigrat
CAD	: Bilgisayar Destekli Tasarım
cm	: Santimetre
E	: Elastik Modül
F	: Kuvvet
J	: Joul
k	: Isı İletim Katsayısı
K	: Kelvin
kg	: Kilogram
m	: Metre
max	: Maksimum
min	: Minimum
mm	: Milimetre
MPa	: Mega Pascal
pH	: Potansiyel Hidrojen
psi	: Basınç Birimi
s	: Saniye
t	: Zaman
W	: Watt
α	: Alfa

β	: Beta
ε	: Birim Şekil Değişirme
ν	: Poisson Oranı
σ	: Gerilme
E	: Gerinim
N	: Newton



1. GİRİŞ

Bir diş hastalığı olan diş çürüğü, bakterilerin metabolizması ile oluşmaktadır. Çürük, diş plağında bulunan bakterilerin dişin üzerinde besindeki şekeri aside dönüştürdüğünde oluşur. İnsanların farklı asit derecesi (pH değeri) olan tükürüğe sahip olmasından dolayı çürük oluşturma eğilimi her insanda aynı değildir. Doğal pH değeri ne kadar düşük olursa asit saldırıları her besin tüketimi sonrasında dişlere o kadar kuvvetli etki etmektedirler. Çürük oluşmasında anlık ne kadar karbonhidrat veya şeker alındığının bir önemi yoktur, önemli olan dişlerin şekere ve şekerden oluşan bakteri asitlerine hangi sıklıklarla ve ne kadar süreyle maruz kaldıklarıdır. Küçük miktarlarda sık tüketim, bir defada büyük bir miktar tüketilmesinden daha zararlıdır. Diş çürüğünün ilerlemesi sonucunda kendiliğinden başlayan uzun süreli hafif ağrılar, enfeksiyon ve daha sonra şiddetlenerek artan ağrıların sonunda gece uykudan uyandıracak hale gelmektedir. Bu süreçte diş canlılığını kaybetmeye başlar ve diş içinde oluşacak enfeksiyon kemiğe, çevre dokulara ve köke yayılır. Bu nedenle yapılacak olan ilk müdahale dişin çekilmesini önlemek amacıyla kanal tedavisidir. Bu yöntemle hasar görmüş dişler tedavi edilir.

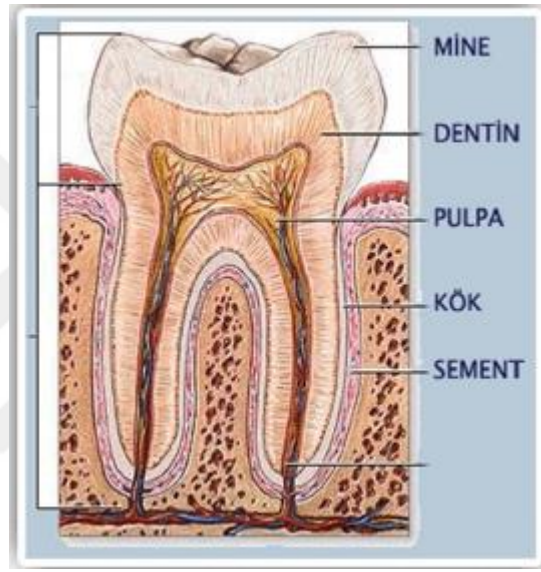
Kanal tedavisi çürümüş veya enfekte olmuş dişlerin onararak kurtarılması için kullanılan bir tedavi yöntemidir. Kanal tedavisi sırasında doğal boşlukta bulunan yumuşak doku dişin sert dokusunun içindeki kök kanalı adı verilen olan pulpa ile diş siniri çıkarılır, dişin içi temizlenir ardından açılan boşluk bir dolgu malzemesi ile doldurulur. Dişte meydana gelen çürümeler zamanında tedavi edilmezse çürük derinlere doğru ilerler ve dişte bulunan sinirlerin iltihaplanmasına neden olur. Diş sinirlerinin iltihaplanması kişinin şiddetli diş ağrısı yaşamasına neden olur. Kanal tedavisinin ardından sinirler alındığından diş hissiz bir hale gelir; dişte herhangi bir ağrı olmaz, sıcak-soğuk hassasiyeti oluşmaz. Kanal tedavisi uygulandıktan sonra diş kök ucu enfeksiyonu ve/veya dolgunun herhangi bir sebeple düşmesi tedavinin yenilenmesine neden olmaktadır. Ancak tedavi birkaç kez uygulandıktan sonra diş kanal tedavisi uygulanamayacak duruma gelecek ve diş eksikliğine neden olacaktır. Genellikle tek diş eksikliğinde uygulanan implant tedavisi kaçınılmaz olacaktır. Bu durumda kanal tedavisi, bu tür rahatsızlıkların tamamen giderilmesi için kesin bir çözüm olmayacağı gibi bu tedaviye alternatif olabilecek başka bir tedavi türü yoktur.

Literatürde yapılan çalışmalarda genellikle sağlam dişlere kuvvet uygulanarak dişin ne kadar kuvvete dayanabileceği veya diş ve çene kemiğinde meydana gelen gerilmeler incelenmiştir. (Eyuboğlu vd., 2008; Marcelo vd., 2012). Bu çalışmalardan farklı olarak tek diş eksikliğinde kullanılan implantlar için implanta bası gerilmesi uygulanarak, implantın bir kuvvete maruz kaldığında dayanıklılığı ve çene kemiği ile olan etkileşimi incelenmiştir (Küçük, 2010; Şeker, 2011). Benzer şekilde yine implanta farklı sıcaklıklar uygulanarak, ısının köke hangi oranda iletildiğini ve çene kemiği ile olan etkileşimini belirlemek için çalışmalar yapılmıştır (Şeker, 2011; Toparlı ve Sasakı., 2003). Literatürde bu tür çalışmalar yapılmasına rağmen sağlam dişin ısı ve bası gerilimine karşı gösterdiği mekanik ve termal özelliklerine yakın bir malzeme özellikleri belirlenmesi gibi çalışma yapılmamıştır.

Bu çalışmanın amacı; kanala yakın çürüklerde, kanal içerisine ve köke ısıyı iletmeyecek kanal tedavisine gerek bırakmayacak eş zamanlı ısı ve bası gerilimine dayanaklı bir dolgu malzemesinin özelliklerinin sayısal olarak belirlenmesidir. Ayrıca kanal tedavisi yapılmış dişler için dişle aynı gerilmelere maruz kalması durumunda -dişle dolgu malzemesinin- eş zamanlı genleşmesini veya sıkışmasını sağlayacak durumu incelenmiştir. Böylece dolguda çatlak oluşumunun önüne geçilmiş ve dolgunun ömrü uzatılmıştır.

2. GENEL BİLGİLER

Diş, sindirim sisteminin başlangıcı olan, bir ucları üst ve alt çene kemiklerinin içine gömülü, diğer uçları ise serbest olan küçük kemik görünümünde ve ağızda bulunan oluşumların her biri olup, besinlerin mekanik sindirimini sağlayan bir organdır. Mekanik sindirimin yanı sıra konuşma ve yüz güzelliği açılarından da önemlidir. Diş; dentin, mine, pulpadan (diş özü) ve sement'ten oluşmaktadır. (URL-1, 2010).



Şekil 2.1. Dişin yapısı (Evcin, 2016).

2.1. Mine

Vücuttaki en sert maddedir ve koruyucu bir katman olarak dişi en dıştan çevreler. %97'si kalsiyum tuzlarından oluşmakta ve içinde sinir hücreleri olmadığı için duyarlı değildirler. Diş minesini altıgen apatit kristalleri şeklinde düzenlenmiştir. Minenin yapısına giren kalsiyum tuzları, organik diş maketi üzerinde yavaş yavaş çökerek birikir ve kristalleşir. Kalsiyum tuzlarının birikmesi ana rahmindeyken başlamaktadır. Anne, gebelik süresince bazı ilaçlar alırsa veya çocuk mine teşekkülü sırasında bir hastalık geçirirse mine birikimi aksaklığa uğrayabilir ve aksaklığa uğraması sonucunda dişler kahverengi, sarı veya gri olur. Bu durum dışında bazen de diş eksik (hipoplazik) teşekkül eder (URL-1, 2010).

2.2. Dentin

Minenin altında yer alan tabakadır. İnsan dişinin %75' ini oluşturmakta ve kemikle aynı yoğunluğa sahip olmasına rağmen dokunmaya ve ısıya duyarlıdır. Gerekğinde içerdği tamir hücreleri sayesinde yeniden dentin dokusu oluşturabilirler. Dişin asıl kitlesini dentin (fildişi) tabakası oluşturmaktadır. Dentin, taç kısmında mine, kök kısmında ise sement ile örtülüdür. %70'i mineral tuzları, %20'si organik madde ve %10'u da sudan oluşan dentin canlı bir yapıdır. Dentin çok sayıda kanalcık içerir ve milimetre karede sayıları 10.000'e yaklaşmaktadır. Bu kanalcıkların içi diş özü sınırındaki dentin yapıcı hücrelerin uzantıları olan iplikçiklerle doludur. Dentin yapan hücrelere "Odontoblast" denir. Diş, dolgu veya kaplama yapılmak için oyulur veya küçültülürse bu kanalcıklar açığa çıkar ve o zaman tatlı, sıcak, soğuk ve ekşiden ağrı duyulur (URL-1, 2010).

2.3. Sement

Kökün etrafını kaplayan çok ince kemiksi bir tabakadır. Diş kökünün çene kemiğine tutunmasını sağlamaktadır. %65'i inorganik maddedir ve bazen kök etrafında ve kök ucunda aşırı sement birikebilir. Buna duruma Hipersementoz denir (URL-1, 2010).

2.4. Pulpa (Diş Özü)

Dişin orta kısmında bulunan ve kök ucuna kadar devam eden yumuşak dokuya verilen addır. Bu kısımda dişin enfeksiyondan korunması ve daima aktif halde kalması için kan damarları yer almaktadır. Aynı zamanda pulpada aşırı duyarlı sinir hücreleri bulunur ve bu hücreler sayesinde basınç, soğuk ve sıcak gibi duyular hissedilmektedir. Pulpa adı da verilen diş özü, dentin tarafından oluşturulan bir odacık içinde yerleşen kılcal atar ve toplardamarlar, duyu sinirleri ve bütün bu yapıları koruyan bir destek dokusundan oluşmaktadır. Diş özünün dış çevresi dentin yapıcı hücrelerle (odontoblast) çevrilmiştir. Bu hücreler, diğer zararlı etkenlere ve çürüğe karşı diş korumaktadırlar. Herhangi bir nedenle oluşan çürüğe karşı dentin yapıcı hücreler çürüğe üstün gelirlerse bu hücreler diş özü kalesini dentinle çevreler, yenik düşerlerse iltihaplanır ve diş özü açılır. Genç insanların diş özünde bu etkinlik daha yoğundur (URL-1, 2010).

2.5. Dişlerin Görevlerine Göre Yapıları

2.5.1. Kesici Dişler

Alt ve üst çenedeki ön dişler (Kesici Diş) olarak adlandırılır. Genişliği 9-10 mm olanlar üst çenede, 6-7 mm olanlar ise orta kesici kesicilerdir. Alt, orta ve yan kesicilerin genişlikleri ise 6-7 mm arasındadır.

2.5.2. Kaninler (Köpek Dişi)

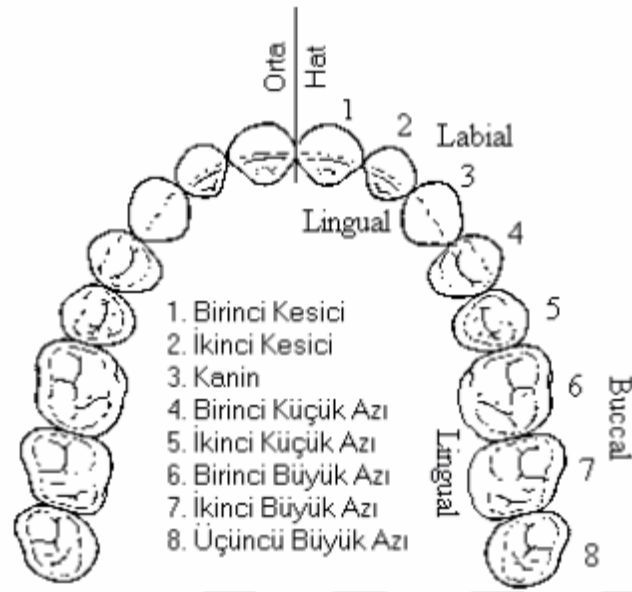
Köpek dişi veya (göz dişi) adı da verilen kaninler kesici dişlerden sonra gelir, alt ve üst çenede sağlı-sollu olmak üzere dört tanedir. Kaninler koparmaya yarar ve uçları sivridirler.

2.5.3. Azı Dişleri

Azı dişleri, kaninlerin arkasında yer almaktadır. Yapı olarak birbirinden farklı olan azı dişleri, her bir yarım çenede, iki küçük azı, üç büyük azı olmak üzere bir çenede toplam on tanedir. Bütün küçük azı dişlerin kenetlenmeye ve çiğneme yarayan iki tümsekçikleri vardır. Üst çenedeki büyük azıların dört tümsekçiği, alt çenedeki büyük azıların beş tümsekçikleri vardır. Bu tümsekçiklere verilen ad ise tüberkül'dür (URL-1, 2010).

2.5.4. Akıl Dişleri –Üçüncü Büyük Azı Dişleri

Üçüncü azı dişleri ağızda en son oluşan dişlerdir. Genelde 17 ila 25 yaşları arasında oluşmaya başlarlar. Bu dişlerin ağızda bırakılıp bırakılmaması konusu tartışmalıdır. Eğer doğru pozisyonda oluşursa ve çevre dokulara zarar vermiyorsa bu dişin yerinde kalmasında bir sakınca yoktur. Çene kemiğine kaynaşmış ve anormal pozisyonlu bir dişin (röntgenle tespit edilmiş) ileride yol açacağı zararlar göz önüne alınarak çekimine karar verilebilir. Diş arkındaki yer darlığı durumlarında dişin oluşması kemik, dişeti ve diğer komşu diş engeline takılabilir (URL-1, 2010).



Şekil 2.2. Dişlerin ortasına göre diş isimleri ve diş numaraları (URL-1, 2010).

2.6. Diş Aşınmalarının Nedenleri

Diş hekimliğinde sıklıkta görülen problem, diş sert doku aşınmalarının giderek artmasıdır. İnsanların dişlerinin daha uzun süre ağızlarında kalması ile aşınmaya maruz kalma sürelerinin uzamış olması son zamanlarda diş aşınmalarındaki artışın en büyük sebeplerindendir. Dişlerin fonksiyon görmeleri esnasında meydana gelen mikron düzeyindeki madde kayıpları uzun sürede ölçülebilir düzeye ulaşmaktadırlar.

Genel olarak diş aşınmaları; abfraksiyon, erozyon, abrazyon, atrizyon, olarak sınıflandırılmaktadır. Diş aşınmalarını bazen tek bir faktöre dayandırmak çok zordur. Pek çok klinik olgu bu sınıflandırmalardan birine tam olarak uymayabilir (Karaarslan vd., 2008). Bu aşınma tiplerini sırayla tanımlayacak olursak,

Abrazyon: Kazıma, silme veya öğütme gibi mekanik olaylar ile dokunun veya yapının aşınmasını ifade etmektedir. Dişlerdeki abrazyon ise dişlerle temas eden yabancı cisimlerin yaptığı aşırı baskı sonucunda dişlerin patolojik olarak aşınmasına verilen addır. (Karaarslan vd., 2008).

Atrizyon: Yabancı bir cisim olmaksızın dişin dişe değiminin bir sonucu olarak diş sert dokularının fizyolojik aşınması ile oluşmaktadır (Karaarslan vd., 2008).

Erozyon: Kimyasal ve elektrolitik yollarla temas eden yüzeylerin kademeli olarak aşınmasıdır. Bakteriyel etken olmadan, dişin uzun dönem asit ataklarına maruz kalması sonucunda floroapatit ve hidroksiapatit kristallerinin diş yüzeyinden çözünmesi dişlerde oluşan erozyon olarak tanımlanmaktadır. (Karaarslan vd., 2008).

Abfraksiyon: Dişin mine sement birleşiminde meydana gelen kama şeklindeki diş sert doku kaybı olarak adlandırılır. Dişin uzun aksına yüklenen okluzal kuvvetlerin dağılmasının bir sonucu olduğu düşünülmektedir (Karaarslan vd., 2008).

Abrasyon, atrizyon, erozyon, abfraksiyon, beslenme şekli, bazı genetik faktörler ve dişlerin bakımına gereken özenin gösterilmemesi durumunda dişlerde çürükler meydana gelir. Bu durumda tedavi gerekliliğini zorunlu kılar. Ancak zamanında müdahale edilmediği takdirde daha zahmetli ve masraflı olmaktadır. Çürükler erken tedavi edildiğinde kolay ve hızlı bir şekilde dolgu işlemi yapılarak dişin sorunu giderilir.

2.7. Dolgu Çeşitleri

Dolgu, dişin aşınma, kırılma ve çürük gibi sebeplerle kaybettiği dokularının, klinik ortamlarında özel olarak üretilmiş bazı malzemelerle yerine konması işlemleridir (URL-2, 2020). Cam iyonomer dolgu, kompozit dolgu, amalgam dolgu ve porselen dolgular diş tedavisinde kullanılan başlıca dolgulardır.

2.7.1. Amalgam Dolgu

Amalgam, gümüş, bakır, çinko ve kalay'dan oluşan alaşımın cıva ile karıştırılması ile hazırlanan dayanıklı ve sert malzemelerdir. Cıva oda sıcaklığında sıvı fazda olması ve diğer metal malzemelerle reaksiyona girmesi sonucu, dişte oluşan bir oyukun içini doldurulabilecek şekilde plastik kütle halini almaktadır. Diş dolgu malzemesi olarak kullanılmasının en önemli nedeni olarak görülmektedir. (Pasinli, 2004). Son yıllarda amalgamların içerdiği cıvanın doğa için zararlı bir atık olmasından dolayı, birçok avrupa ülkesinde amalgam kullanımının kısıtlanması kararı alınmıştır. Ancak, tüm tartışmalara karşı, diş dolgusunda kullanılan amalgamdaki cıvanın sistemik toksik etkisi gösterilememiştir. (Pasinli, 2004).

Avantajlar;

- Yüksek basınca dayanması,
- Uygulamasının kolay olması,
- Dolgu maddesi kaviteye göre şekillenmesi ve kısa bir süre içerisinde istenen sertliğe ulaşması,
- Diğer dolgu yöntemlerine göre maliyetinin daha düşük,
- Termal genişmesi diş dokusuna benzemesi (Ulusoy, 2020).

Dolgu malzemesinin genişleme katsayısının doğal dişin genişleme katsayısından büyük olması bazı sorunlara yol açmaktadır. Aşırı sıcak besin tüketimi esnasında diş dolgu malzemesi ile sağlam diş aynı genişmeyi göstermeyecektir. Bu durumda dolgu malzemesi ile sağlam diş dokusu arasında bir gerilme meydana gelecek ve sağlıklı diş ile dolgu malzemesi arasında gerilmeye bağlı mikro çatlaklar hatta kırılmalar görülmektedir. Aşırı soğuk besin tüketilmesi durumunda ise dolgu maddesi ile sağlam diş eş zamanlı sıkışmayacağından dolgunun diş dokusundan ayrılması durumu söz konusu olmaktadır (URL-2, 2020).

Dezavantajlar;

- Estetik olmaması,
- En büyük dezavantajlarından birisi renginin gri renge yakın olmasından dolayı ön kesici dişlerde kullanılamaması,
- Dişlerde zamanla renk değişiminin görülebilmesi,
- Cıva içermesi,
- Amalgam dolgunun kimyasal bileşimi içinde yer alan cıvanın, insan vücuduna çok ciddi zararları olması,
- Dişe yapışmaması (Ulusoy, 2020).

Amalgam dolgu yapışmaz, dişe tutunur. Diş hekimi bu sebeple dolgu yaparken bazı önlemler almak zorundadır. Diş içinde özel tutucu oyuklar hazırlanması ile çürük olmayan sağlıklı diş dokusu da kaldırılmaktadır. Dolgu ve diş dokusu arasında dolgunun dişe yapışmaması sebebiyle boşluk kalmaktadır. Bu boşluk nedeniyle dişin iç kısmına doğru besin malzemelerinin girmesi ve bakteri sızıntısı oluşarak diş çürümesi dolgu altında devam eder (URL-2, 2020).

Amalgamların ısı iletiminin yüksek olması ve pulpayı oluşacak termal streslerden korumak için amalgam dolgular altında mutlaka daha yalıtkan bir kaide materyalinin kullanılması gerekmektedir (Keleş vd., 2012).

2.7.1.1. Güta Perka

Güta perka dolgu malzemeleri için en çok kullanılan ana materyallerdir. Isonandra percha ağacının özsuyundan elde edilmektedir. Kimyasal olarak saf güta perka poliizoprenin trans izomeridir (1,4-poliizopren). Doğal lastikten daha sert, kırılğan ve daha az elastiktir ve farklı kristal formda bulunmaktadır (α ve β). Bu iki form birbirlerine dönüşebilmektedir. Kişi arasında kimyasal davranış ve fiziksel özellikler açısından çok az farklar vardır. α formu doğada bulunan halidir, β formu arıtma işlemi sırasında ortaya çıkar (Goodman vd., 1974). Geleneksel güta perka konları sağlamlığı ve sertliği artırmak, yapışkanlığı azaltmak için güta perkanın beta formu kullanılarak üretilmektedir. Güta perka ısıtıldığında faz geçişi gerçekleşir, 460 °C (1150 °F) de α faz β faza döner. 540-600 °C (1300-1400 °F) civarında amorf faz gelişir. Güta perka konları 640 °C (1470°F) üzerinde yumuşarlar ve kloroform ve haloten gibi çözücülerde çözünebilirler (Goodman vd., 1981).

Güta perka konlarının içeriği ile ilgili bir çalışmada 5 farklı üreticiden sağlanan güta perka konlarının sadece yaklaşık %60-75 oranında çinko oksit doldurucu, %20 oranında ise güta perka içerdiği bildirilmiştir (Friedman vd., 1977). Diğer bileşenler ise konların daha bükülebilir ve/veya kompakte edilebilir olması için eklenen mum veya rezin ve radyoopasite için metal tuzlarıdır. Organik ve inorganik içerik açısından güta perka konları sadece %23.1 organik (güta perka ve mum) ve %76.4 inorganik dolduruculara (çinko oksit ve baryum sülfat) sahiptir (Friedman vd., 1977). Yüksek çinko seviyesi konların kırılğanlığını artırır ve gerilme dayanımı azaltır. Ancak yapılan bir başka çalışmada güta perka içeriğinin fazla olmasının kırılğanlıktan sorumlu olduğu bildirilmiştir. Güta perka konlarının zamanla oksidasyon sonucu kırılğanlıkları artmaktadır. Işıktaki saklanması da bozulma hızını artırır. Fakat bazı ısıtma ve soğutma işlemlerine tabi tutularak eski özelliklerini geri kazanması mümkündür (Friedman vd., 1977).

Güta perkanın ısı karşısındaki hacimsel değişimi diş hekimliği açısından çok önemlidir. Güta perka ısıtıldığında bir parça genişlemesinden dolayı ısı ve vertikal kompaksiyon uygulanan tekniklerde güta perka hacminin, kapladığı boşluktan daha büyük olması taşkın kök kanal dolgusunun oluşabileceği gösterilmiştir. Materyalin kuvvet altında sıkıştırılabildiği (compression) ve hacminin azaltıldığı düşünülse de çalışmalar kompres

değil kompakte edilebildiğini göstermiştir. Isıtılmış güta perka vücut ısısına dönerken %1-2 oranında büzülme göstermektedir. Bu nedenle tüm ısıtılmış güta perka tekniklerinde soğurken meydana gelebilecek hacimsel değişimlerle başa çıkabilmek için vertikal basınç uygulanması tavsiye edilmektedir (Schilder vd., 1985).

Güta perka; patlara oranla daha düşük toksisite göstermekte ve biyouyumlu bir materyal olarak kabul edilmektedir. Bununla birlikte güta perkanın yoğun bir yabancı doku reaksiyonu başlatabildiği de gösterilmiştir. Normalde inert kabul edilen bir maddenin yüzey düzensizliklerine bağlı olarak bu tip reaksiyonlara neden olması normaldir (Pascon vd., 1990).

2.7.2. Kompozit Dolgu

İndirekt veya direkt yöntemle kompozit dolgu hazırlanarak inley kavitesine tamamen polimerize edilmiş bir kitle şeklinde simante edilen inley restorasyonudur. Kompozit inleyler, estetikler ve laboratuvar işlemleri kolaydır. Adeziv sistemlerle dişe bağlanırlar ve eksik proksimal kontakların ağız dışında tamamlanması mümkündür. Polimerizasyon ağız dışında gerçekleştiği için polimerizasyon büzülmesi direkt posterior kompozitlerdeki gibi fazla değildir. Kalan diş dokusunu maksimum derecede korumakta ve dişin direncini arttırmaktadır (Yılmaz, 1996; Brunton vd.,1999; Karakaya, 1999; Özer, 1999; Zaimoğlu, 2004; Can 2004).

Preparasyon sonrası kavite içine kaide maddesi yerleştirildikten sonra dişe şeffaf bir polietilen matriks ve kama takılır. Kavite bir lak ile izole edilir. Kompozit tabakalama tekniği ile yerleştirilip çeşitli yönlerden ışık verilerek sertleştirilir. Sonra inley kaviteden çıkarılır, eksik yerleri tamamlanır, fazlalıklar alınır. Kullanılan kompozit sisteme özgü inley fırınında polimerizasyona tabi tutulur. Bu sırada inley ısı ve basınç etkisiyle tekrar polimerize olur. Direkt kompozit inleylerin posterior kompozitlere göre avantajları kompozit inleylerin iki kez polimerizasyona tabii tutulmasından dolayı polimerizasyon kontraksiyonunun daha az ve mekanik özelliklerinin daha iyi olmasıdır. (Önal 2004).

Kompozit restorasyonun fiziksel özellikleri kompozitin yapısına ve matriks yapısının polimerizasyon derecesine göre artar. İyi sertleşmiş restorasyonlar en iyi, laboratuvarda basınç, vakum, yoğun ışık, ısı ya da kombinasyonlarında elde edilir. İndirekt kompozit inleyler, okluzal kontakt alanlarında okluzal kuvvetlere karşı direkt kompozit restorasyona göre daha dirençli iken, seramik restorasyona göre zayıftır. Kompozit inleylerin kolay uyum, karşıt dişlerde daha az aşınma, iyi estetik ve tamir olanakları vardır (Roberson vd., 2011).

Avantajlar;

- Estetiktir,
- Diş ile aynı renkte yapılabilmesi,
- Dişe yapışması,
- Dişe yapışmasından dolayı bakteri sızıntısı oluşmaması,
- Diş ile uyumlu olması,
- Dişlere çok iyi bağlandığından, diş dokusunu destekler ve kırılmaları önlemektedir (URL-2, 2020).

Dezavantajlar;

- Yüksek basınca dayanıklı olmaması,
- Bu yüzden daha çok ön dişlerde estetik amaçla kullanılmaları,
- Uzun süre kullanımda renk değişimi görülmesi,
- Pahalıdır.
- Amalgam dolgu ile kıyaslanırsa ekonomik değildirler ve yaklaşık iki kat daha pahalıdır.
- Tedavi süresi daha uzundur (URL-2, 2020).

2.7.3. Porselen Dolgu

Diş eksikliğini tamamlamada kullanılan bir dolgu yöntemi de porselen dolgulardır. Teknolojinin gelişmesi ile birlikte cerec denilen bir yöntemle restorasyonlar yapılmaya devam etmektedir. Dolgu tedavisi, kron uygulaması gerektiren veya madde kaybına uğramış olan durumlarda sağlıklı dişin korunması için yapılmaktadır. Amalgam dolgulara oranla daha estetik ve daha kullanışlıdır. Diş rengine ve formuna uygun olarak yapılan porselen dolgular, dişin doğal görünümü ve yapısını koruduğu için oldukça avantajlı bir yöntem olmaktadır. Özellikle azı dişlerde uygulanır ve cerec modeli ile yapılan dolgular, araştırmalara göre geleneksel yöntemden %47 daha başarılıdır.

Ağız içinde çok fazla diş kaybı olan hastalar için ideal bir yöntemdir. Diş hekimi tarafından dişler muayene edilmeli ve ardından porselen yapım aşamasına geçilmelidir. Bu kısımda dişlerin porselen dolgu ile uyumlu olup olmaması önemlidir. Porselen dolgu için uyumlu olan hastalar için dişte bir boşluk hazırlanır ve boşluk porselen dolguya göre ayarlanır. Oluşturulan boşlukların ölçüsü alınır ve laboratuvara gönderilmektedir. Ölçülere göre porselen dolgu hazırlanır ve bu aşamaların hepsi ilk seansta yapılır. İkinci seansta ise

hazırlanmış olan porselen dolgu hastaya uygulanmaktadır. Porselenler elastik modüllerinden dolayı oldukça dayanıklıdır ve hasta hemen normal yaşamına dönmektedir. Yeni nesil dolgu olarak bilinen cerec modeli ile yapılan dolgular da üstün dayanıklılık söz konusu olmaktadır (URL-3, 2020).

Avantajları;

- Estetiktir.
- Genellikle arka dişlerde estetik amaçla kullanılmaktadır.
- Elastik Modüllerinden dolayı yüksek basınç dayanımı diğer dolgudan daha iyidir.
- Diş ile uyumu mükemmel yakındır.

Önceden diş ölçüsünün alınması ve laboratuvar ortamında hazırlanması nedeniyle diş ile uyumu son derece iyidir. Sağlıklı diş dokusu kesinlikle hasara uğratılmaz ve biyolojik uyumu en iyi olan malzemedir (URL-2, 2020).

Dezavantajları;

- Diğer dolgu malzemelerine göre ekonomik değildir.
- Uygulaması zordur.
- Tedavi süresi uzundur (URL-2, 2020).

2.7.4. Cam İyonomer Dolgular

Cam iyonomer siman 1970'li yılların başında Wilson ve Kent, tarafından tanıtılmıştır. Toz kalsiyum floroalüminosilikat cam içerir. Likit poliakrilik asit, itakonik, maleik, trikarboksilik asit içerir. Cam iyonomer simanın mine ve dentin apatitindeki fosfat iyonları ve/veya kalsiyumla, asit içerisindeki karboksil gruplarının şelasyonu ile diş siman ara yüzeyinde iyonik bağ oluşmasıyla diş dokusuna yapıştığı düşünülür. Flor salınımı özelliği ile birlikte çinko fosfat ve polikarboksilat simandan daha yüksek baskı direncine sahiptir. Ancak elastik modülü çinko fosfattan daha düşüktür. Çiğneme kuvvetlerinin fazla olduğu bölgelerde elastik deformasyon gösterir. Çalışma zamanı diğerlerinden daha kısadır. Çinko fosfat siman gibi cam iyonomer simanda nemden ve tükürük kontaminasyonundan etkilenir, sertliği azalır (Mojon ve ark 1996). Simantasyon sonrasındaki hassasiyet nedeni başlangıç pH değerinin düşük olmasıdır. Metal seramik, metal ve zirkonya postlu restorasyonların daimi simantasyonunda kullanılır (Diaz Arnold vd., 1999; Hill, 2007; Dayangaç, 2011).

Çürük ve kanal tedavisinde sıklıkla kullanılan dolgu malzemeleri; Amalgam, Kompozit, Cam İyonomer ve Porselen Dolgular'dır. Bu dolgu malzemelerinin bazılarının bası gerilmeleri iyi iken, bazılarının da ısıl gerilmeleri iyidir.

2.8. Stres Analiz Yöntemleri ile İlgili Kavramlar

2.8.1. Kuvvet

Hareket eden bir cismi durduran, duran bir cismi hareket ettiren, cisimlerin şekil, yön ve doğrultularını değiştiren etkiye kuvvet denir. Kuvvetin, cisimlerin hareket durumlarının doğrultularını değiştirme, cisimleri döndürme ve cisimlerin şekil ve biçimlerini değiştirme etkisi vardır. Kuvvetin sağlandığı kaynaklar değişiklik göstermektedir. (Örneğin; mekanik kuvvet, kas kuvveti, su buharı kuvveti, suyun ve havanın kaldırma kuvveti gibi) Fizikte skaler büyüklük ve vektörel büyüklük olmak üzere temel anlamda iki kuvvet büyüklüğü vardır. Sadece bir sayı ve bir birimle belirtilen büyüklük skaler büyüklüktür. Yönü, doğrultusu ve değeri ile belirtilen büyüklüklere vektörel büyüklük denir. Hız, kuvvet, ivme gibi büyüklükler vektörel büyüklük olarak adlandırıldığından vektör ile gösterilir (Hibbeler 1991, Asaro, 2006; Lubarda, 2006).

Bir cisme, başka cisimlerin yaptığı etkiye dış kuvvet olarak tanımlanabilir. İç kuvvet ise cismin malzeme parçacıkları arasındaki etki ve tepkidir. Mühendislikte cismin tamamı incelenirken cisim parçalara ayrılır ve ayrılan her parça diğerinden bağımsızmış gibi ayrı bir cisim olarak düşünülmektedir. Bu şekilde cismin parçalarından, birinden diğerine geçen tesirin hesaba katılması iç kuvvet fikrini ortaya çıkarır. Biyomekanikte ise dış periodontal ligament ile sarılmış durumdadır. Periodontal ligament ise kemik yapı içindedir. Dış yapısı üzerine etkiyecek bir kuvvet, önce periodontal ligamente ardından kemiğe iletilmektedir. Bu iletiler sırasında farklı yapılar arasında iç kuvvetler oluşur (Chichester, 1999; Asaro, 2006; Lubarda, 2006).

2.8.2. Gerilim (Stress)

Kuvvetin uygulandığı alanda, kuvvet küçük birimler halinde yüzeye dağılmış olarak düşünülür. Yüzeye dağılmış kuvvetin, birim alana uygulamış olduğu şiddette gerilme adı verilir. İncelenen alana dik yönde olan normal gerilmeler, alana teğet yönde olanlar kayma (shear) olarak adlandırılır. Dik gerilme çekme (tension) (pozitif) veya sıkışma (compression) (negatif) olarak yönüne göre sınıflandırılabilir.

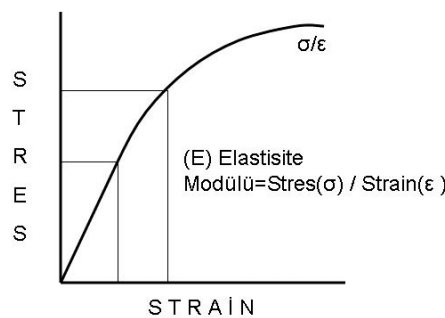
Kuvvetin birimleri pound ya da kilogram'dır. Bilimsel yayınlarda ise kuvvetin tercih edilen birimi Newton'dur; gerilimin birimi $N/mm^2 = MPa$ 'dır (Denklem 2.1). (Bidez, 1992; Misch, 1992; Phillips, 1991; Caputo, 1987; Standlee, 1987; McNeill, 1997).

$$Stres (\sigma) = \frac{Kuvvet (F) (N)}{Alan (A) (mm^2)} = MPa \quad (2.1)$$

2.8.3. Elastisite Modülü

Sadece bir yönde etki eden gerilme durumunda birim şekil değiştirme (ϵ) ile gerilim arasındaki (σ) doğrunun eğimi (ϵ/σ) şekil değiştirmeye direncin bir ölçüsüdür ve her malzeme için farklı olan malzeme özelliği elastisite modülü (E) olarak adlandırılır. Elastisite modülü büyük olan cisimler elastisite modülü küçük olana göre aynı kuvvet altında daha az birim deformasyon ya da şekil değişikliği yapar (Harris, 1959; Szabo, 1991; Chichester, 1999; Nicholson, 2008).

Elastisite modülü bir materyalin sertlik ve katılık ölçümü iken, oransal sınır da kalıcı olarak şekilde değişiklik olmaksızın materyalin gerilmeye uğrayabilme özelliğidir. İdealde her ikisinin de değerlerinin yüksek olması gerekir ve birim alana gelen kuvvet şeklinde (kg/cm^2 , psi, $N/mm^2 = MPa$) ifade edilmektedir (Şekil 2.3). (Phillips, 1991; Craig, 1989). Elastisite modülü (E) = Stres (σ) / Strain (ϵ) (McNeill, 1997).



Şekil 2.3. Elastisite modülü (McNeill, 1997).

2.8.4. Poisson Oranı

Bir yönde cisim yüklemeye maruz kaldığında yüklemeye dik diğer iki doğrultuda da şekil değişikliğine uğrayacaktır. Cisim basınç kuvveti ile yüklendiyse yüklemeye paralel

yönde boyu kısalırken, yüklemeye dik diğer iki yönde boyu uzayacaktır. Uygulanan kuvvete dik doğrultudaki birim şekil değiştirmenin, kuvvet doğrultusundaki birim şekil değiştirmeye oranına Poisson Oranı denir (Denklem 2.2). Bu değer her materyal için farklıdır ve elastisite modülü gibi ayırt edici bir özelliktir (Szabo, 1991; Nicholson, 2008; Harris, 1959; Chichester, 1999).

$$\nu = \frac{\text{Enine şekil değiştirme}}{\text{Boyuna şekil değiştirme}} = -\frac{\varepsilon_e}{\varepsilon_b} \quad (2.2)$$

2.8.5. Von-Mises Gerilmesi (Eşdeğer Gerilme)

Von mises gerilmesi herhangi bir eleman üzerinde oluşan normal ve kayma gerilmelerinin eşdeğeri olarak tanımlanır.

Buna göre eşdeğer gerilme üç eksenli zorlanmada, asal gerilmeler cinsinden Denklem 2.3’de gösterilmiştir (Temiz, 2015).

$$\sigma_{eş} = \sqrt{\frac{1}{2}[(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2]} \quad (2.3)$$

Genel halde ise Denklem 2.4’de gösterilmiştir.

$$\sigma_{eş} = \sqrt{[\sigma_x^2 + \sigma_y^2 + \sigma_z^2 - \sigma_x\sigma_y - \sigma_x\sigma_z - \sigma_y\sigma_z + 3(\tau_{xy}^2 + \tau_{xz}^2 + \tau_{yz}^2]} \quad (2.4)$$

İki eksenli yükleme halinde ise (asal gerilmeler cinsinden) ($\sigma_3 = 0$)Denklem 2.5’de gösterilmiştir (Yıldız, 2015).

$$\sigma_{eş} = \sqrt{\frac{1}{2}[(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2)^2 + (\sigma_1)^2]} \quad (2.5)$$

Bu eşitliklerde;

$\sigma_{eş}$ = Eş değer gerilme

σ = Gerilme

τ = Kayma gerilmesi

2.9. Sonlu Elemanlar (Finite Element) Yöntemi

Bu yöntem ilk defa 1960'ların başında havacılık ve uzay endüstrisindeki problemlerin çözümü için geliştirilmiştir (Yang, 2007; Xiang, 2007). 1969 yılından sonra diş hekimliğinde çalışmalarda kullanılmaya başlanmıştır (Adıgüzel, 2010). Weinstein ve ark. 1976 yılında implantoloji alanında sonlu eleman analiz yöntemini kullanan ilk araştırmacılar olmuştur (Pesqueira vd., 2012). Günümüzde diş hekimliğinin yanı sıra statik analiz, ısı transferi, akustik, akışkanlar mekaniği ve elektromanyetik analiz gibi pek çok alanda kullanılmaktadır (Geng vd., 2001). Sonlu elemanlar kuvvet analizinde, analiz edilecek değişik şekillerdeki yapıların, bilgisayar ortamına aktararak gerçeğe yakın şekilde modellemesi yapılmaktadır. Tüm modeller, matematiksel olarak anlamlı ve daha basit geometrik parçalara (elemanlara) bölünmektedir. Elemanlar birbirlerine düğümlerle bağlı olup değişik geometrik şekillerde olabilir. Düğümler aracılığıyla, bir elemandaki fiziksel değişiklik diğer elemanlara da yansıtılır. Kuvvet dağılımı hesaplaması, yapının tamamı yerine, her eleman için ayrı ayrı bulunacağından dolayı daha hassas bir analiz için eleman sayısı çoğaltılabilir. Böylece boyutları belirlenmiş bir modelde, yazılımlar ile belirlenen şiddet, yön ve alandaki kuvvet uygulamasına bağlı olarak ortaya çıkan gerilimler (stres), yer değiştirmeler ve gerinimler ölçülmektedir (Geng vd., 2001; Adıgüzel, 2010).

Yapıların mekanik modellemelerinde bir, iki veya üç boyutlu analizi sayısal olarak yapılabilir. Üç boyutlu analiz karmaşık geometrili modellerde daha tutarlı ve daha gerçek sonuçlar verir (Daas ve ark 2008). Dental implantların çalışmalarında implant sistemini veya kemik geometrisini basitleştirerek kemiği homojen ve izotropik varsayması, sınır şartları, kemik-implant arayüzünün değişken tipi, programların patentli ve lisanslı olması sebebiyle kullanıcıya özel olması ve pahalı olması gibi dezavantajları mevcuttur (Lang vd., 2003; Daas vd., 2008; Rubo. 2010; Capello Souza, 2010). Literatürde dolgu malzemeleri ve dişler için yapılan bazı çalışmalar Tablo 1' de gösterilmiştir.

Tablo 2.1. Literatürde dolgu malzemeleri ve dişler üzerine yapılan çalışmalar

Makale Adı	Yazarı	Yıl	Amacı	Yöntem	Sonuç	Kaynaklar
Composition and Mechanical Properties of Gutta-Percha Endodontic Points	Charles M. Friedman, James L. Sandrik, Michael A. Heuer, and Gustav W. Rapp	1975	Yaygın olarak kontitatif analiz edilen gutta perka'nın ilgili konsantrasyonları çinko oksit,ağır metal tuzları ve plastikleştiriciler için stres uygulanarak mekanik prob belirlenmesi	Belirlenen beş markaya mekanik analizler yapılmıştır. (deneysel)	Düşük gerilmede gutta perka endodontik nokta damarlarının hemen hemen %20 oranında gutta perka ile , %66 dolgu malzemesi, %11 radyoaktifleştirici , %3 plastikiyeti olduğu görülmüştür.	Friedman vd., 1975
Estimation of Physiologic Stresses with a Natural Tooth Considering Fibrous PDL Structure	Gobind H. Atmaram and Hamdi Mohammed	1981	Alveolar stresin doğal bir dişle daha doğru bir şekilde tahmin edilmesini sağlamak ve PDL' nin lifli bir yapı olarak modellenmesi. Bu şekilde elde edile gerilim değerleri elde edilenlerle de karşılaştırılabilir.	Sonlu elemanlar yöntemi	Sürekli PDL modelleme yaparken gerilmeler makul bir tahmini de verir mine ve dentin bir vermez. Alveolar streslerin doğru tahmini doğal bir diş şekillendirilmesinde ortaya çıkmasını sağlar.	Atmaram, 1981; Mohammed , 1981
Posterior Kompozit ve Amalgam Restorasyonların Dişlerin Kırılma Dayanıklılığına Etkileri	Güliz Görgül, Hüma Ömürlü, Tamer Kınoglu	1990	Amalgam dolgu ve posterior kompozit uygulayarak bunların ve aynı zamanda bevel yapılmış ve yapılmamış preparasyon tekniklerinin kırılma direncine etkisini incelemektir.	Deneysel yöntem kullanılmıştır.	Sonuç olarak MOD türü kavite açılmış dişlerde mekanik direncin azaldığı açıktır. Bu azalmanın dolgu tatbikinden sonra bir ölçüde de olsa telafi edildiği hem bizim çalışmamızda hem de yukarıda belirtilen başka araştırmalarda ortaya konmuştur. Ancak bu mekanik katkının ne şekilde ortaya çıktığı ayrıca araştırılması gereken konular olarak kalmaktadır.	Görgül vd., 1990

Tablo 2.1. 'in (devamı)

Makale Adı	Yazarı	Yıl	Amacı	Yöntem	Sonuç	Kaynaklar
Pulpasız Dişlerde Dişte Oluşan Stres Dağılımına Postun Etkisi	Özgül Karacaer, Arife Doğan	1995	Post desteği olmaksızın ve farklı rijititedeki postlarla desteklenmiş restorasyonlarda üst kanin dişte oluşan gerilmelerin sonlu elemanlar yöntemi ile incelenmesi	Sonlu elemanlar yöntemi kullanılmıştır.	Post yapı çekme gerilmeleri yönünden endodontik tedavili dişleri güçlendirmemekle beraber basma ve makaslama gerilmelerini dentin yapıda oldukça azaltmaktadır. Farklı metal yapılar arasında paslanmaz çelik post bu kuvvetlere daha uygun, diş kök yapısını koruyan kuvvet dağılımını göstermektedir.	Karacaer, 1995; Doğan, 1995.
Class II Amalgam, Porselen Inley ve Kompozit Restorasyonlarda Fonksiyonel Stresin Dağılımı	Engin Ersöz ve Sebahat Görgün	1998	Cl II amalgam, porselen inley ve kompozit restorasyonlarda fonksiyonel stresin dağılımını değerlendirmek tir.	Maksiller birinci ve ikinci premolarları amalgam, porselen inley ve kompozit restorasyonlarda ki stres dağılımını tespit için 2 boyutlu SAP 90 yapısal analiz, programının kullanıldığı sonlu elemanlar stres analiz yöntemi seçilmiştir.	Tüm dişlerdeki stres analizinde, stres değerleri ve dağılımlarının benzer olduğu gözlenmiştir. Genel olarak üç değişik materyalde belirgin bir fark gözlenmemiş ancak yükün geldiği alana göre değişiklikler gözlenmiştir. Stres dağılımı, farklı restoratif materyallere göre değil, yükün uygulandığı noktalara göre değişiklik göstermektedir. Sonuçlar bize; yükün daima cusp tepelerine doğru olması gerektiğini göstermektedir.	Ersöz, 1998; Görgün, 1998.
Thermophysical properties of dental filling materials. Part I: thermal properties	Andrzej J Panas, Janusz Terpiowski	1999	Doldurma diş yapısındaki mekanik olaylar, yeni geliştirilen malzemeler hakkında güncel bilgiler sunmak, Termofiziksel veriler, sayısal bir termo modelenin oluşturulması için gerçekleştirilmiştir.	Isıl özelliklerin yani ısı yayılmanın, özgül ısının ve iletkenliğin araştırılması üç diş dolgu malzemesi için tarif edilmiştir. Doldurma diş yapılarında ısı yayılımının modellenmesi, çoğunlukla termal şokun bu tür yapılar üzerindeki etkisinin sayısal olarak incelenmesi	Aynı malzemelerin dilatometrik incelemelerde camoglass en yüksek lineer açılabilirliği sergilemiş, sonraki tetrik ve en düşük değer Valux Plus için elde edilmiştir. En popüler termo fiziksel modellere göre özgül ısı arttıkça, ısı değer yükseldikçe genişleme gözlenmiştir.	Panas, 1999; Terpiowski, 1999

Tablo 2.1. 'in (devamı)

Makale Adı	Yazarı	Yıl	Amacı	Yöntem	Sonuç	Kaynaklar
A Finite Element Model of Apical Force Distribution From Orthodontic Tooth Movement	David J. Rudolph, Michael G. Willes, Glenn T. Sameshima,	2001	Kök apeksinde yüksek strese neden olan ortodontik kuvvet türlerini belirlemek	Tek diş için sonlu elemanlar metodu (FEM) kullanılmıştır.	Kök apeksinde en büyük stres devrilme, ekstrüzyon ve saldırı kuvvetleri sonuçlandı. Ana kuvvet alveolar krestte ortaya çıktı.	Rudolph vd., 2001
Finite element analysis of the temperature and thermal stress in a postrestored tooth	M. Toparlı, S. Sasakı	2003	Sıcaklık ve termal stres dağılımının FEM kullanılarak döküm ve restore edilmiş dişlerdeki etkisi	Sonlu elemanlar analizi sıcaklık dağılımlarını hesaplamak için kullanıldı	Termal stres dağılımı geometri, sertlik ve malzemeye bağlı farklı fiziksel ve termal özelliklerden dolayı postrese edilmiş dişte farklı materyallerin sıcak ve ağızda soğuk sıvı sıcaklık gradyanları oluşturur. Bu değişiklikler dişte farklı termal strese neden olur. Taçlanmış bir diş üzerinde termal stres değişiklikleri ve maksimum gerilme ve basma gerilimi değerleri NiCr/ porselen kullanıldığında bulunmuştur.	Toparlı, 2003; Sasakı, 2003
Microhardness and chemical composition of human tooth	Maria del Pilar Gutiérrez-Salazar, Jorge Reyes-Gasga	2003	Hem emaye hemde dentinde ki insan dişinin sertliği, Vicker elması kullanılarak farklı alanlarda ölçülmüştür. Bu değerlerin tüm emaye ve dentin kalınlıkları boyunca nerdeyse sabit olduğunu göstermek.	DeneySEL yöntemle dişte Vicker's sertlik değerlerini belirleme	Diş Vicer's sertliği değerleri dış emaye yüzeyinden EDJ'ye ve EDJ'den iç dentin yüzeyine istatistiksel olarak herhangi bir değişiklik göstermez. Analiz edilen bölgedeki tüm emaye ve dentin kalınlığı boyunca sabit kaldı. Sertlik enine kesit boyunca, boyuna kesit olduğundan daha büyüktür. Emaye ve dentin arasındaki vicker's farklı, mevcut mineralizasyon yüzdesinin bir sonucudur.	Gutiérrez-Salazar, 2003; Reyes-Gasga, 2003.

Tablo 2.1. 'in (devamı)

Makale Adı	Yazarı	Yıl	Amacı	Yöntem	Sonuç	Kaynaklar
Three-dimensional Finite Element Analysis of the Mechanical Stress on Root from Orthodontic Tooth Movement by Sliding Mechanics	Lı Ping , Mao Jing, Peng Zhou, Xie Hui	2007	Dişte oluşacak stresi hesaplamak için ortodontik diş hareketinden kökü kaydırarak simülasyonları gerçekleştirmek	0,30 ve 45 derece de 2N dişlerin taç kısmına FEM metodu kullanılarak analiz gerçekleştirilmiştir.	Diş Kökünde 0 derece yatay seviyede, maksimum gerilme PDL'nin servikal sınırında stres bulundu. 30 derece maksimum gerilmeler kök tepesindedir. Kökteki en yüksek stres oluştu. 45 derece linquo-labialy yönelttiği kuvvetler durumunda yatay düzeyin derecesi, tepe ve taç kısmında stres yatay olarak dişin boynunda tırtıklı, eşit olarak azaldı.	Ping vd., 2007
Remarkable resilience of teeth	Herzl Chai, James J.-W. Leeb, Paul J. Constantino, Peter W. Lucas, and Brian R. Lawn	2008	İnsan ve deniz samuru dişlileri üzerinde yükleme testleri yaparak ve postloaded örneklerin kesitlerinde kırık kaynaklarını inceleyerek, diş drencinin ve zayıflığın temel doğası incelenmektedir.	Deneyisel yöntem kullanılmıştır.	Diş sağ kalım stratejisinin kaçınma olmaktan ziyade hasardan korunma olduğunu göstermektedir.	Chai vd., 2008
Transient thermal and stress analysis of maxillary second premolar tooth using an exact three-dimensional model	Maryam Alsadat Hashemipour, Ali Mohammadpour, Seied Abdolreza, Gandjalikhan Nassab,	2010	Restore edilmiş maksiller ikinci premolar dişin 3D modelindeki sıcaklık ve gerilim dağılımları sonlu elemanlar yaklaşımı ile elde edilmiştir.	Mesial oklüzal distal(MOD) tip rstorasyon yöntemi seçilmiş ve sağlam bir diş modeline uygulanmıştır.	Maksimum sıcaklıklar bazsız amalgam restorasyonunda bulunmuştur.Dişteki sıcaklık değişikliklerinin sonucu, bağ kuvvetlerinden çok azdır. Sonuç olarak incelenen termal yük bağlarda kırılmaya neden olmayabilir.	Hashemipour vd., 2010

Tablo 2.1. 'in (devamı)

Makale Adı	Yazarı	Yıl	Amacı	Yöntem	Sonuç	Kaynaklar
A review of heat transfer in human tooth—Experimental characterization and mathematical modeling	Min Lin, Feng Xu, Tian Jian Lu, Bo Feng Bai	2010	Termik olarak ortaya çıkan diş hasarı ile ilgili diş ısıırığı (TTP) daha iyi anlamak	Deneyssel ve matematikssel yöntemler kullanılmıştır.	Klinik uygulamalar için pratik olarak kullanılabilir. Ayrıca model tahminlerinin geçerliliğini kontrol etmek için deneyssel ölçümlere ihtiyaç vardır.	Lin vd., 2010
Amalgam, Kompozit ve Cam İyonomer Simanların Isı İletkenlik Özelliklerinin İncelenmesi	Ali Keleş, Fuat Ahmetoğlu, Muhammet Yalçın, Neslihan Şimşek, Elçin T. Bulut, Şendoğan Karagöz	2012	Farklı restoratif materyallerin ısı iletim özelliklerinin incelenmesidir	Deneyssel yöntem kullanılmıştır.	Amalgamın ısı iletim katsayısı diğer materyallerden daha büyük bulundu ($p < 0.05$). Amalgam örnekleri arasında bir fark bulunamadı ($p > 0.05$). Kompozit örnekleri arasında ve CİS'ler arasında önemli bir fark bulunamadı ($p > 0.05$). Bu çalışma, restoratif materyallerin ısı yalıtkanları olarak görev yaptıklarını ve farklı ısı iletim özelliklerinin onların içeriklerinden kaynaklandığını göstermiştir.	Keleş vd., 2012
Three-Dimensional Finite Element Analysis of Stress Distribution on Different Bony Ridges With Different Lengths of Morse Taper Implants and Prosthesis Dimensions	Marcelo Bighetti Toniollo, Ana Paula Macedo, Renata Cristina Silveira Rodrigues, Ricardo Faria Ribeiro, and Maria da Gloria Chiarello de Mattos,	2012	Farklı uzunluklarda imal edilmiş implantların gerilimlerini karşılaştırmak	Sonlu elemanlar analizi kullanılarak gerilimler karşılaştırıldı	Kemik üzerinde daha büyük protezleri çevreleyen implantlar, kısa imal edilecek implantlara göre daha fazla strese maruz kalır.	Toniollo vd., 2012
Volume analysis of heat-induced cracks in human molars: A preliminary study	Sandholzer MA, Baron K, Heimel P, Metscher BD	2013	Test ölçümlerinin sonuçları ve ısı için ön sayısal hesaplamaların sonuçları kesici dişlerde iletkenlik tarif edilmiştir.	Test ölçümlerinin sonuçları ve ısı transferini incelemek Dişteki iki boyutlu FEM yöntemi kullanılarak polimerizasyon lambasının radyasyonuna maruz bırakıldıktan sonra diş sıcaklığı çalışıldı.	Bakır tel, kaydedilen maksimum sıcaklıkta belirgin bir düşüşe neden oldu. Sıcaklık dengesinin gevşeme süresi de bu durumlar için daha kısa olmuştur. (Deneyssel) İki boyutlu sayısal analiz fikrinin doğruluğu kanıtlandı. (Sayısal)	Sandholzer vd., 2013

Tablo 2.1. 'in (devamı)

Makale Adı	Yazarı	Yıl	Amacı	Yöntem	Sonuç	Kaynaklar
Three-dimensional FEM analysis of stress distribution in dynamic maxillary canine movement	Jing Yan, Han XiangLong, Cheng BiHuan, Bai Ding	2013	Stres dağılımını analiz etmek. Dinamik stresi araştırmak.	Üç boyutlu FEM analizi ve sonlu elemanlar metodu kullanıldı	Köpek distalizasyonu boyunca stres dağılımı ve bozunması farklıydı diş hareket modelleri(devrilme ve bedensel hareket). Çeviri daha düşük ve daha düzgün bir stres dağılımı üretmiştir özellikle PDL'de devrilme hareketi. Özellikle ilk adım devrilme hareketi sırasında PDL'de ki stres bedensel hareket sırasında daha yüksek. Böylece periodontal doku için çeviri daha sağlıklı bir alternatif olabilir.	Yan vd., 2013
Effect of Thermal Stresses on the Mechanism of Tooth Pain	Iman Z. Oskui, MSc, Mohammed N. Ashtiani, MSc, Ata Hashemi, PhD, PEng, and Hamid Jafarzadeh, DDS, MSc	2014	Sıcak ve soğuk beverlerin olumsuz etkilerini karşılaştırmak ve sağlam bir diş üzerinde duyum mekanizması ardından fiziksel diş ağrılarının hidrodinamik teorisini desteklemek	Üç boyutlu sonlu elemanlar analizi premolar üzerinde yapıldı. Modele sıcak ve soğuk termal yüklemelere maruz bırakıldı. Isı yayılımı ve stres tespiti için geçen zamanlar ağrı hissi pulpa-dentin kavşağında hesaplandı	Sağlam diş soğuk yüklemeye karşı oldukça hassas. Daha erken sıcaklıktan ziyade mekanik gerilimde değişiklikler pulpa-dentin kavşağında diş ağrısının olduğunu gösterdi. Aşırı çekme gerilmesi emaye içinde soğuk yüklemelerde hasar meydana gelmiştir.	Oskui vd., 2014
Sonlu Elemanlar Stres Analizi ve Restoratif Diş Hekimliğinde Kullanımı	Ertan Taşkınsel, Hasan Önder Gümüş	2014	Sonlu elemanlar analizinin diş hekimliğinde ki önemi	Sonlu elemanlar stres analizi ve restoratif diş hekimliğindeki uygulama alanlarıyla ilgili genel bir bakış açısı sunulmaya çalışılmıştır.	Daha başarılı restorasyonlar yapılabilmesi için ağız içi biyo mekaniğin daha iyi anlaşılması gerekmektedir. Gerçeğe daha yakın sonuçlar vermesi, daha az zaman alıcı olması gibi avantajlardan dolayı SESA yöntemi restoratif diş hekimliği ve diğer alanlarda da sıklıkla başvurulmuş bir stres analiz yöntemi olmaya devam etmektedir	Taşkınsel vd., 2014

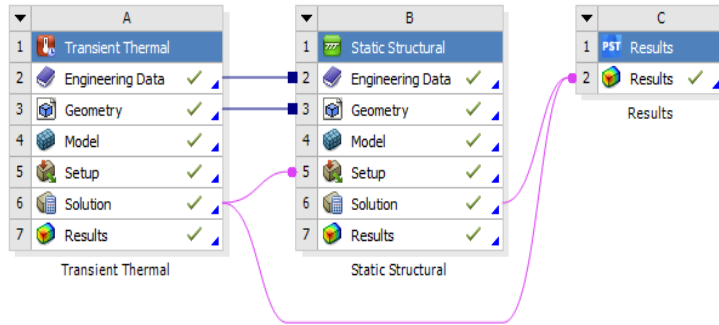
Tablo 2.1. 'in (devamı)

Makale Adı	Yazarı	Yıl	Amacı	Yöntem	Sonuç	Kaynaklar
Three-dimensional finite-element analysis of two ceramic inlay restorations with different cavity designs	Sedat Guven, Mehmet Akdogan, Cihan Oz, Mehmet Sinan Dogan, Mehmet Unal, Server Unal ve Cafer Sahbaz	2015	Faklı boşluk tasarımlarına sahip iki seramik dolgu malzemesinin dolguda ki gerilimler üzerindeki etkisini incelemek	Parametrik dolgu modellerinin biyomekanik analizi dental çalışmalarda sıklıkla kullanılan FE yöntemi kullanılarak gerçekleştirilmiştir.	Zirkonya seramiği porselen seramiğe göre üstün dayanılabilirlik sergilemiştir. Ayrıca sonuçlar daha iyi köşeleri yuvarlatılmış dolgu uygulanan dikey kuvvet altında stres dağılımı önceki uygulamalarla uyumludur. Porselen seramik en fazla gerilimi toplamış ve bunların çoğu diş aktarılmıştır. En çok tercih edilen dolgu restorasyon malzemesi zirkonya seramiktir. Çünkü yapısı içindeki stresi tuttu yani diş yapısından daha az stres aktarıldı.	Guven vd., 2015
Dental Ceramics: Part I – An Overview of Composition, Structure and Properties	P. Jithendra Babu, Rama Krishna Alla, Venkata Ramaraju Alluri, Srinivasa Raju Datla, Anusha Konakanchi	2015	Dental seramiklerin diş hekimliğindeki önemi	Literatür araştırması	Doğal estetik ve biyouyumluluğu ile diş hekimliğinde önemli rol üstlenmektedir.	Babu vd., 2015

Literatürde yapılan çalışmalardan da görüldüğü üzere sadece sıcaklığın sağlam diş, dolgu malzemeleri ve implantlar üzerinde oluşturduğu gerilimler incelenmiş ya da sadece kuvvetin sağlam diş, dolgu malzemeleri, implant ve çene kemiğinin üzerinde oluşturduğu gerilmeler incelenmiştir. Fakat günlük hayatta genellikle içecek ile yiyecek eş zamanlı tüketildiği için literatürde yapılan çalışmalar bu durumu karşılamada yetersiz kalmaktadır. Bu sebepten dolayı bu tez çalışmasında eş zamanlı ısı ve bası gerilimine dayanaklı bir dolgu malzemesinin özelliklerinin sayısal olarak belirlenmesi için çalışma yapılmıştır.

3. GEREÇ ve YÖNTEM

Bu çalışmada, sağlam diş ve hasara uğramış (dolgulu) diş için 60°C ve 7°C sıcaklık altında kuvvet uygulanması sonucunda, sağlam diş ve hasara uğramış (dolgulu) dişler üzerindeki gerilmeler ve yer değişimlerinin incelenebilmesi için dişlerin üç boyutlu modelleri CAD programları yardımıyla oluşturulmuştur. Günlük hayatta genellikle sıcak (60°C) ve soğuk (7°C) içecek ile yiyecek eş zamanlı tüketildiği için sağlam diş ve hasara uğramış (dolgulu) dişlere ısı ve bası gerilmeleri eş zamanlı uygulanmaktadır. Bu sebepten dolayı çalışmada Zamana Bağlı Isıl- Yapısal (Transient Thermal) analiz ile birlikte Statik Yapısal (Static Structural) analiz bir arada incelenmiştir (Şekil 3.4). Şekil 3.4’de görüleceği üzere Zamana Bağlı Isıl-Yapısal analiz çözdürüldükten sonra çözümün sayısal verileri alınıp Statik yapısal analize aktarılmış ve Statik yapısal analizdeki sınır koşulları girilerek analiz gerçekleştirilmiştir. Sağlam diş, dolgulu diş ve amalgam dolgu uygulanmış dişler için 3 ayrı model tasarlanmıştır. Amalgamların ısı iletiminin yüksek olmasından dolayı amalgam dolgu uygulanacak dişlerin altına daha yalıtkan bir malzeme kullanıldığından amalgam dolgu uygulanmış diş için ayrı bir model kullanılmıştır.

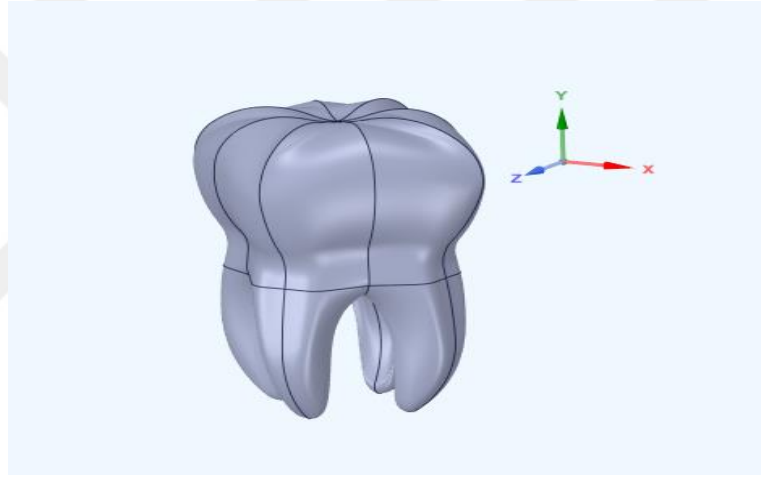


Şekil 3.4. Ansys kartvizit görüntüsü

3.1. Geometrik Modellerin Oluşturulması

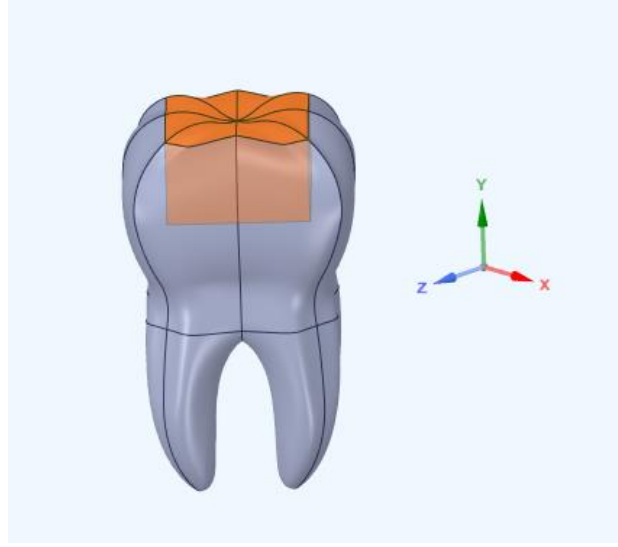
3.1.1. Sağlam ve Hasara Uğramış (Dolgulu) Dişin Modellenmesi

Besinlerin ağızda öğütölmesi aşamasında, azı dişler diğler dişlere oranla daha fazla görev almakta ve daha fazla yüke maruz kalmaktadır. Bu durum azı dişlerin daha sık deformasyona uğramasına ve çürümesine sebep olmaktadır. Bu nedenlerle analizler için azı diş seçilmiştir. Modelleri oluşturmak amacıyla Gümüşhane ilimizde görev yapmakta olan Dt. Arif Hikmet Eskicioğlu muayenesinde 35 yaşındaki kadın bir hastanın azı dişi üzerinde çalışılmıştır. Sert alçı dökölerek diş ölçöleri alınmış ve diş katı modelleri oluşturulmuştur. CAD programları yardımıyla oluşturulan üç boyutlu katı model Şekil 3.5’de gösterilmiştir.



Şekil 3.5. Sağlam diş modeli

Hasara uğramış (Dolgulu) diş modeli için CAD programları yardımıyla oluşturulan üç boyutlu sağlam diş katı modeli 5 mm derinliğinde oyularak %28.6 dolgu malzemesi olacak şekilde yerleştirilmiştir (Şekil 3.6).



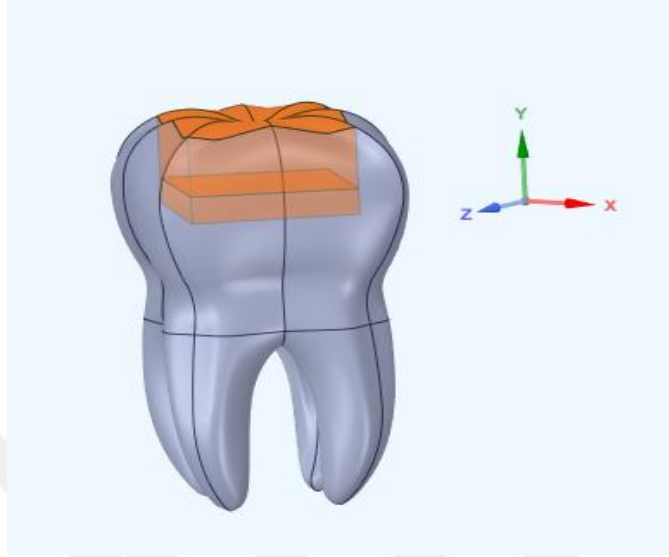
Şekil 3.6. Hasara uğramış (dolgulu) diş modeli

Diş ile dolgu malzemesi arasında oluşan otomatik temas kontağın Ansys görüntüsü tablo olarak aşağıda verilmiştir. Diş ile dolgu malzemesi sıcak veya soğuk bir içecek içildiğinde aynı genleşme ve sıkışma davranışı göstermezler. Dolgu ile diş arasındaki bu farklı davranışları görmek için temas kontağı uygulanmıştır (Şekil 3.7).

Model (A4) > Connections > Contacts > Contact Regions	
Object Name	Contact Region
State	Fully Defined
Scope	
Scoping Method	Geometry Selection
Contact	13 Faces
Target	13 Faces
Contact Bodies	Montaj 2 Alt 1*Montaj 2 Alt 2*Alt 1_Montaj 2 Alt 3*Alt 2_Alt 1_Montaj 2 d_s-c_z_m_2 Cisim1
Target Bodies	Montaj 2 Alt 1*Montaj 2 Alt 2*Alt 1_Montaj 2 Alt 3*Alt 2_Alt 1_Montaj 2 d_s-c_z_m_2 Cisim2
Protected	No
Definition	
Type	Bonded
Scope Mode	Automatic
Behavior	Program Controlled
Trim Contact	Program Controlled
Trim Tolerance	8.5786e-002 mm
Suppressed	No
Advanced	
Formulation	Program Controlled
Small Sliding	Program Controlled
Detection Method	Program Controlled
Elastic Slip Tolerance	Program Controlled
Thermal Conductance	Program Controlled
Pinball Region	Program Controlled
Geometric Modification	
Contact Geometry Correction	None
Target Geometry Correction	None

Şekil 3.7. Temas kontağın Ansys görüntüsü

Amalgam dolgu için oluşturulan katı modelde dolgu malzemesinin altı 2 mm derinliğinde oyularak güta perka malzemesi yerleştirilmiştir (şekil 3.8).



şekil 3.8. Amalgam dolgu uygulanmış bir diş için katı modeli

3.2. Oluşturulan Katı Modellerin Sonlu Elemanlar Analizi için Hazırlanması

3.2.1. Sağlam Diş Katı Modelinin Sonlu Elemanlar Analizi için Hazırlanması

FEM analizinde eleman boyutu küçülüp sayısı arttıa çözümün hassasiyeti de artmaktadır. Ayrıca eleman rijitliğini artırıp gerilim yığılmalarına da sebep olmaktadır. Bu durum çözüm zamanını, çözüm doğruluğunu ve sabit diskte kapladığı alanı arttırmaktadır. Hesaplamayı kolaylaştırmak üzere mümkün olan en az sayıda eleman sayısı ile en yüksek kalitede ağ yapısı oluşturulmuştur.

Modelleri oluşturan yapıların her birine, mekanik özelliklerini tanımlayan malzeme değerleri Tablo 3.2’ de, termal özellikleri ise Tablo 3.3’ de verilmiştir. Bu değerler literatürdeki ortalama değerlerdir (Ersöz vd., 1999; Motawea vd., 2007).

Tablo 3.2. Malzemelerin mekanik özellikleri (Ersöz vd., 1999; Motawea vd., 2007; Toparlı 2003; Hashemipour vd., 2010).

Malzeme	Yoğunluk (kg/m^3)	E (MPa)	ν	Akma Dayanımı (MPa)
Dentin	2000	18600	0.31	51
Amalgam	10500	13720	0.33	48
Kompozit	2000	6500	0.28	52
Porselen	2400	68900	0.28	69
Cam İyonomer	2100	12162	0.30	29
Güta-Perka	970	78.4	0.40	15.27

Tablo 3.3. Malzemelerin termal özellikleri (Ersöz vd., 1999; Motawea vd., 2007; Hashemipour vd., 2010).

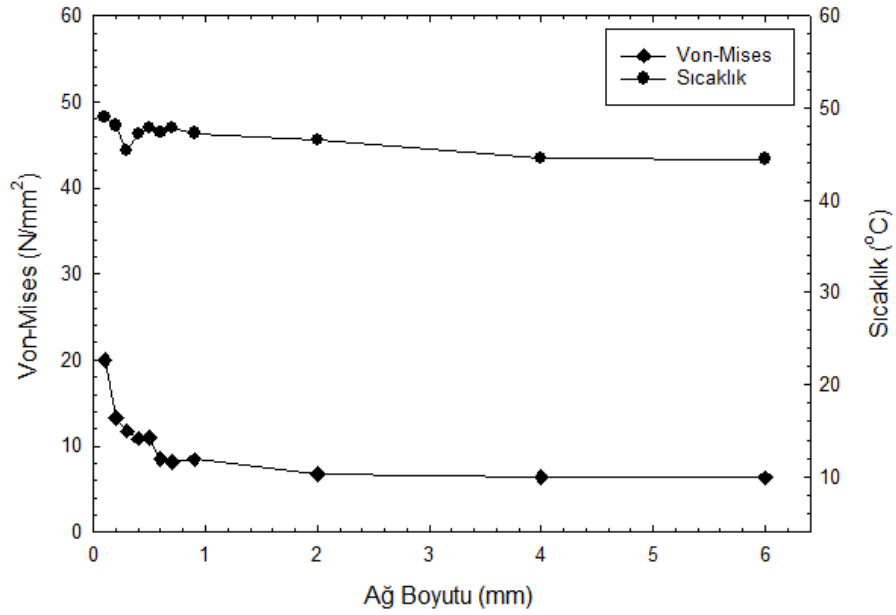
Malzeme	Isı İletkenlik Katsayısı (k) [W/m. °K]	Özgül Isı (c_p) [J/kg°K]
Dentin	0.57	1380
Amalgam	23.1	240
Kompozit	1.26	820
Porselen	0.03	210
Cam İyonomer	0.616	750
Güta-Percha	0.16	0.69

Analizde en yüksek değerlere ulaşmak ve limit durumlarda dişlerin davranışını belirlemek için diş içerisinde bulunan dokular tüm modellerde homojen bir yapı olarak kabul edilmiştir.

Sayısal çözümlerde ağ boyutu küçülmesi, malzemenin daha fazla rijitleşmesine ve bunun sonucunda da malzeme üzerinde daha fazla gerilim yığılmalarına sebep olmaktadır. Bu ise oldukça yanlış sonuçlara götürmektedir. Bu durumu ortadan kaldırmak ve ağ bağımsız çözümü elde etmek için yapılan analizler tablo ve grafik halinde sunulmuştur. Ağ bağımsız çözüm Tablo 3.4 ve grafik olarak da Şekil 3.9'da gösterilmiştir. Çözüm sonucunda; Statik yapısal analizde 2 mm, sıcaklık analizinde ise 0.4 mm ağ boyutu kullanılmasının uygun olacağı belirlenmiştir. Zamana Bağlı Isıl-Yapısal analiz yapıldıktan sonra elde edilen sayısal veriler alınıp Statik yapısal analize aktararak modele 2 mm ağ boyutu tanımlanmıştır.

Tablo 3.4. Model üzerinde ağ çözünürlüğü için von-mises ve sıcaklık değişimi

Ağ Boyutu (mm)	Von-Mises (MPa)	Sıcaklık (°C)
6	6.3173	44.45
4	6.3577	44.591
2	6.7637	46.519
0.9	8.4244	47.267
0.7	8.2128	47.787
0.6	8.4645	47.383
0.5	10.9934	47.802
0.4	10.8746	47.237
0.3	11.741	45.365
0.2	13.3105	48.088
0.1	19.9847	48.958

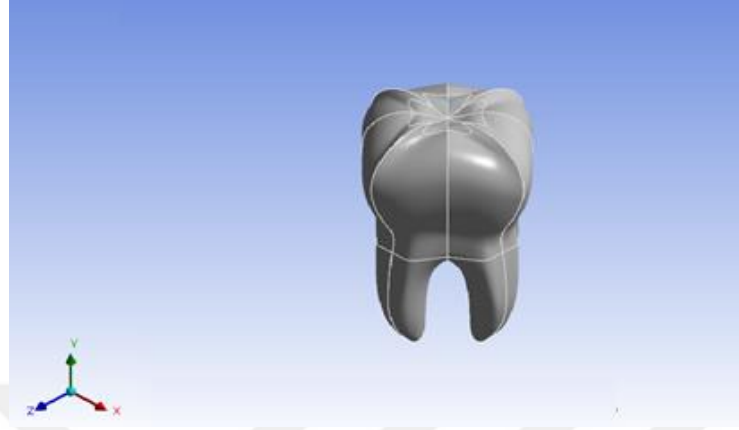


Şekil 3.9. Von-Mises ve sıcaklığın ağ boyutuna göre değişimi

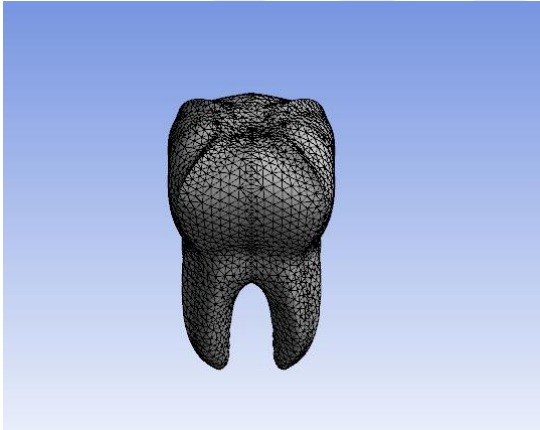
3.2.2. Sağlam Dış Sıcak Bir İçecek İçilmesi Durumu (60°C)

CAD programları yardımı ile elde edilen üç boyutlu katı dış modelleri analizi gerçekleştirilmek üzere ANSYS ortamına alınmıştır (Şekil 3.10). Programın analiz modüllerinden Zamana Bağlı Isıl- Yapısal (Transient Thermal) analiz ile birlikte Statik Yapısal (Static Structural) analiz yöntemi seçilmiştir. Modele ait tüm yüzeylerin ağ yapısı

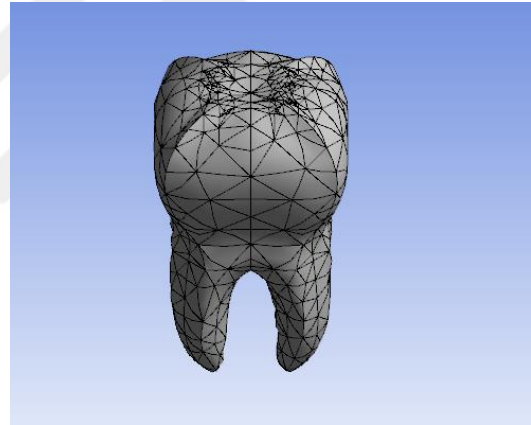
oluşturulduktan sonra malzeme özellikleri ve sınır koşulları tanımlanmıştır (Şekil 3.11, Şekil 3.12).



Şekil 3.10. Sağlam Diş Katı Modeli



Şekil 3.11. Sıcaklık Analizi için Ağ Yapısı

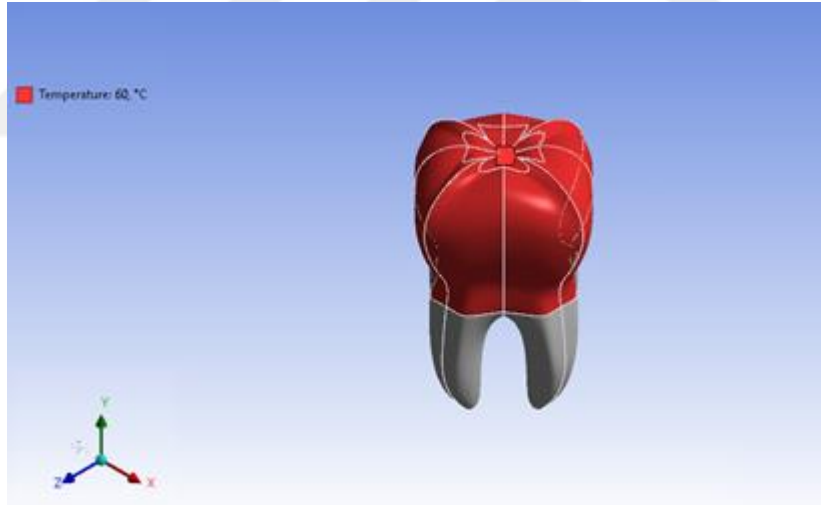


Şekil 3.12. Statik Yapısal Analiz için Ağ Yapısı

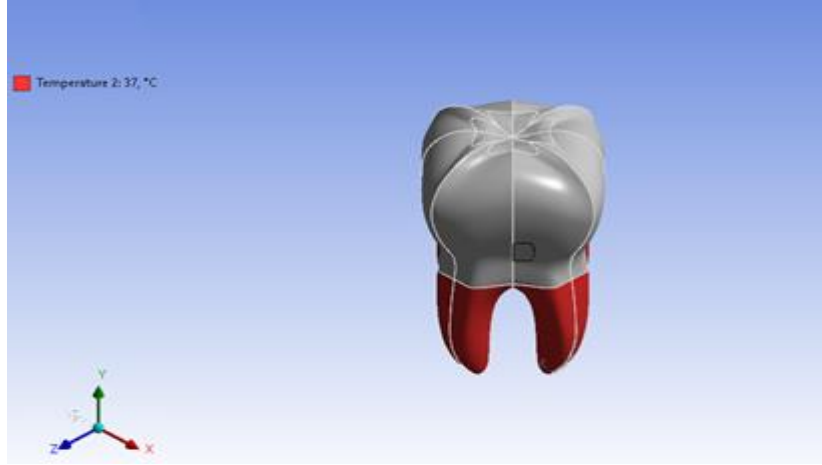
Oskui O.Z vd., yaptıkları çalışmalarda dişler üzerine 60 °C sıcak yükleme ve $500 \frac{J}{m^2s^{\circ}C}$ ısı transfer katsayısı, soğuk yüklemede ise 0 °C uygulayarak 100 saniye sonucunda dişte meydana gelen termal gerilimleri incelemişlerdir. Motawea vd., yaptığı çalışmalarda dolgu dişler üzerinde 60 °C sıcaklık yüklenmesi ve 1 saniyede dişte meydana gelen termal gerilimleri incelemişlerdir. Toparlı M. ve Sasakı S. yaptıkları çalışmalarda dolgulu dişler üzerine sıcak yüklemede 60 °C, soğuk yüklemede ise 15 °C sıcaklık uygulayarak 5 saniye sonucunda dişlerde meydana gelen termal gerilimleri incelemişlerdir. Hashemipour vd., yaptıkları çalışmalarda dişler üzerine $500 \frac{W}{m^2^{\circ}C}$ ısı transfer katsayısı uygulayarak 16 saniye

sonucunda dişlerde meydana gelen termal gerilimleri incelemişlerdir. Ayrıca sıcak ve soğuk içeceklerin sıcaklığını belirlemek için basit deneyler yapılarak en gerçekçi durumlara ulaşılmıştır. Bunun için önce ocak üstünde demlenmiş olan çaydan bir bardak alınarak termometre yardımı ile birkaç kez ölçüm yapılmış, sıcaklığın 58°C-65°C arası olduğu belirlenmiş ve ortalama 60 °C olarak alınmıştır. Yine aynı yöntem ile buz dolabından çıkarılmış bir içecek üzerinde birkaç kez ölçüm yapılmış, sıcaklığın 4°C-10°C arasında olduğu belirlenmiş ve ortalama olarak 7 °C alınmıştır. Bu basit deneyle belirlenen ölçümler ve literatür araştırmaları sonucunda modele uygulanacak sıcaklık sınır koşulları dişin taç kısmına 60 °C sıcaklıkta bir içecek içildiğindeki durum, kök kısmına ise ağız içi sıcaklığı olan 37°C sıcaklık tanımlanmıştır.

Yiyeceğin içeceklerle birlikte (soğuk veya sıcak) ağızda bulundurulma süresi ortalama 16-20 saniye arasında olmaktadır. En uygun durum göz önüne alındığında ve literatür araştırmaları sonucunda toplam analiz süresi 16 saniye olarak belirlenmiştir. (Hashemipour vd., 2010). (Şekil 3.13, Şekil 3.14).

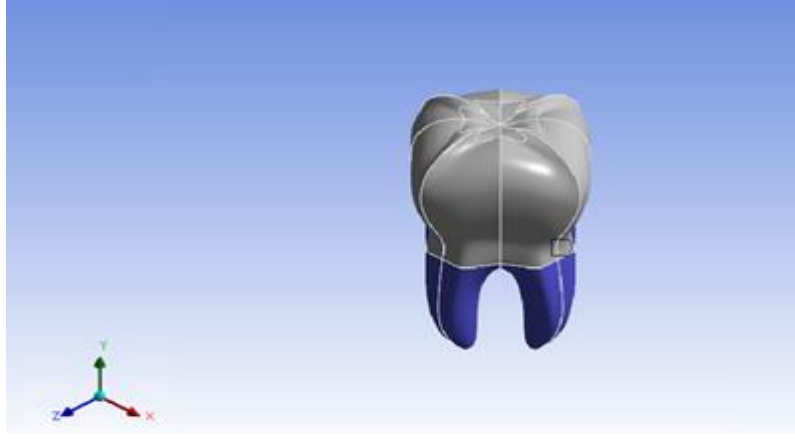


Şekil 3.13. Diş kronu üzerinde 60°C sıcaklık sınır koşulu gösterimi

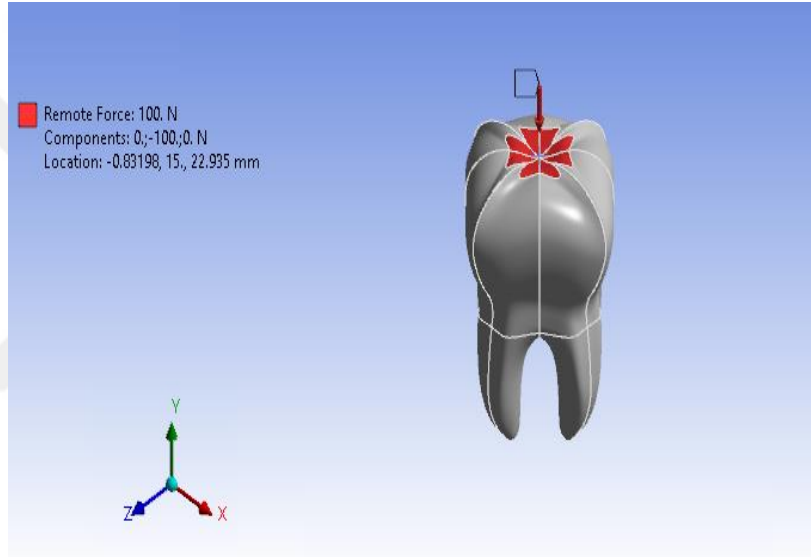


Şekil 3.14. Diş kökü üzerinde 37°C sıcaklık sınır koşulu gösterimi

Guven S., vd., yaptıkları çalışmalarda sağlam dişin 2.5 mm derinliğinde oyarak bir dolgu malzemesi yerleştirmiş ve ardından 250 N, 250/3 N' luk kuvvet uygulayarak dişte meydana gelen von-mises gerilimlerini incelemişlerdir. Eyüpoğlu vd., yaptıkları çalışmalarda tüm materyallerin lineer elastik ve homojen olduğunu kabul etmiş olup sağlam diş ve dolgulu dişler üzerine 300 N, 225 N ve 250 N açılı kuvvet uygulayarak dişler üzerindeki von-mises gerilmelerini incelemişlerdir. Toparlı M. yaptığı çalışmada diş üzerine 45°'lik bir kuvvet uygulayarak dişte meydana gelen von-mises gerilmelerinin incelemiştir. Merji vd., yaptıkları çalışmada dişlere dik yönde 10 N, açılı yönlerde ise 3 N kuvvet uygulayarak diş ve çene kemiğinde meydana gelen von-mises gerilmelerini incelemişlerdir. Yapılan analiz elastik bölgede incelendiği için diş ve dolgu malzemelerinin akma dayanımlarını geçmeyecek ve literatür araştırmaları sonucunda modele uygulanacak kuvvet 100 N olarak belirlenmiştir. Sıcaklık koşulları girildikten sonra literatür araştırmaları sonucunda modele uygulanacak 100 N' luk kuvvetin uygulanması için Zamana Bağlı Isıl-Yapısal (Transient Thermal) analiz ile Statik Yapısal (Static Structural) analiz birleştirilmiştir. Eyüpoğlu vd., Toparlı M. yaptıkları çalışmalarda dişin kök kısmından tüm yönlerdeki hareketini engelleyecek şekilde modellerini sabitlemişlerdir. Literatür araştırmaları sonucunda ve yapılan analizde maksimum durumlara ulaşmak, gerçekçi limit durumları çalışmak için katı diş modeli köklerden sabit mesnet tanımlanarak sabitlenmiştir (Şekil 3.15). Gerçeğe yakın olması ve dişin tüm yönlerde kuvvete maruz bırakılması için yüzey ayırma işlemi yapılmıştır. Şekil 3.16'da görüleceği üzere dişe üstten (-y) yönünden 100 N' luk kuvvet uygulanmış ve 16 saniye boyunca dişte oluşan gerilmeler ve yer değişimleri incelenmiştir.



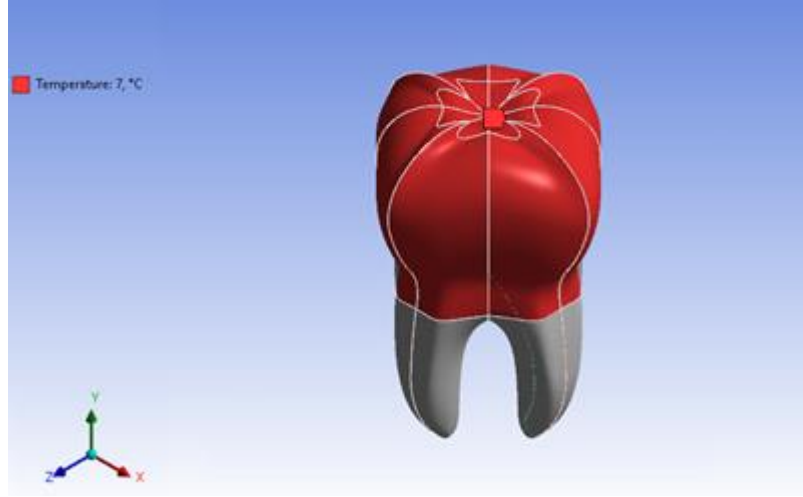
Şekil 3.15. Diş kökünün Sabitlenmesi



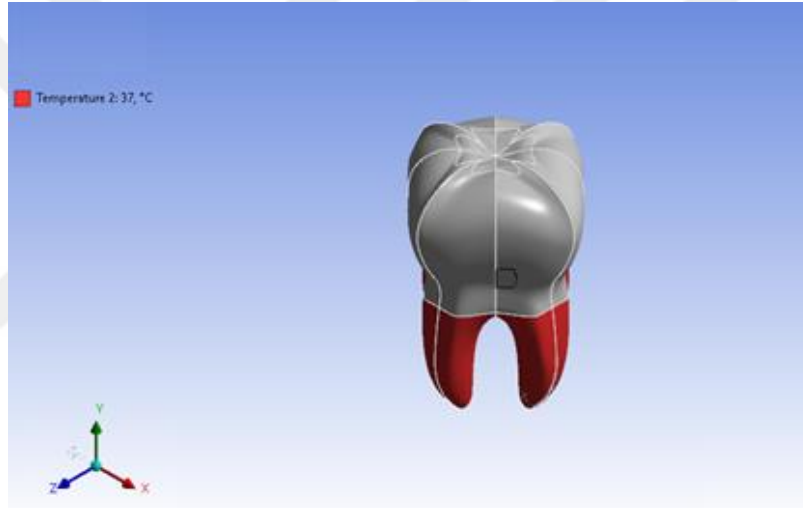
Şekil 3.16. Diş üzerinde kuvvetin uygulandığı ayrılmış bölge

3.2.3. Sağlam Diş Soğuk Bir İçecek İçilmesi Durumu (7°C)

Sınır koşulları olarak dişin taç kısmına 7°C sıcaklıkta bir içecek içildiğindeki durum, kök kısmına ise ağız içi sıcaklığı olan 37°C sıcaklık tanımlanmıştır. Toplam analiz süresi 16 saniye belirlenmiştir. (Şekil 3.17, Şekil 3.18).



Şekil 3.17. Diş kronu üzerinde 7°C sıcaklık sınır koşulu gösterimi



Şekil 3.18. Diş kökü üzerinde 37°C sıcaklık sınır koşulu gösterimi

Sıcaklık koşulları girildikten sonra literatür araştırmaları sonucunda modele uygulanacak 100 N' luk kuvvetin uygulanması için Zamana Bağlı Isıl- Yapısal (Transient Thermal) analiz ile Statik Yapısal (Static Structural) analiz birleştirilmiştir. Katı diş modeli köklerden sabit mesnet tanımlanarak sabitlenmış ve dişin tüm yönlerde kuvvete maruz bırakılması için yüzey ayırma yapılarak üstten (-y) yönünden 100 N' luk kuvvet uygulanmıştır. 16 s boyunca dişte oluşan gerilmeler ve yer değişimleri incelenmiştir. (Şekil 3.15, Şekil 3.16).

Sınır koşulları girildikten sonra analizler gerçekleştirilmiştir. Sağlam diş analizi için yapılan sıcak bir içecek içilmesi (60°C) ve soğuk bir içecek içilmesi (7°C) durumları için yapılan analiz aşamaları hasara uğramış (dolgulu) dişler için ayrı ayrı tekrarlanmıştır.

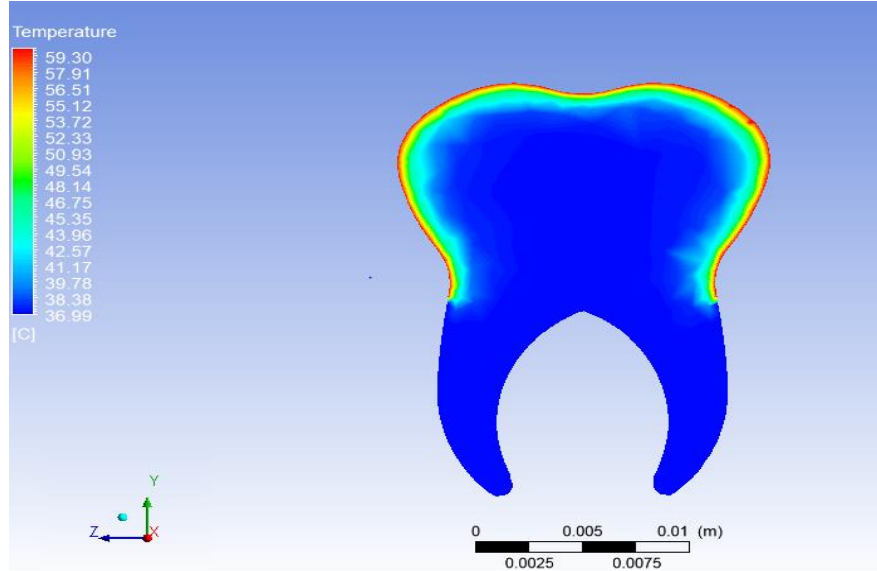
4. BULGULAR

Sağlam diş ve hasara uğramış(dolgulu) dişler için sıcak bir içecek içilmesi (60°C) ve soğuk bir içecek içilmesi (7°C) durumları için 16 s (Hashemipour vd., 2010) boyunca sağlam diş ve hasara uğramış (dolgu) dişlerin sıcaklık değişimleri, von-mises gerilmeleri ve yer değişimleri incelenmiştir. $t=1$, $t= 8$ ve $t= 16$ s sonunda dişte meydana gelen sıcaklık dağılımları, von-mises gerilmeleri ve yer değişimleri incelenmiştir.

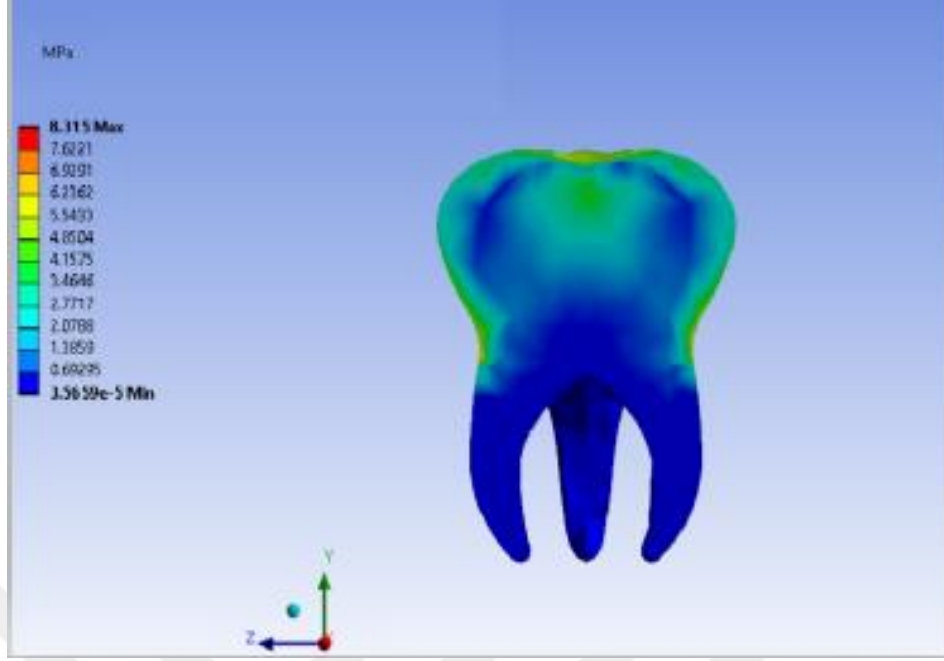
4.1. Sağlam Diş ve Hasara Uğramış (Dolgulu) Dişler için Sıcak Bir İçecek İçilmesi Durumu (60°C) Analizi

4.1.1. Sağlam Diş için Sıcak Bir İçecek İçilmesi Durumu (60°C) Analizi

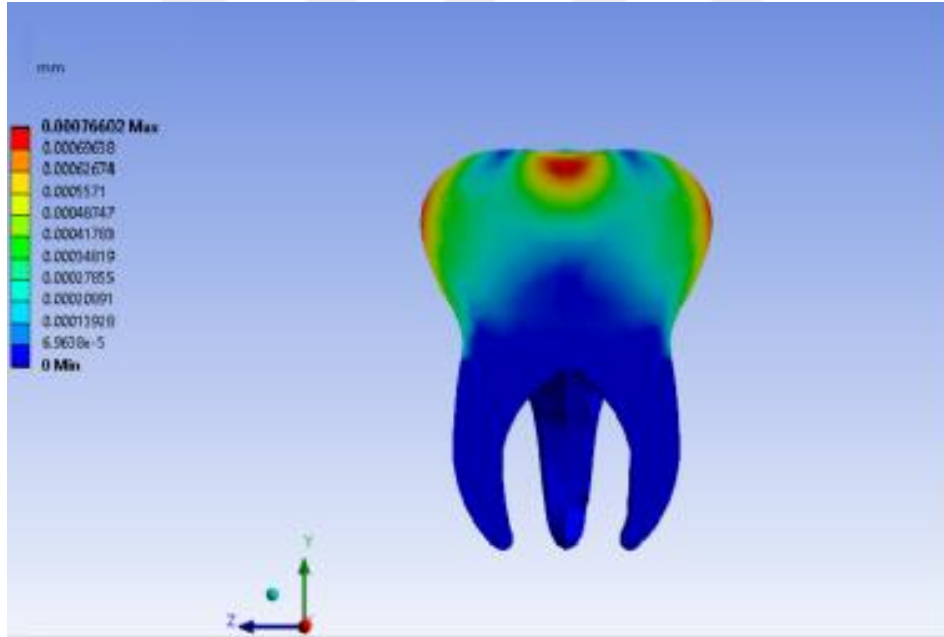
Sağlam diş ve hasara uğramış (dolgu) dişler için sınır koşulları olarak dişin taç kısmına 60°C sıcaklıkta bir içecek içildiğindeki durum ile birlikte 100N'luk kuvvet altında 16 s süre boyunca incelenmiştir. Sağlam dişte $t=1$ s sonunda elde edilen sıcaklık dağılımı, von-mises gerilmeleri ve yer değişimlerinin kesit görünüşleri Şekil 4.19.a, Şekil 4.19.b ve Şekil 4.19.c' de gösterilmiştir.



Şekil 4.19.a. $t=1$ s de sağlam diş için sıcaklık dağılımı ($^{\circ}\text{C}$)

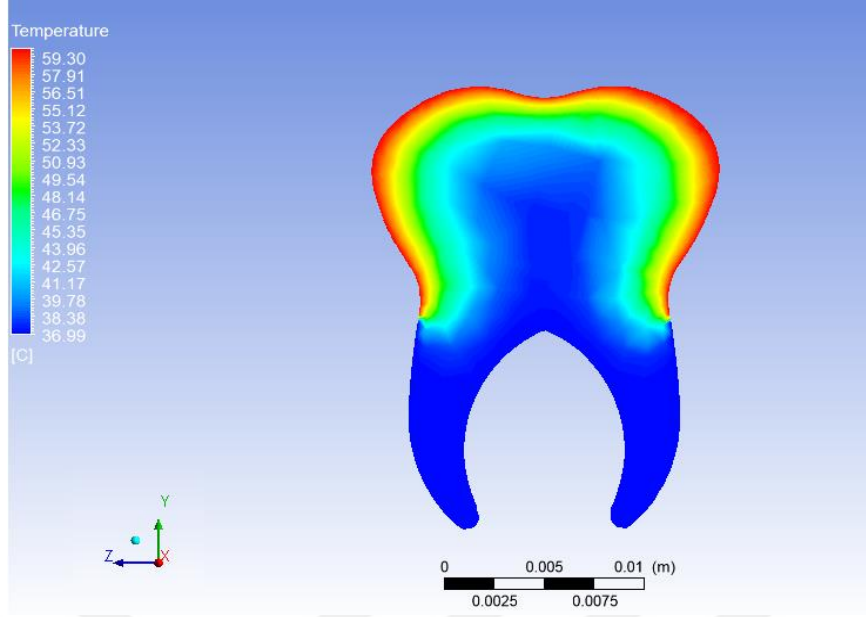


Şekil 4.19.b. $t=1$ s de sağlam diş için von-mises dağılımı (MPa)

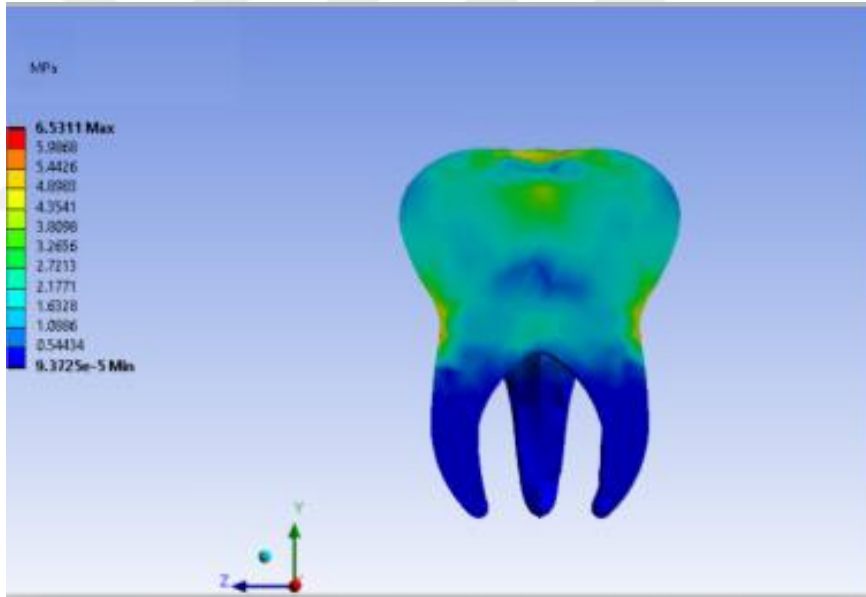


Şekil 4.19.c. $t=1$ s de sağlam diş için yer değişimi (mm)

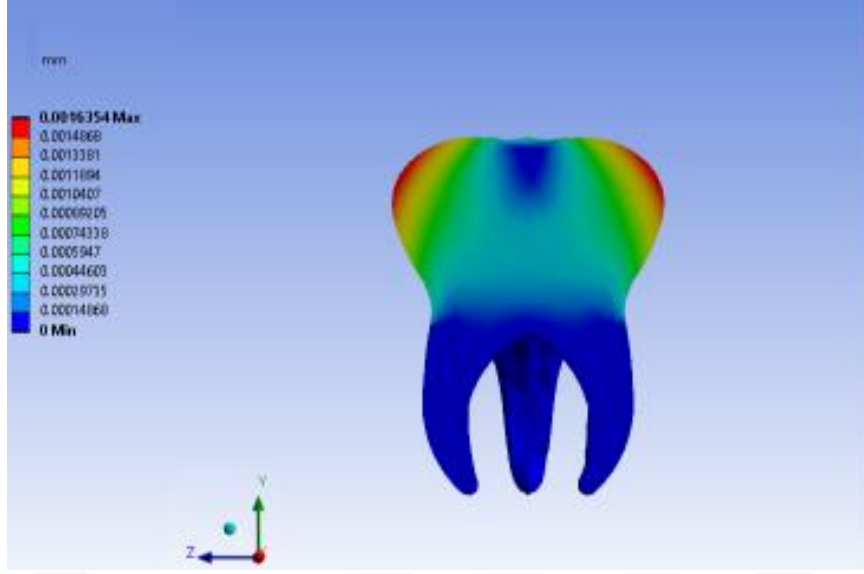
Sağlam dişte $t=8$ s sonunda elde edilen sıcaklık dağılımı, von-mises gerilmeleri ve yer değişimlerinin kesit görünüşleri Şekil 4.20.a, Şekil 4.20.b ve Şekil 4.20.c' de gösterilmiştir.



Şekil 4.20.a. t=8 s de sağlam diş için sıcaklık dağılımı (°C)

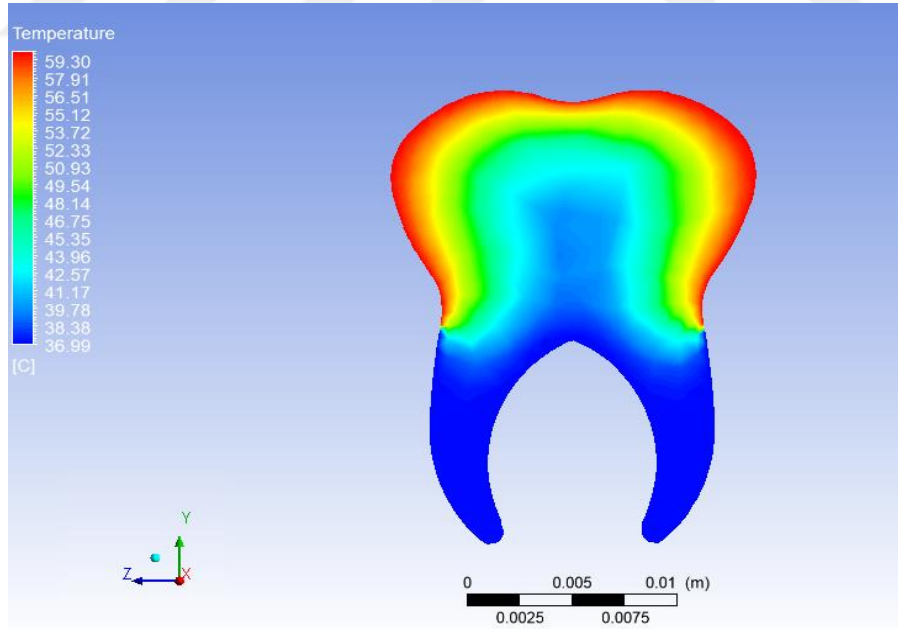


Şekil 4.20.b. t=8 s de sağlam diş için von-mises dağılımı (MPa)

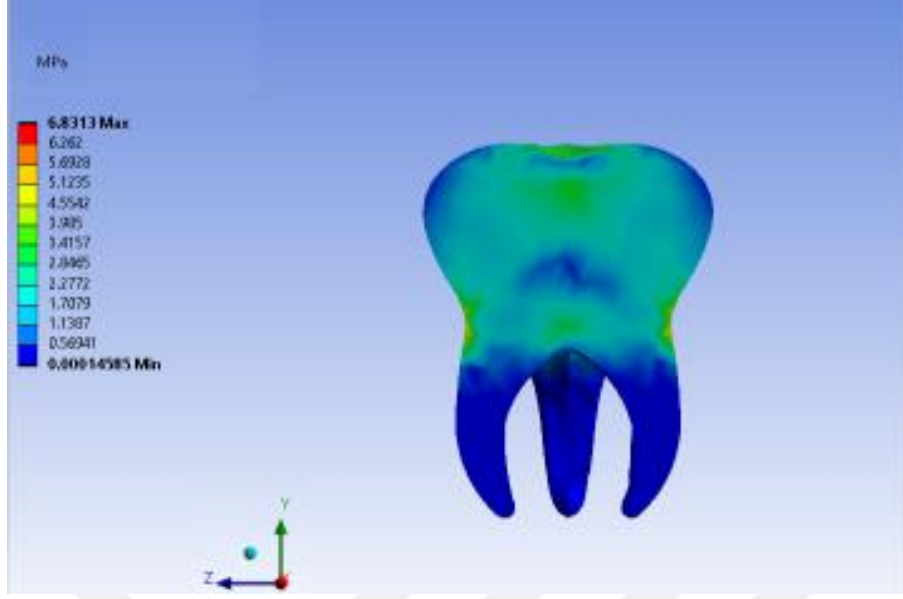


Şekil 4.20.c. $t=8$ s de sağlam diş için yer değişimi (mm)

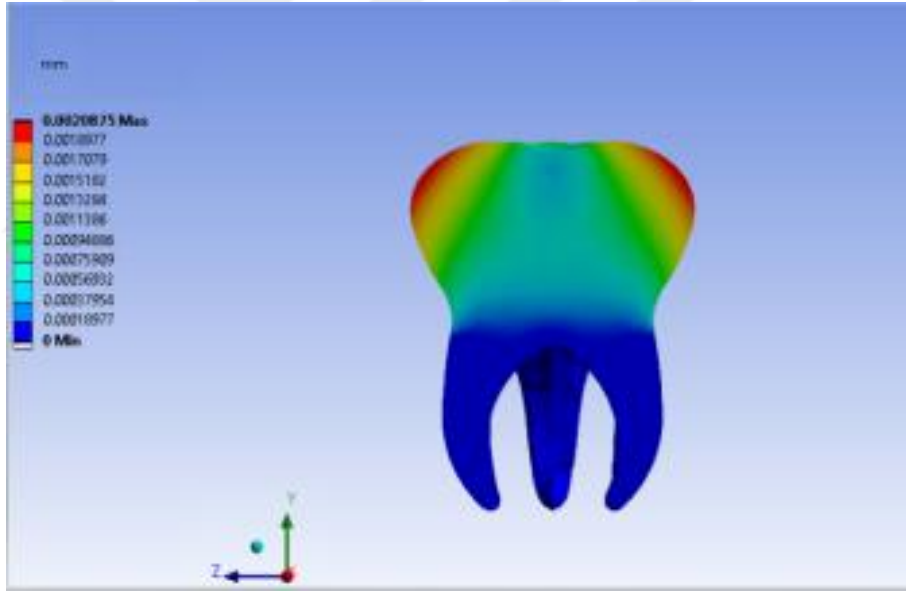
Sağlam dişte on altıncı saniye ($t=16$ s) sonunda elde edilen sıcaklık dağılımı, von-mises gerilmeleri ve yer değişimlerinin kesit görünüşleri Şekil 4.21.a, Şekil 4.21.b ve Şekil 4.21.c' de gösterilmiştir.



Şekil 4.21.a. $t=16$ s de sağlam diş için sıcaklık dağılımı ($^{\circ}\text{C}$)



Şekil 4.21.b. t=16 s de sağlam diş için von-mises dağılımı (MPa)

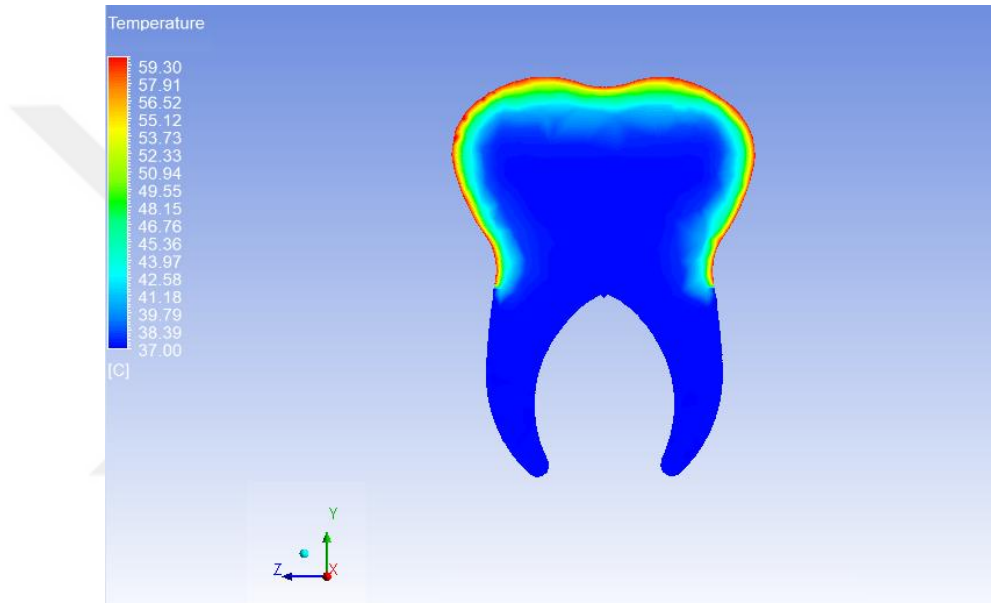


Şekil 4.21.c. t=16 s de sağlam diş için yer değişimi (mm)

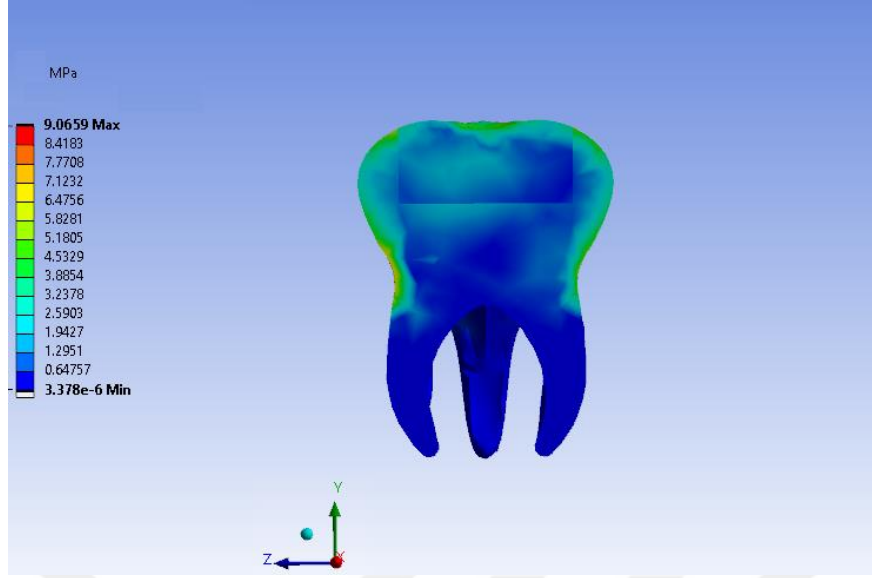
Şekil 4.19.b, Şekil 4.19.c, Şekil 4.20.b, Şekil 4.20.c, Şekil 4.21.b ve Şekil 4.21.c'den de görüldüğü üzere sağlam dişlerde sıcaklık artıktıkça malzemenin genleşmesinden dolayı Von-Mises gerilmesi azalırken yer değiştirmesi artmaktadır. Diş sekiz saniye sonra yavaş yavaş eski sıcaklığına geri dönmelerinden dolayı sekiz saniye sonra von-mises gerilmesinde bir miktar artış görülmektedir.

4.1.2. Kompozit Dolgu Uygulanmış Dişler için Sıcak Bir İçecek İçilmesi Durumu (60°C) Analizi

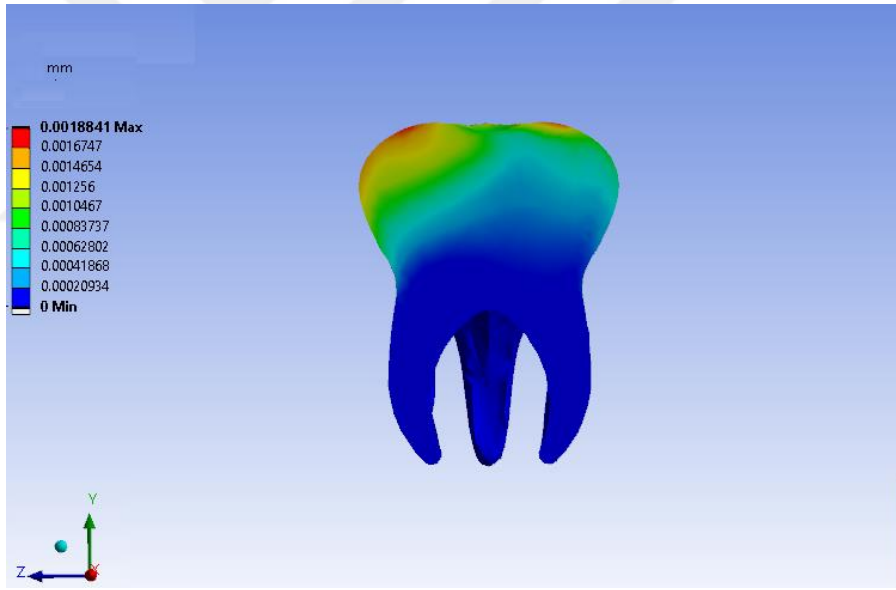
Analiz sonuçlarında kompozit dolgu uygulanmış diş için sınır koşulları olarak dişin taç kısmına 60°C sıcaklıkta bir içecek içildiğindeki durum ile birlikte 100N'luk kuvvet altında 16 s boyunca incelenmiştir. Kompozit dolgu uygulanmış dişte birinci saniye ($t=1$ s) sonunda elde edilen sıcaklık dağılımı, von-mises gerilmeleri ve yer değişimlerinin kesit görüntüleri Şekil 4.22.a, Şekil 4.22.b ve Şekil 4.22.c' de gösterilmiştir.



Şekil 4.22.a. $t=1$ s de kompozit dolgu uygulanmış diş için sıcaklık dağılımı (°C)

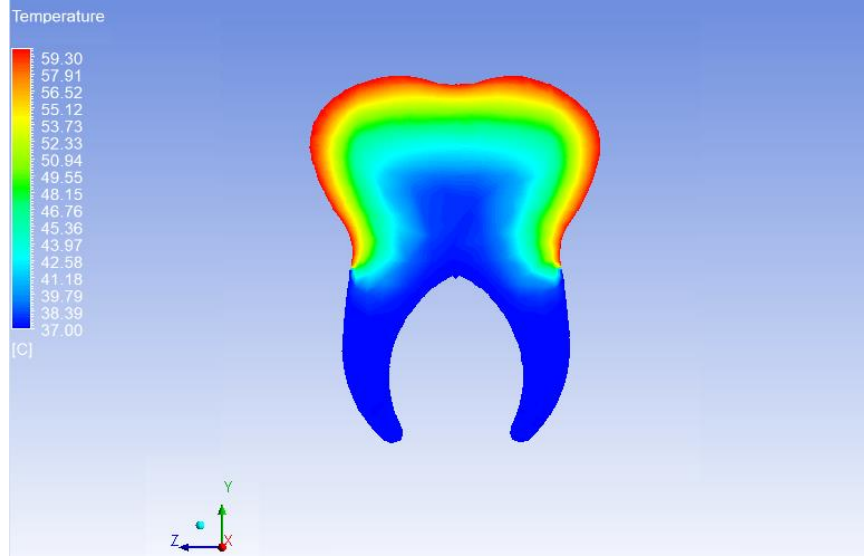


Şekil 4.22.b. $t=1$ s de kompozit dolgu uygulanmış diş için von-mises dağılımı (MPa)

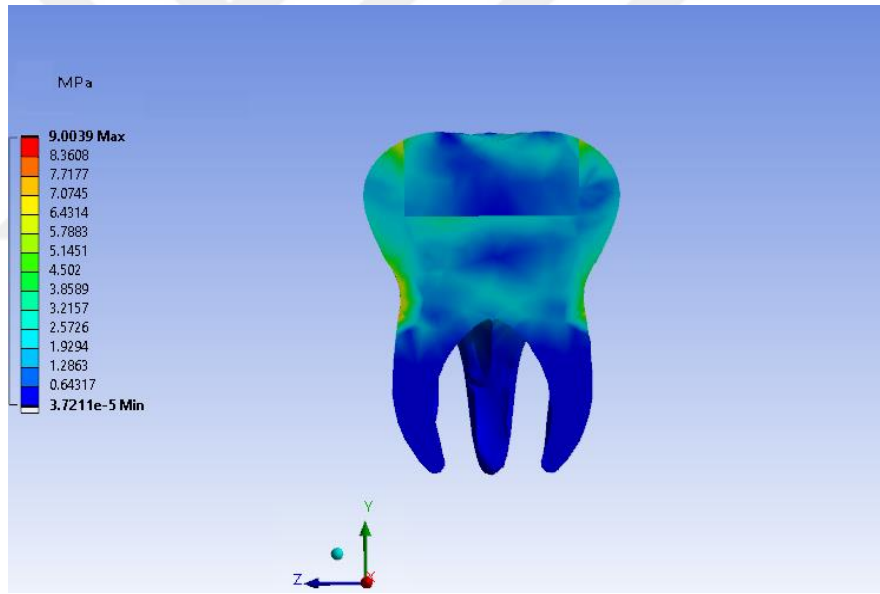


Şekil 4.22.c. $t=1$ s de kompozit dolgu uygulanmış diş için yer değişimi (mm)

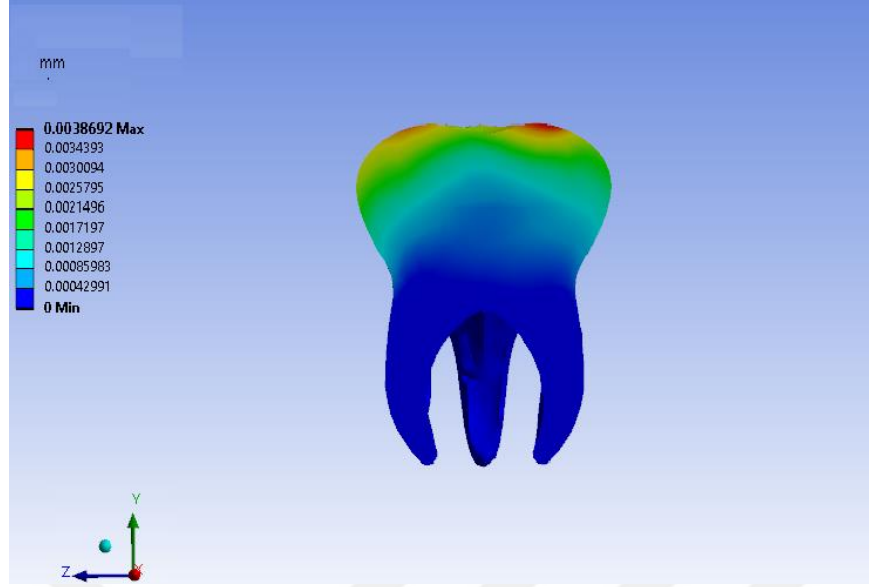
Kompozit dolgu uygulanmış dişte sekizinci saniye ($t=8$ s) sonunda elde edilen sıcaklık dağılımı, von-mises gerilmeleri ve yer değişimlerinin kesit görünüşleri Şekil 4.23.a, Şekil 4.23.b ve Şekil 4.23.c’de gösterilmiştir.



Şekil 4.23.a. $t=8$ s de kompozit dolgu uygulanmış diş için sıcaklık dağılımı ($^{\circ}\text{C}$)

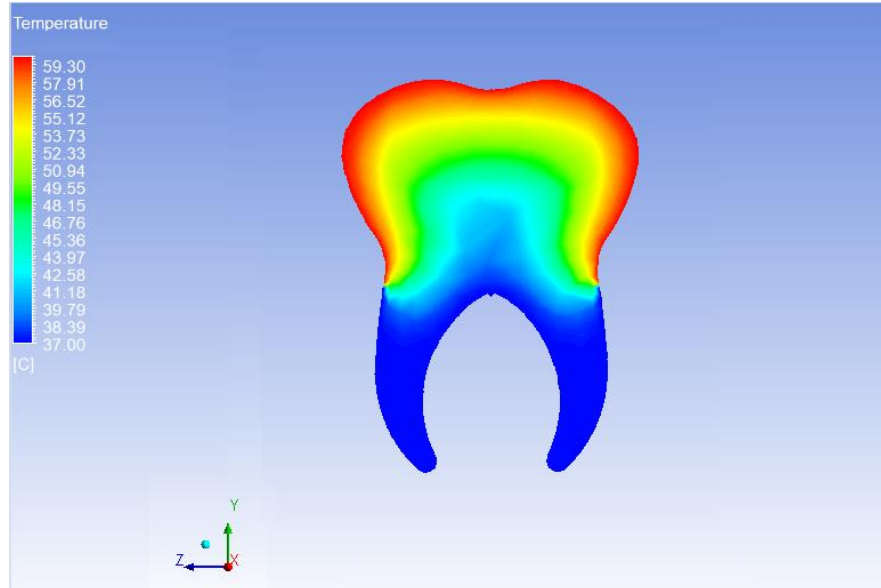


Şekil 4.23.b. $t=8$ s de kompozit dolgu uygulanmış diş için von-mises dağılımı (MPa)

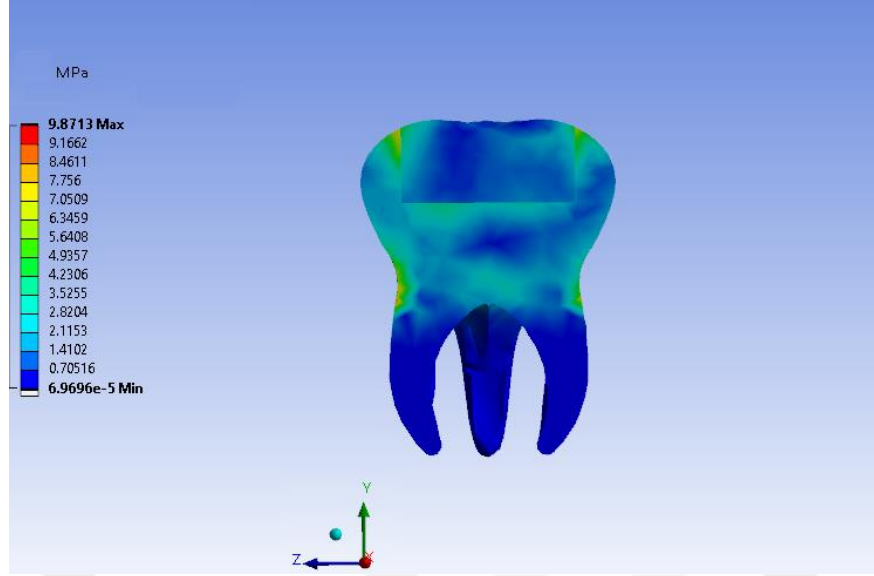


Şekil 4.23.c. $t=8$ s de kompozit dolgu uygulanmış diş için yer değişimi (mm)

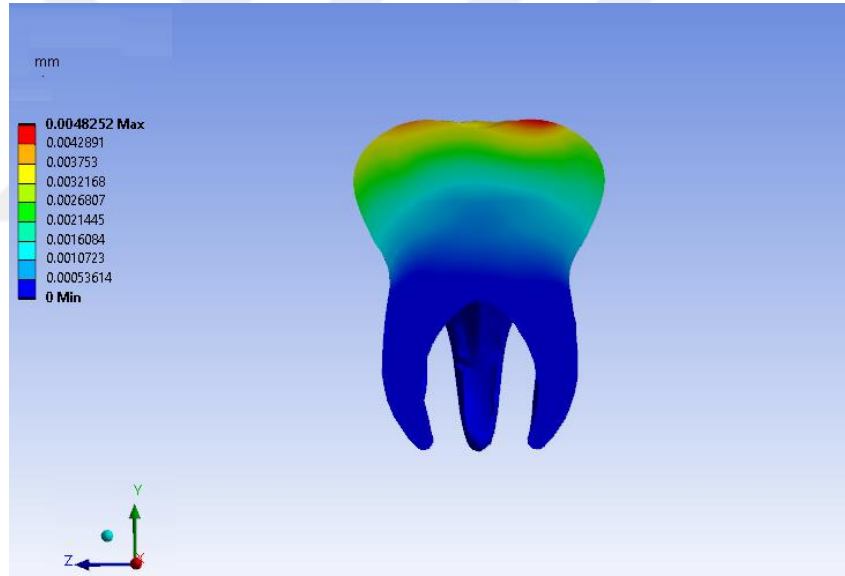
Kompozit dolgu uygulanmış dişte on altıncı saniye ($t=16$ s) sonunda elde edilen sıcaklık dağılımı, von-mises gerilmeleri ve yer değişimlerinin kesit görüntüleri Şekil 4.24.a, Şekil 4.24.b ve Şekil 4.24.c' de gösterilmiştir.



Şekil 4.24.a. $t=16$ s de kompozit dolgu uygulanmış diş için sıcaklık dağılımı ($^{\circ}\text{C}$)



Şekil 4.24.b. $t=16$ s de kompozit dolgu uygulanmış diş için von-mises dağılımı (MPa)

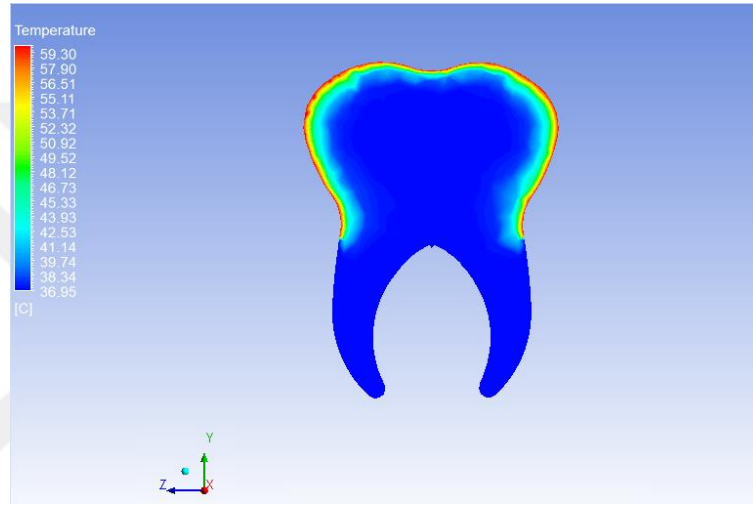


Şekil 4.24.c. $t=16$ s de kompozit dolgu uygulanmış diş için yer değişimi (mm)

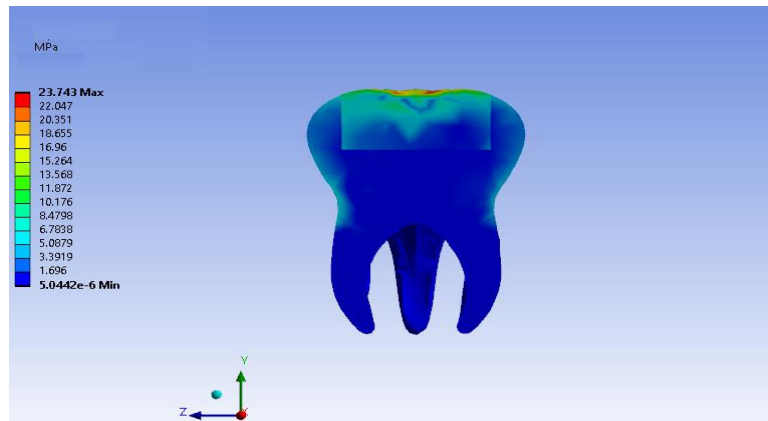
Şekil 4.22.a, Şekil 4.23.a ve Şekil 4.24.a'da görüleceği üzere kompozit dolgu uygulanmış dişin ısı iletim katsayısı sağlam dişin ısı iletim katsayısından yüksek olduğundan, kompozit dolgu uygulanmış dişin diş köklerine sıcaklık iletimi sağlam dişe göre daha hızlıdır. Şekil 4.22.b, Şekil 4.23.b ve Şekil 4.24.b'de kompozit dolgu uygulanmış dişte sıcaklık arttıkça von-mises gerilmesi artmaktadır. Şekil 4.22.c, Şekil 4.23.c ve Şekil 4.24.c'de ise kompozit dolgu uygulanmış dişte sıcaklık arttıkça dişte oluşan yer değiştirme de artmaktadır.

4.1.3. Porselen Dolgu Uygulanmış Dişler için Sıcak Bir İçecek İçilmesi Durumu (60°C) Analizi

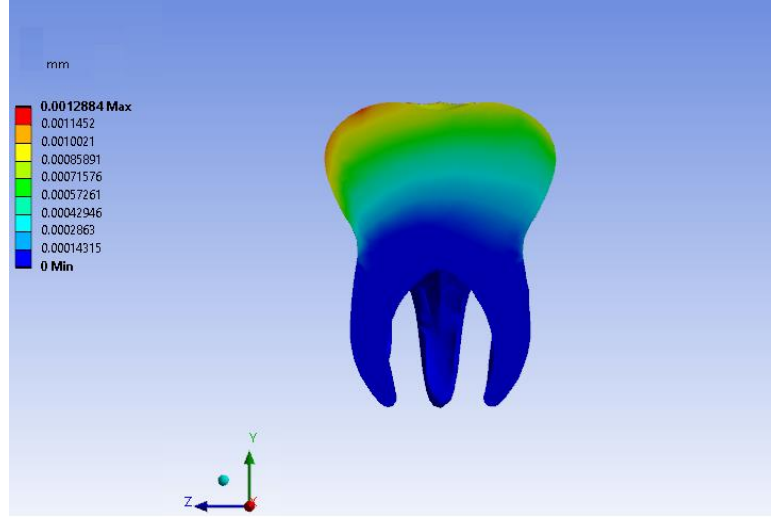
Porselen dolgu uygulanmış diş için sınır koşulları olarak dişin taç kısmına 60°C sıcaklıkta bir içecek içildiğindeki durum ile birlikte 100N'luk kuvvet altında 16 s süre boyunca incelenmiştir. Porselen dolgu uygulanmış dişte birinci saniye ($t=1$ s) sonunda elde edilen sıcaklık dağılımı, von-mises gerilmeleri ve yer değişimlerinin kesit görünüşleri Şekil 4.25.a, Şekil 4.25.b ve Şekil 4.25.c' de gösterilmiştir.



Şekil 4.25.a. $t=1$ s de porselen dolgu uygulanmış diş için sıcaklık dağılımı (°C)

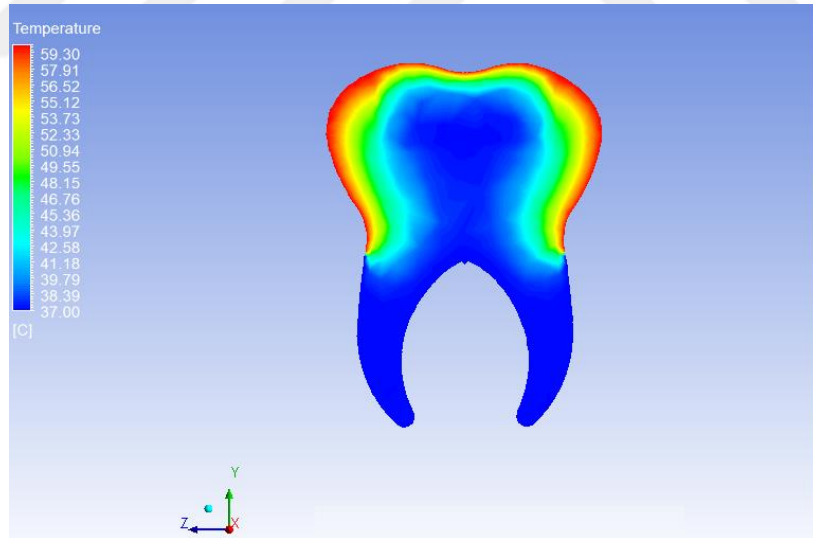


Şekil 4.25.b. $t=1$ s de porselen dolgu uygulanmış diş için von-mises dağılımı (MPa)

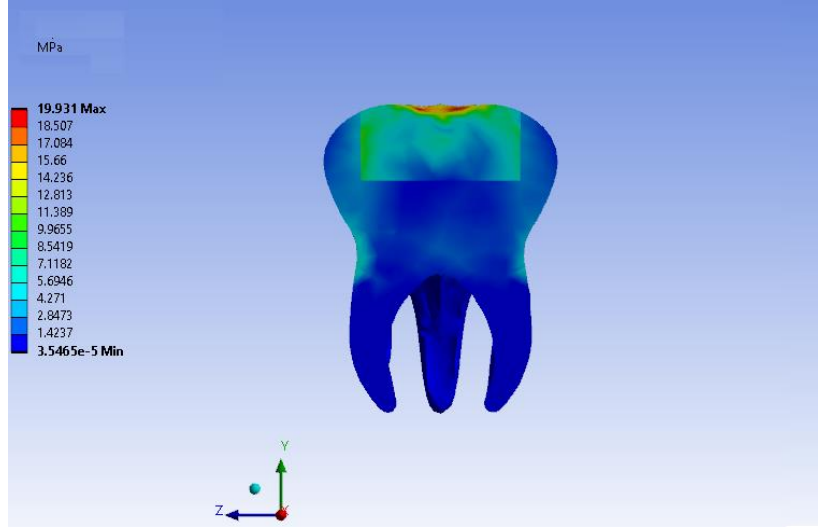


Şekil 4.25.c. $t=1$ s de porselen dolgu uygulanmış diş için yer değişimi (mm)

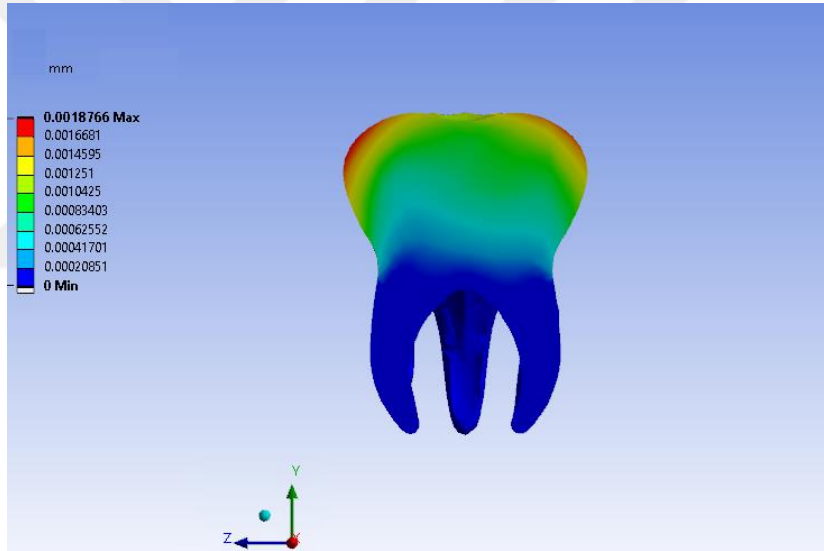
Porselen dolgu uygulanmış diş için sekizinci saniye ($t=8$ s) sonunda elde edilen sıcaklık dağılımı, von-mises gerilmeleri ve yer değişimlerinin kesit görüntüleri Şekil 4.26.a, Şekil 4.26.b ve Şekil 4.26.c' de gösterilmiştir.



Şekil 4.26.a. $t=8$ s de porselen dolgu uygulanmış diş için sıcaklık dağılımı ($^{\circ}\text{C}$)

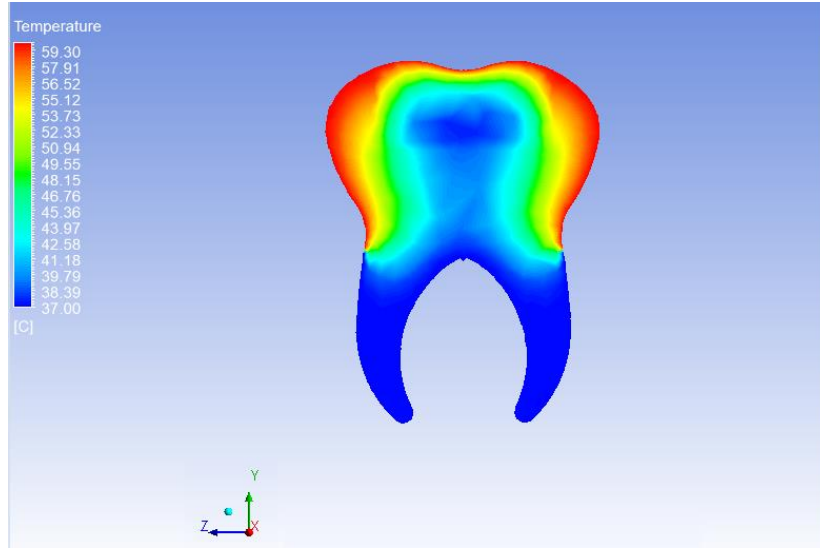


Şekil 4.26.b. $t=8$ s de porselen dolgu uygulanmış diş için von-mises dağılımı (MPa)

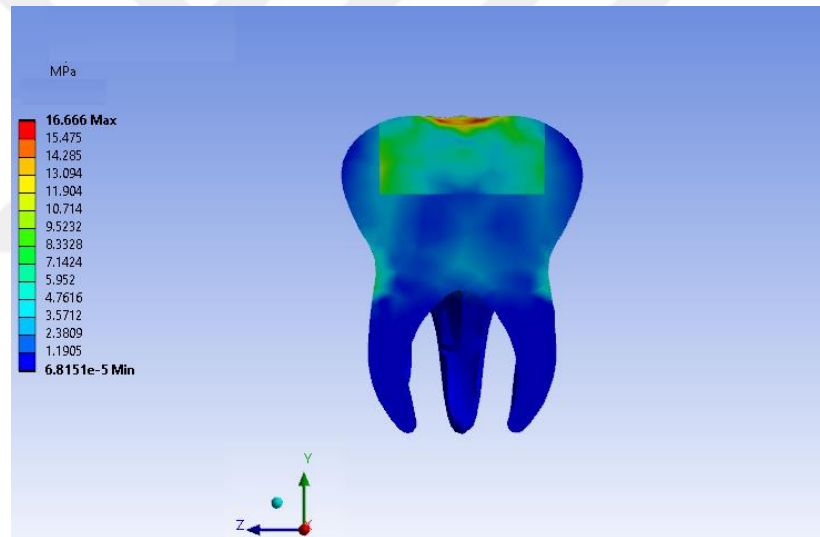


Şekil 4.26.c. $t=8$ s de porselen dolgu uygulanmış diş için yer değişimi (mm)

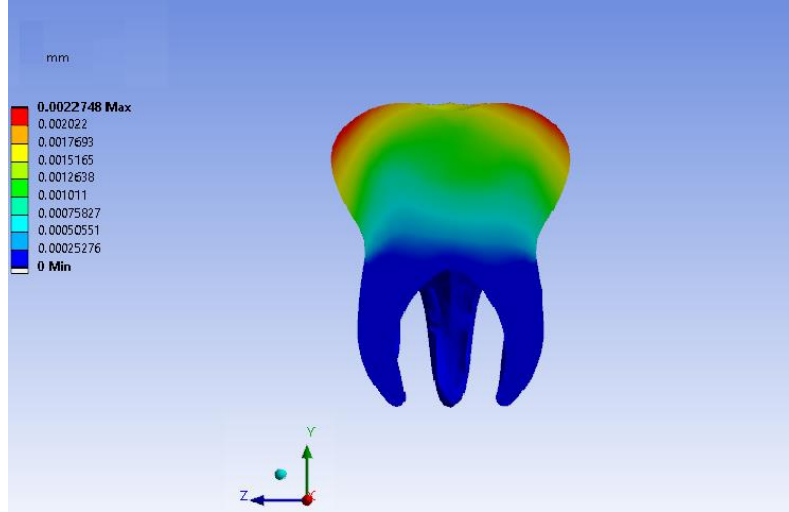
Porselen dolgu uygulanmış diş için on altıncı saniye ($t=16$ s) sonunda elde edilen sıcaklık dağılımı, von-mises gerilmeleri ve yer değişimlerinin kesit görünüşleri Şekil 4.27.a, Şekil 4.27.b ve Şekil 4.27.c' de gösterilmiştir.



Şekil 4.27.a. $t=16$ s de porselen dolgu uygulanmış diş için sıcaklık dağılımı ($^{\circ}\text{C}$)



Şekil 4.27.b. $t=16$ s de porselen dolgu uygulanmış diş için von-mises dağılımı (MPa)

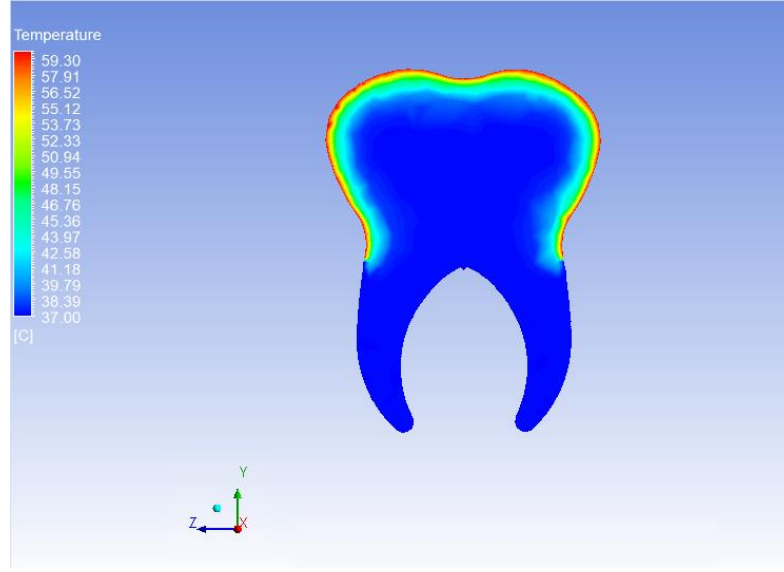


Şekil 4.27.c. t=16 s de porselen dolgu uygulanmış diş için yer değişimi (mm)

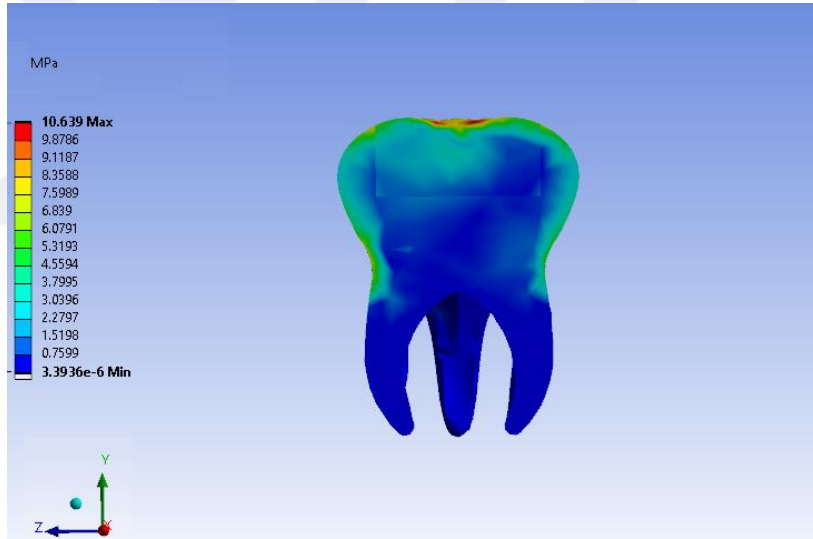
Şekil 4.25.a, Şekil 4.26.a ve Şekil 4.27.a'dan da görüleceği üzere porselen dolgu uygulanmış dişin ısı iletim katsayısı çok düşük olduğundan sağlam diş ve kompozit dolgu uygulanmış dişlere oranla diş köklerine sıcaklık iletimi çok daha yavaş gerçekleşmektedir. Şekil 4.25.b, Şekil 4.26.b ve Şekil 4.27.b'de sıcaklık arttıkça von-mises gerilmesi azalmaktadır. Porselen dolgu uygulanmış dişin ısı iletim katsayısı düşük olduğundan ilk sıcaklığına geri dönmesi daha geç gerçekleşmektedir. Bu sebepten dolayı von-mises gerilmesi sürekli azalmaktadır. Porselen dolgu uygulanmış dişin elastik modülü sağlam dişin elastik modülüne oranla çok daha yüksek olduğundan birinci saniye sonunda dişte oluşan gerilme sağlam dişe oranla çok daha yüksektir. Şekil 4.25.c, Şekil 4.26.c ve Şekil 4.27.c'de ise porselen dolgu uygulanmış dişte sıcaklık arttıkça dişte oluşan yer değiştirme de artmaktadır.

4.1.4. Cam İyonomer Dolgu Uygulanmış Dişler için Sıcak Bir İçecek İçilmesi Durumu (60°C) Analizi

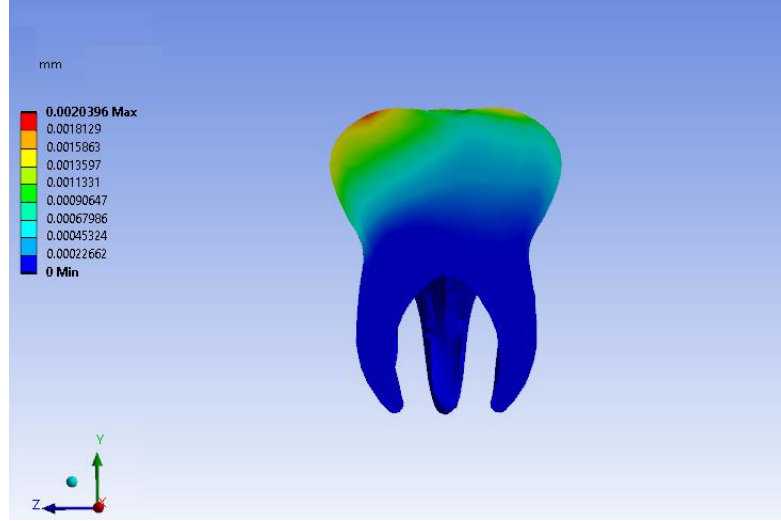
Cam iyonomer dolgu uygulanmış diş için sınır koşulları olarak dişin taç kısmına 60°C sıcaklıkta bir içecek içildiğindeki durum ile birlikte 100N'luk kuvvet altında 16 s süre boyunca incelenmiştir. Cam iyonomer dolgu uygulanmış dişte birinci saniye (t=1 s) sonunda elde edilen sıcaklık dağılımı, von-mises gerilmeleri ve yer değişimlerinin kesit görünimleri Şekil 4.28.a, Şekil 4.28.b ve Şekil 4.28.c'de gösterilmiştir.



Şekil 4.28.a. $t=1$ s de cam iyonomer dolgu uygulanmış diş için sıcaklık dağılımı (°C)

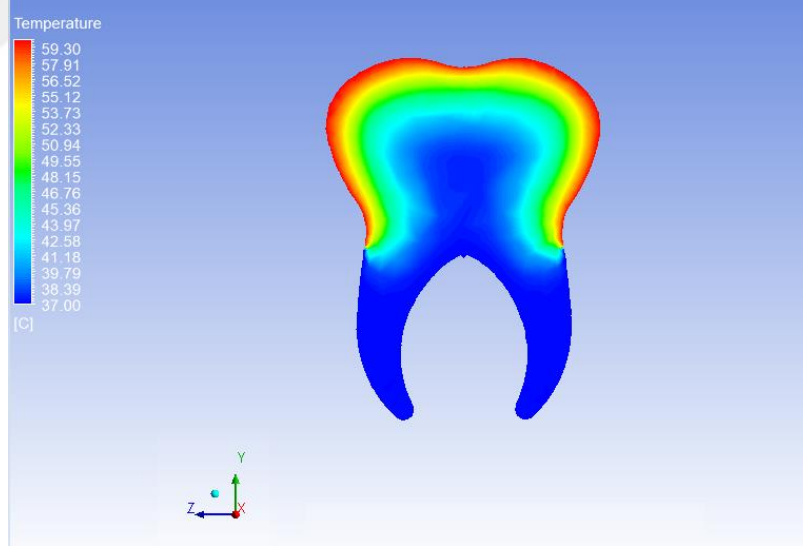


Şekil 4.28.b. $t=1$ s de cam iyonomer dolgu uygulanmış diş için von-mises dağılımı (MPa)

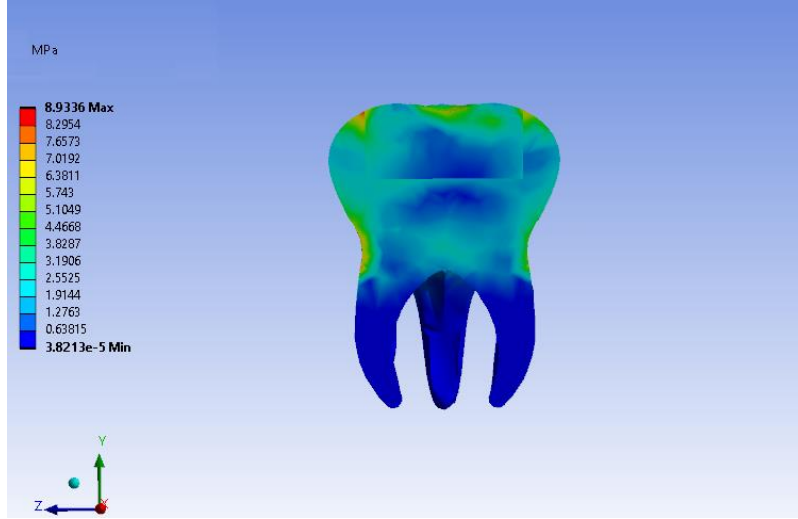


Şekil 4.28.c. $t=1$ s de cam iyonomer dolgu uygulanmış diş için yer değişimi (mm)

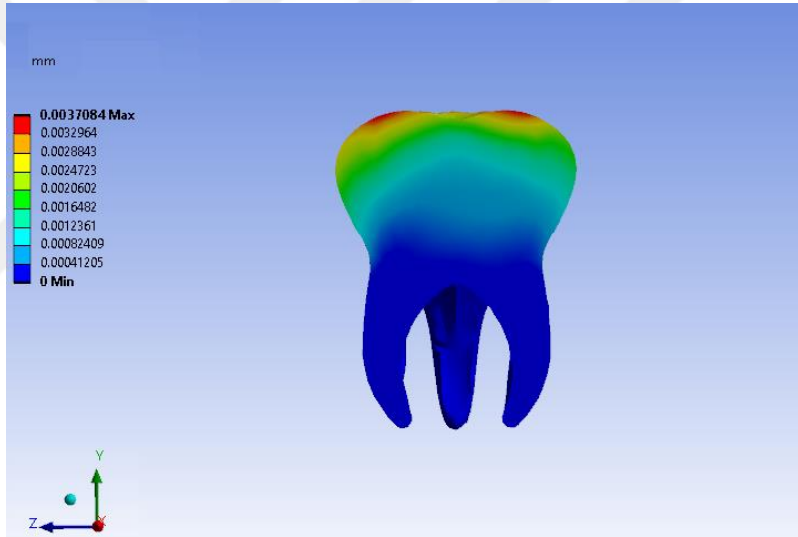
Cam iyonomer dolgu uygulanmış dişte sekizinci saniye ($t=8$ s) sonunda elde edilen sıcaklık dağılımı, von-mises gerilmeleri ve yer değişimlerinin kesit görüntüleri Şekil 4.29.a, Şekil 4.29.b ve Şekil 4.29.c’de gösterilmiştir.



Şekil 4.29.a. $t=8$ s de cam iyonomer dolgu uygulanmış diş için sıcaklık dağılımı ($^{\circ}\text{C}$)

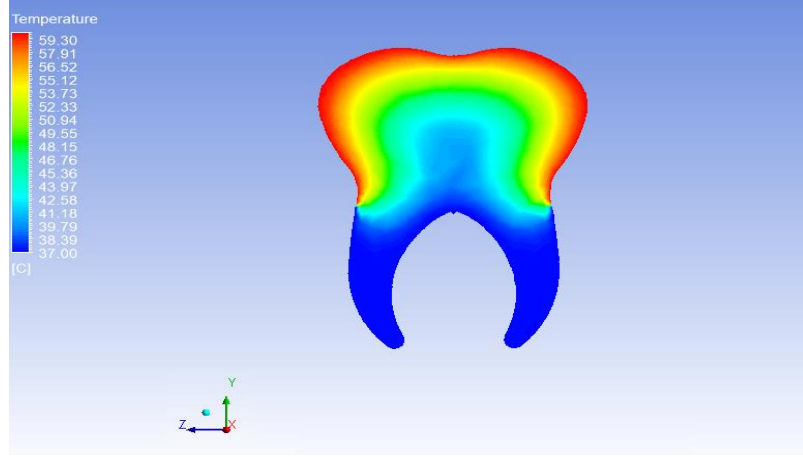


Şekil 4.29.b. $t=8$ s de cam iyonomer dolgu uygulanmış diş için von-mises dağılımı (MPa)

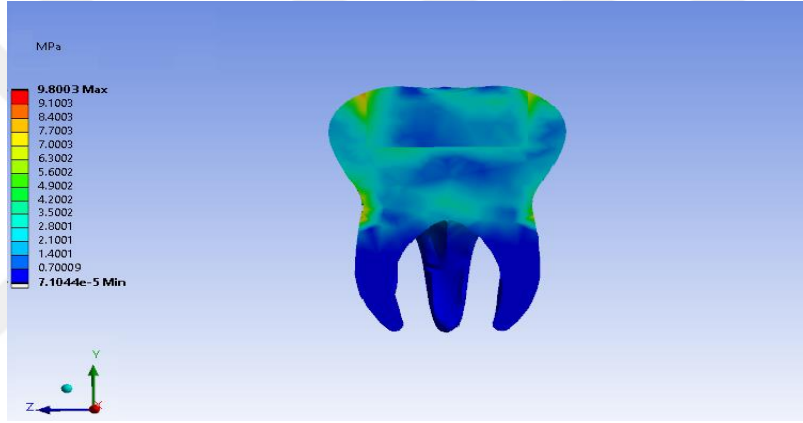


Şekil 4.29.c. $t=8$ s de cam iyonomer dolgu uygulanmış diş için yer değişimi (mm)

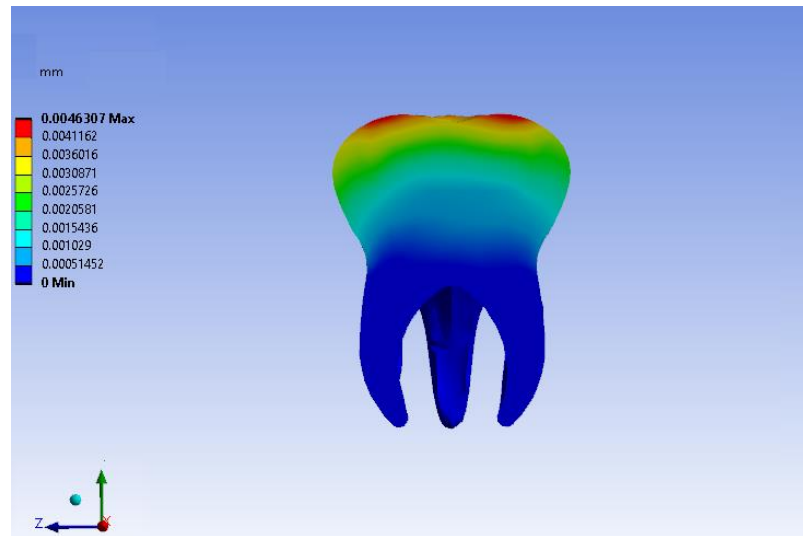
Cam iyonomer dolgu uygulanmış dişte on altıncı saniye ($t=16$ s) sonunda elde edilen sıcaklık dağılımı, von-mises gerilmeleri ve yer değişimlerinin kesit görüntüleri Şekil 4.30.a, Şekil 4.30.b ve Şekil 4.30.c’de gösterilmiştir.



Şekil 4.30.a. $t=16$ s de cam iyonomer dolgu uygulanmış diş için sıcaklık dağılımı ($^{\circ}\text{C}$)



Şekil 4.30.b. $t=16$ s de cam iyonomer dolgu uygulanmış diş için von-mises dağılımı (MPa)

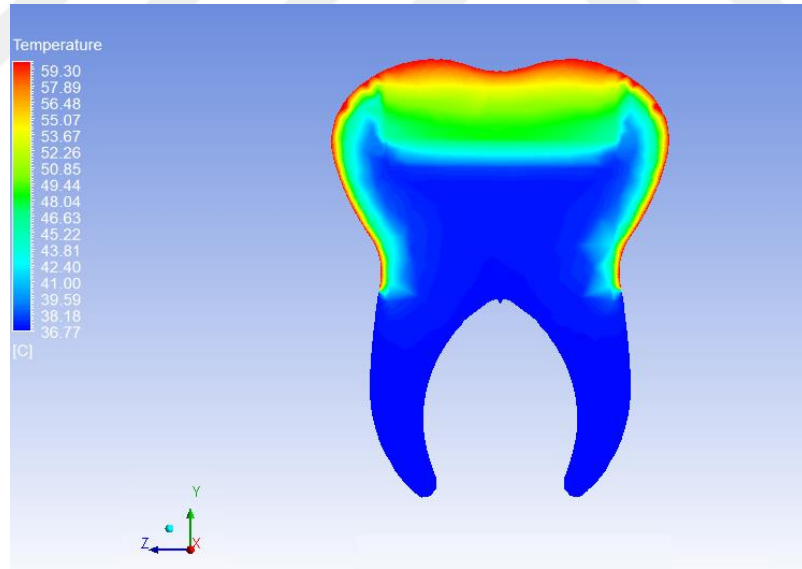


Şekil 4.30.c. $t=16$ s de cam iyonomer dolgu uygulanmış diş için yer değişimi (mm)

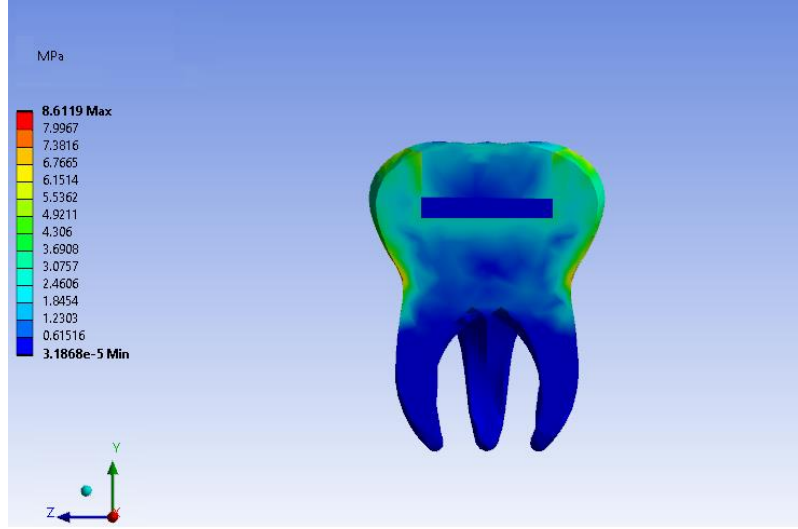
Şekil 4.28.a, Şekil 4.29.a ve Şekil 4.30.a'da görüleceği üzere cam iyonomer dolgu uygulanmış dişin ısı iletim katsayısı sağlam dişin ısı iletim katsayısına çok yakın olduğundan sağlam diş ile cam iyonomer dolgu uygulanmış dişin diş köklerine sıcaklık iletimi daha çok benzemektedir. Şekil 4.28.b, Şekil 4.29.b ve Şekil 4.30.b'de cam iyonomer dolgu uygulanmış dişte sıcaklık arttıkça Von-Mises gerilmesi azalmaktadır. Şekil 4.28.c, Şekil 4.29.c ve Şekil 4.30.c'de ise cam iyonomer dolgu uygulanmış dişte sıcaklık arttıkça dişte oluşan yer değiştirme de artmaktadır.

4.1.5. Amalgam Dolgu Uygulanmış Dişler için Sıcak Bir İçecek İçilmesi Durumu (60°C) Analizi

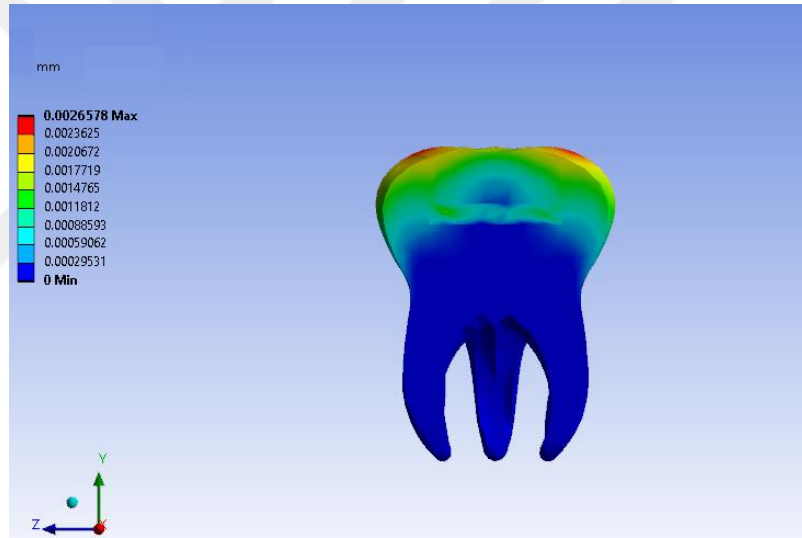
Amalgam dolgu uygulanmış diş için sınır koşulları olarak dişin taç kısmına 60°C sıcaklıkta bir içecek içildiğindeki durum ile birlikte 100N'luk kuvvet altında 16 s süre boyunca incelenmiştir. Amalgam dolgu uygulanmış dişte birinci saniye (t=1 s) sonunda elde edilen sıcaklık dağılımı, von-mises gerilmeleri ve yer değişimlerinin kesit görünümü Şekil 4.31.a, Şekil 4.31.b ve Şekil 4.31.c'de gösterilmiştir.



Şekil 4.31.a. t=1 s de amalgam dolgu uygulanmış diş için sıcaklık dağılımı (°C)

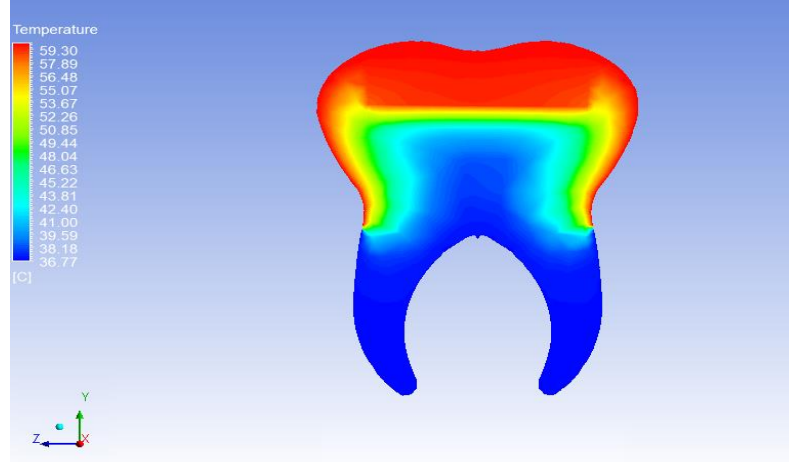


Şekil 4.31.b. $t=1$ s de amalgam dolgu uygulanmış diş için von-mises dağılımı (MPa)

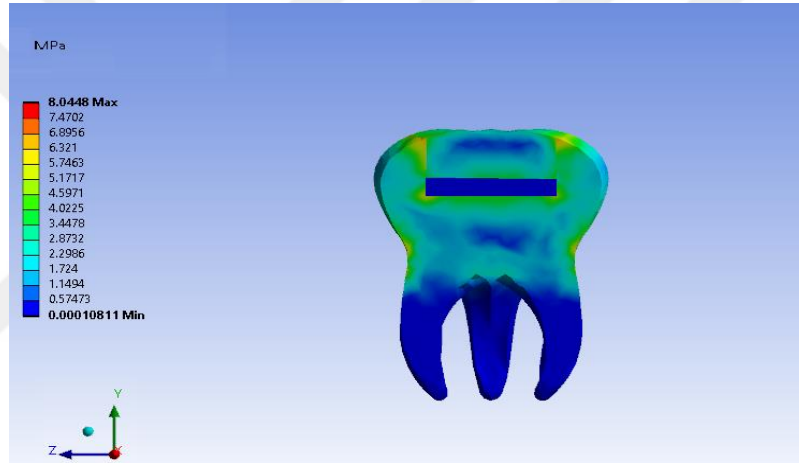


Şekil 4.31.c. $t=1$ s de amalgam dolgu uygulanmış diş için yer değişimi (mm)

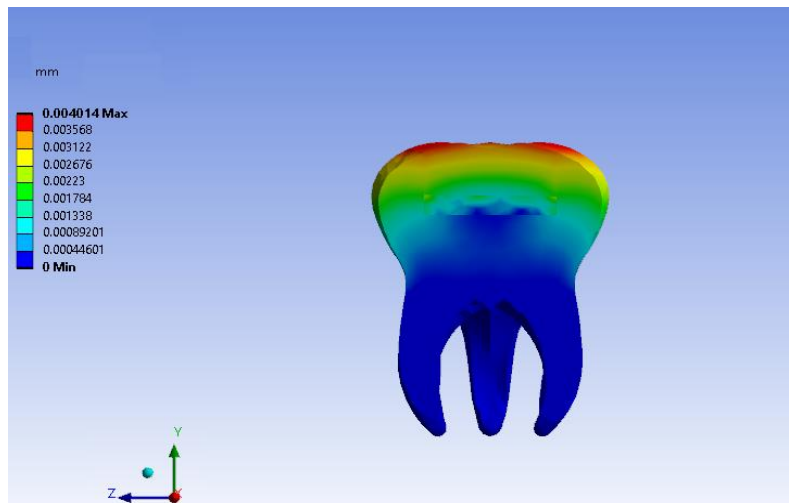
Amalgam dolgu uygulanmış dişte sekizinci saniye ($t=8$ s) sonunda elde edilen sıcaklık dağılımı, von-mises gerilmeleri ve yer değişimlerinin kesit görünüşleri Şekil 4.32.a, Şekil 4.32.b ve Şekil 4.32.c’de gösterilmiştir.



Şekil 4.32.a. $t=8$ s de amalgam dolgu uygulanmış diş için sıcaklık dağılımı ($^{\circ}\text{C}$)

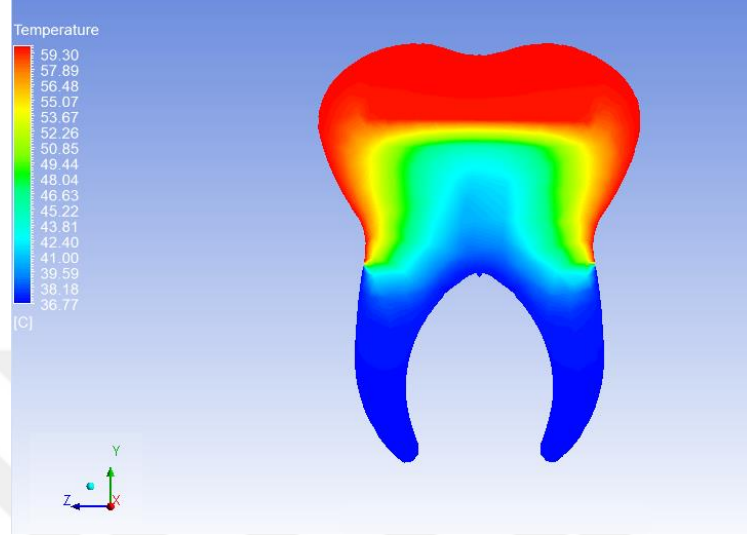


Şekil 4.32.b. $t=8$ s de amalgam dolgu uygulanmış diş için von-mises dağılımı (MPa)

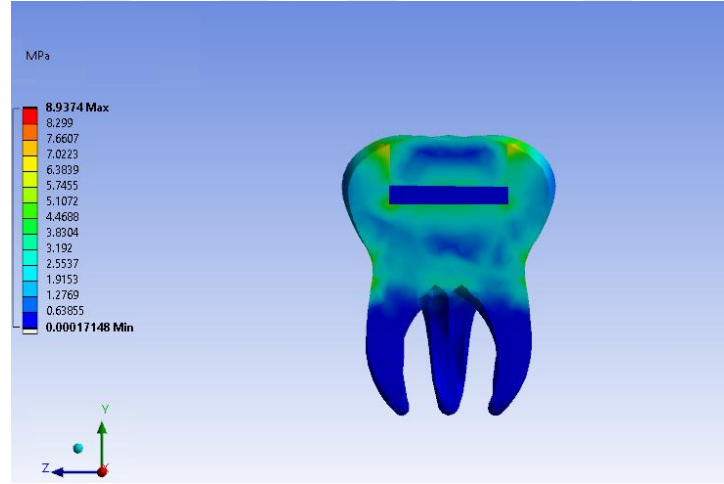


Şekil 4.32.c. $t=8$ s de amalgam dolgu uygulanmış diş için yer değişimi (mm)

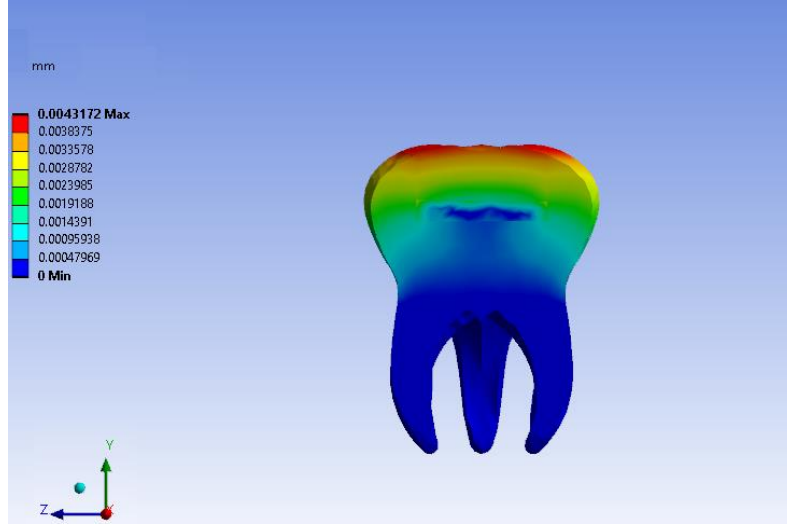
Amalgam dolgu uygulanmış dişte on altıncı saniye ($t=16$ s) sonunda elde edilen sıcaklık dağılımı, von-mises gerilmeleri ve yer değişimlerinin kesit görüntüleri Şekil 4.33.a, Şekil 4.33.b ve Şekil 4.33.c’de gösterilmiştir.



Şekil 4.33.a. $t=16$ s de amalgam dolgu uygulanmış diş için sıcaklık dağılımı ($^{\circ}\text{C}$)



Şekil 4.33.b. $t=16$ s de amalgam dolgu uygulanmış diş için von-mises dağılımı (MPa)



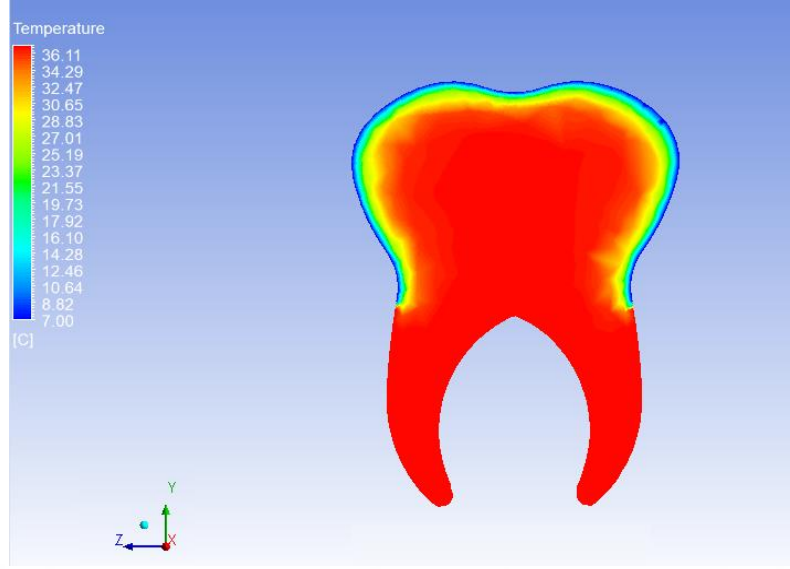
Şekil 4.33.c. $t=16$ s de amalgam dolgu uygulanmış diş için yer değişimi (mm)

Şekil 4.31.a, Şekil 4.32.a ve Şekil 4.33.a'da görüleceği üzere amalgam dolgu uygulanmış dişin ısı iletim katsayısı çok yüksek olduğundan dolgunun hemen altına daha yalıtkan bir malzeme olan güta perka malzemesi konularak ısı iletiminin diş köklerine çok hızlı iletilmesi engellenmektedir. Şekil 4.31.b, Şekil 4.32.b ve Şekil 4.33.b'de amalgam dolgu uygulanmış dişte sıcaklık arttıkça von-mises gerilmesi azalmaktadır. Diş sekiz saniye sonra yavaş yavaş eski sıcaklığına geri dönmesinden dolayı sekizinci saniye sonrasında von-mises gerilmesinde bir miktar artış görülmektedir. Şekil 4.31.c, Şekil 4.32.c ve Şekil 4.33.c'de ise amalgam dolgu uygulanmış dişte sıcaklık arttıkça dişte oluşan yer değiştirme de artmaktadır. Ama yine de sağlam dişin ısı iletimi ile amalgam dolgu uygulanmış dişin ısı iletimi arasında fark olduğundan amalgam uygulanmış dişin köklere sıcaklık iletimi sağlam dişlere oranla daha hızlıdır.

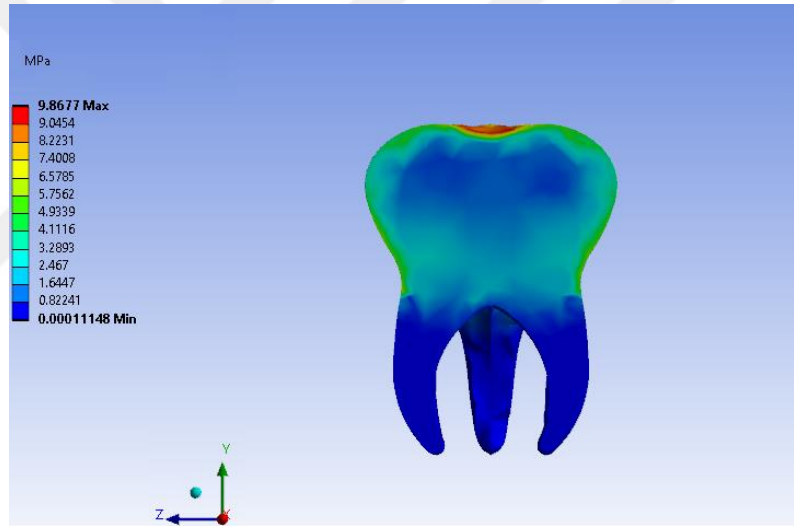
4.2. Sağlam Diş ve Hasara Uğramış (Dolgulu) Dişler için Soğuk Bir İçecek İçilmesi Durumu (7°C) Analizi

4.2.1. Sağlam Diş için Soğuk Bir İçecek İçilmesi Durumu (7°C) Analizi

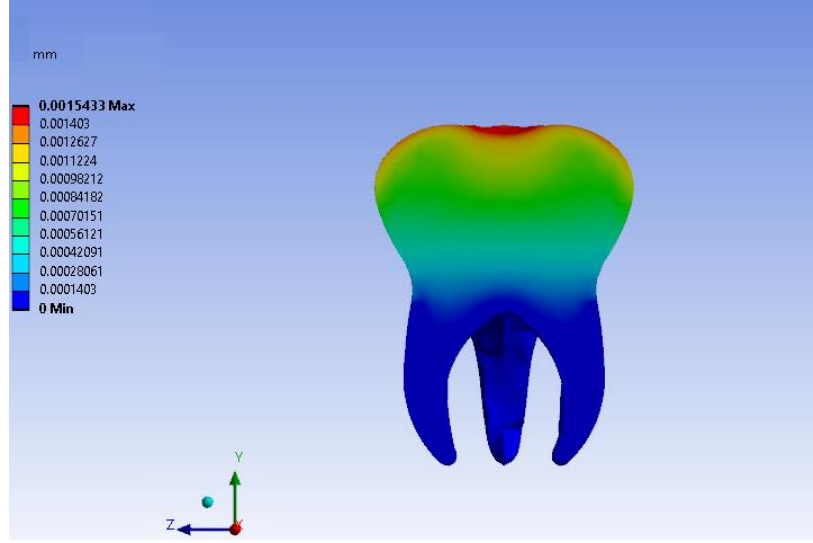
Sağlam diş ve hasara uğramış(dolgulu) dişler için sınır koşulları olarak dişin taç kısmına 7°C sıcaklıkta bir içecek içildiğindeki durum ile birlikte 100N'luk kuvvet altında 16 s süre boyunca incelenmiştir. Sağlam dişte birinci saniye ($t=1$ s) sonunda elde edilen sıcaklık dağılımı, von-mises gerilmeleri ve yer değişimlerinin kesit görüntüleri Şekil 4.34.a, Şekil 4.34.b ve Şekil 4.34.c'de gösterilmiştir.



Şekil 4.34.a. $t=1$ s de sağlam diş için sıcaklık dağılımı ($^{\circ}\text{C}$)

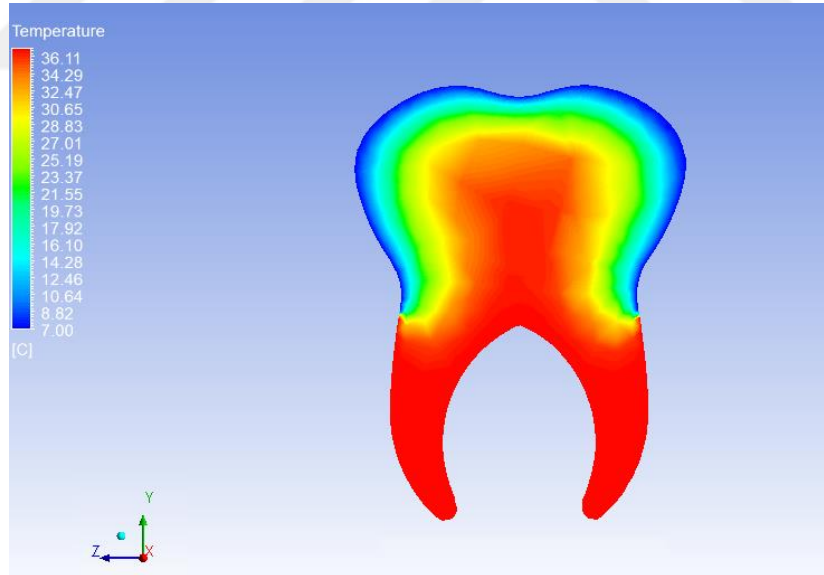


Şekil 4.34.b. $t=1$ s de sağlam diş için von-mises dağılımı (MPa)

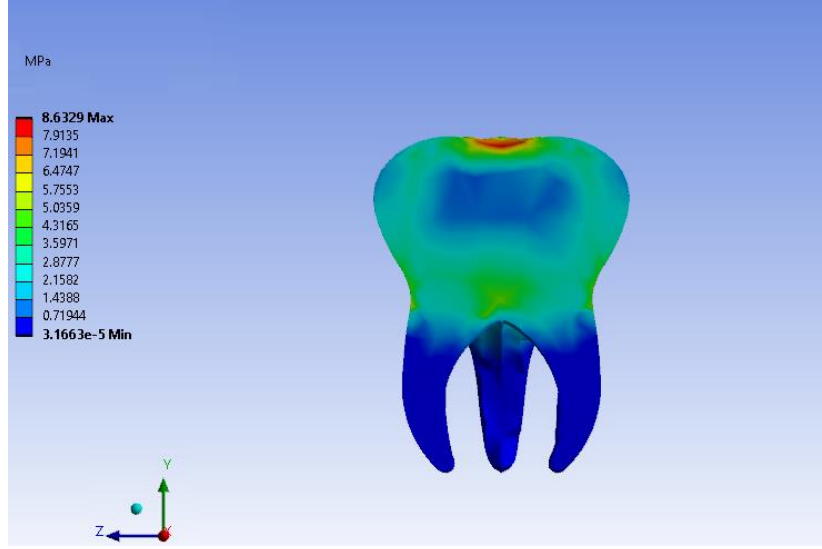


Şekil 4.34.c. $t=1$ s de sağlam diş için yer değişimi (mm)

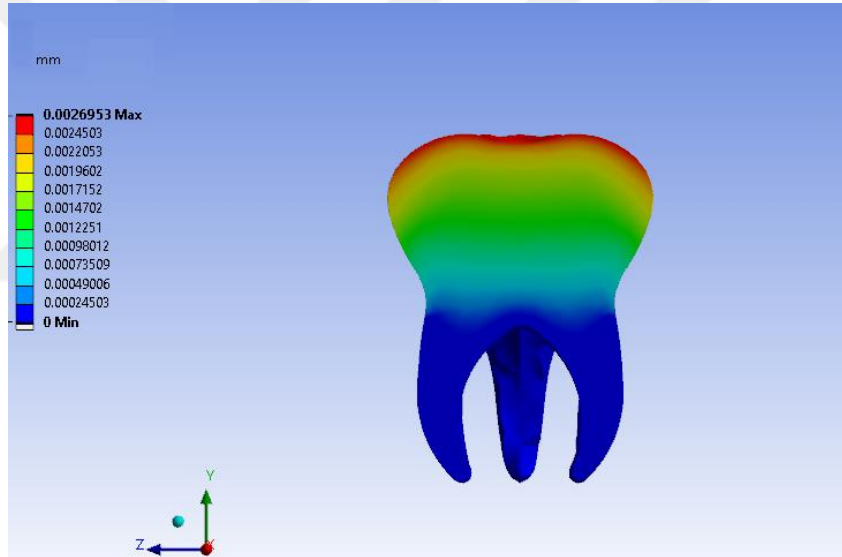
Sağlam dişte sekizinci saniye ($t=8$ s) sonunda elde edilen sıcaklık dağılımı, von-mises gerilmeleri ve yer değişimlerinin kesit görünüşleri Şekil 4.35.a, Şekil 4.35.b ve Şekil 4.35.c’de gösterilmiştir.



Şekil 4.35.a. $t=8$ s de sağlam diş için sıcaklık dağılımı (°C)

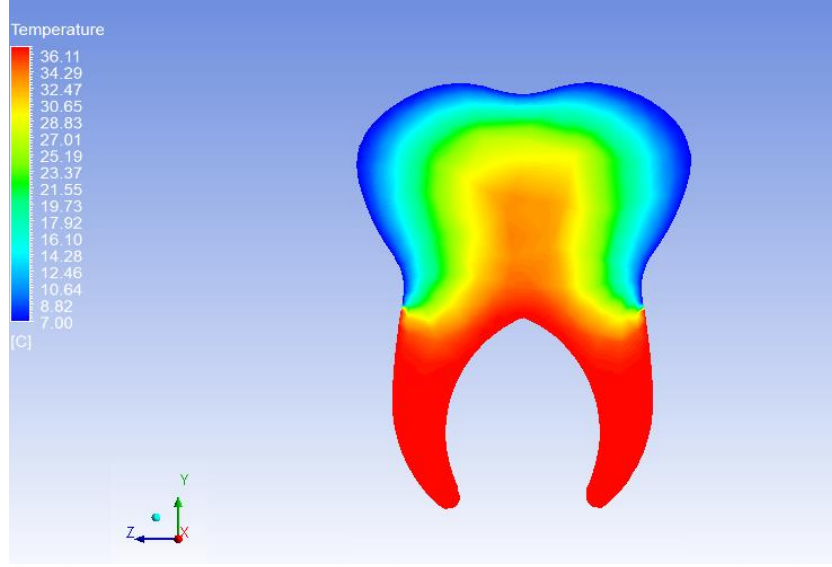


Şekil 4.35.b. $t=8$ s de sağlam diş için von-mises dağılımı (MPa)

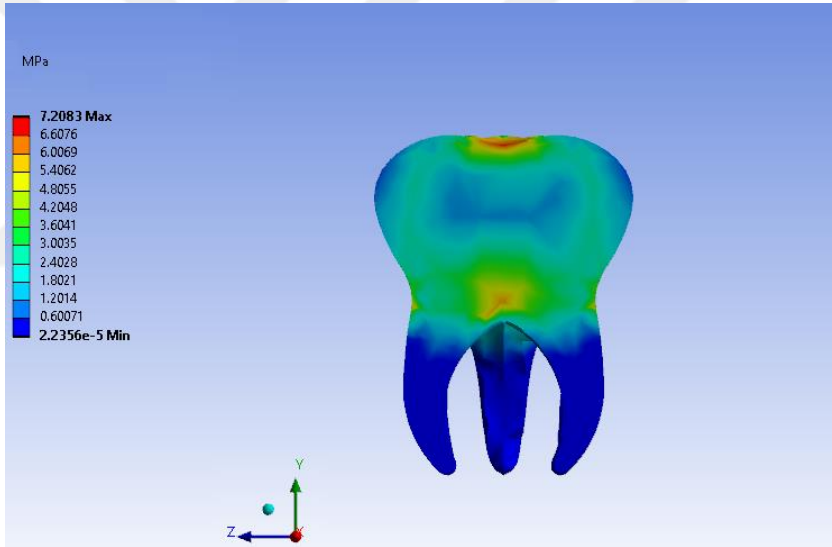


Şekil 4.35.c. $t=8$ s de sağlam diş için yer değişimi (mm)

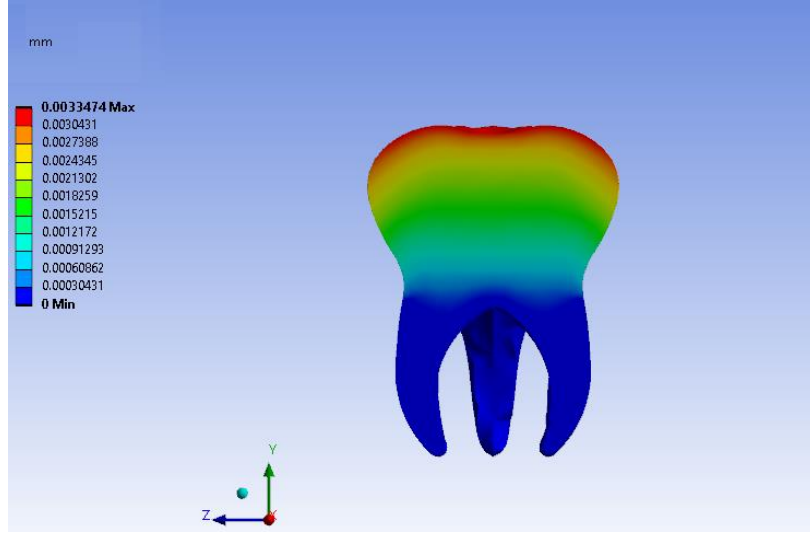
Sağlam dişte on altıncı saniye ($t=16$ s) sonunda elde edilen sıcaklık dağılımı, von-mises gerilmeleri ve yer değişimlerinin kesit görünüşleri Şekil 4.36.a, Şekil 4.36.b ve Şekil 4.36.c'de gösterilmiştir.



Şekil 4.36.a. $t=16$ s de sağlam diş için sıcaklık dağılımı ($^{\circ}\text{C}$)



Şekil 4.36.b. $t=16$ s de sağlam diş için von-mises dağılımı (MPa)

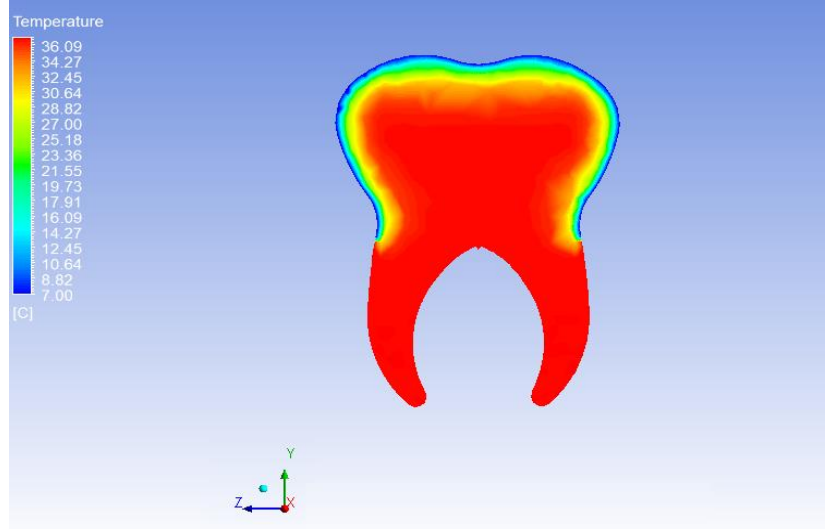


Şekil 4.36.c. $t=16$ s de sağlam diş için yer değişimi (mm)

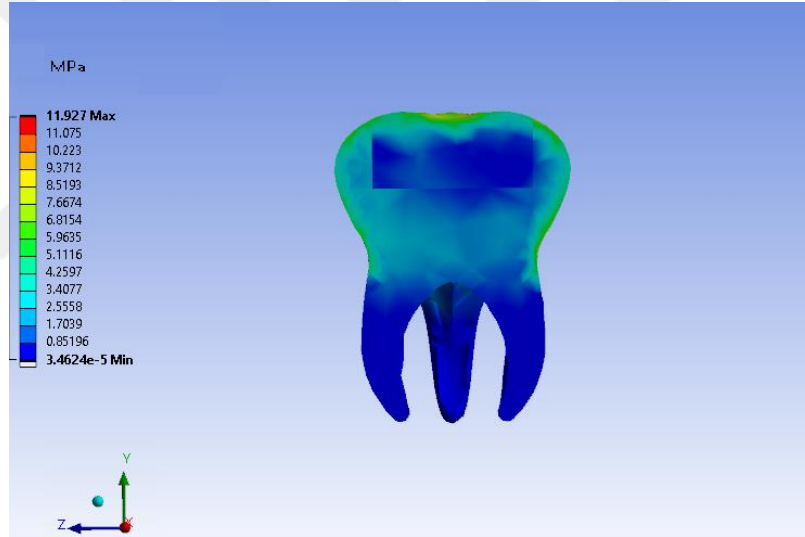
Şekil 4.34.b, Şekil 4.35.b ve Şekil 4.36.b’de görüleceği üzere sağlam dişte soğuk bir içecek içilmesi durumunda malzeme sıkılaşacağından, birinci saniyede von-mises gerilmesi sıcak bir içecek içilmesi durumdan daha fazla gerilmeye maruz kalmaktadır. Diş üzerindeki sıcaklık arttıkça von-mises gerilmesi azalmaktadır. Şekil 4.34.c, Şekil 4.35.c ve Şekil 4.36.c’de ise sağlam dişte sıcaklık arttıkça dişte oluşan yer değiştirme de artmaktadır.

4.2.2. Kompozit Dolgu Uygulanmış Diş için Soğuk Bir İçecek İçilmesi Durumu (7°C) Analizi

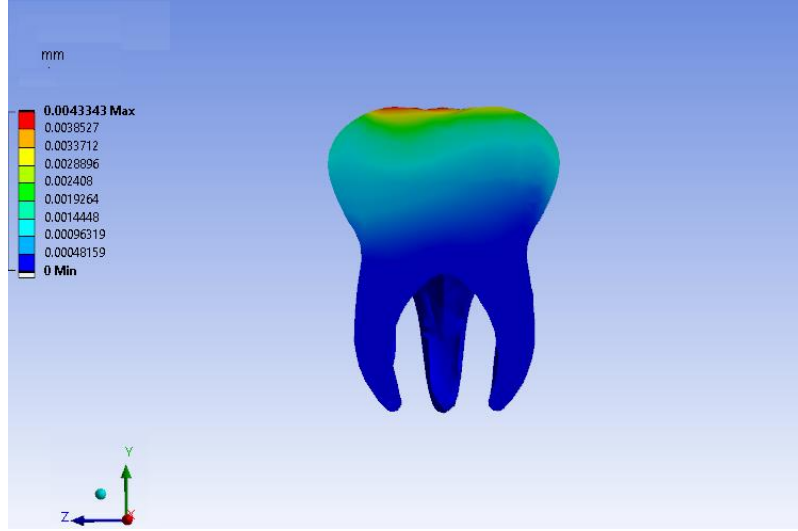
Kompozit dolgu uygulanmış diş için sınır koşulları olarak dişin taç kısmına 7°C sıcaklıkta bir içecek içildiğindeki durum ile birlikte 100N’luk kuvvet altında 16 s süre boyunca incelenmiştir. Kompozit dolgu uygulanmış dişte birinci saniye ($t=1$ s) sonunda elde edilen sıcaklık dağılımı, von-mises gerilmeleri ve yer değişimlerinin kesit görünüşleri Şekil 4.37.a, Şekil 4.37.b ve Şekil 4.37.c’de gösterilmiştir.



Şekil 4.37.a. $t=1$ s de kompozit dolgu uygulanmış diş için sıcaklık dağılımı (°C)

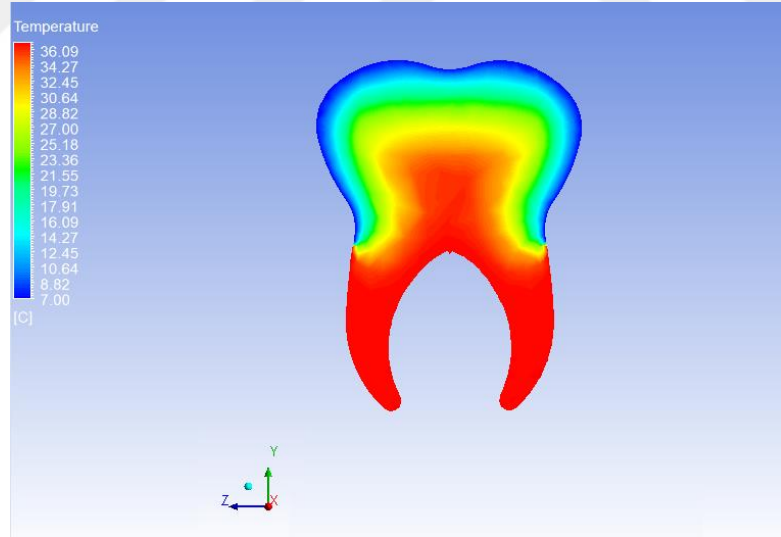


Şekil 4.37.b. $t=1$ s de kompozit dolgu uygulanmış diş için von-mises dağılımı (MPa)

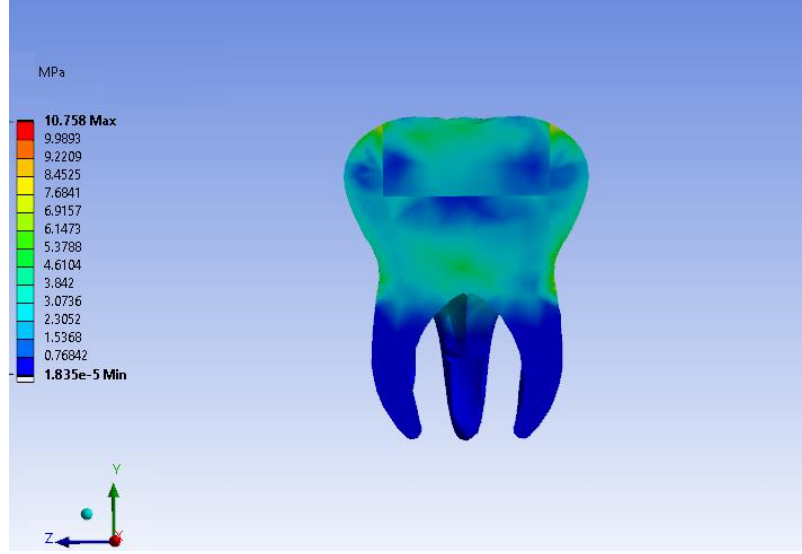


Şekil 4.37.c. $t=1$ s de kompozit dolgu uygulanmış diş için yer değişimi (mm)

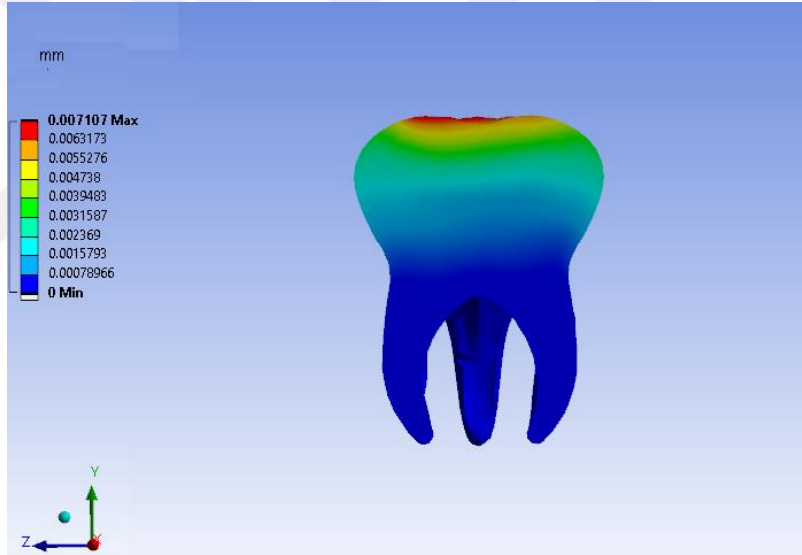
Kompozit dolgu uygulanmış dişte sekizinci saniye ($t=8$ s) sonunda elde edilen sıcaklık dağılımı, von-mises gerilmeleri ve yer değişimlerinin kesit görünüşleri Şekil 4.38.a, Şekil 4.38.b ve Şekil 4.38.c’de gösterilmiştir.



Şekil 4.38.a. $t=8$ s de kompozit dolgu uygulanmış diş için sıcaklık dağılımı ($^{\circ}\text{C}$)

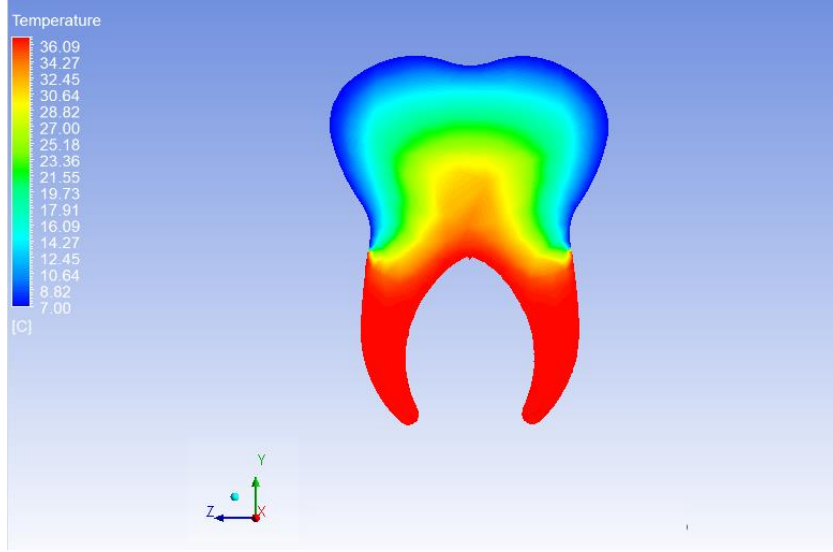


Şekil 4.38.b. $t=8$ s de kompozit dolgu uygulanmış diş için von-mises dağılımı (MPa)

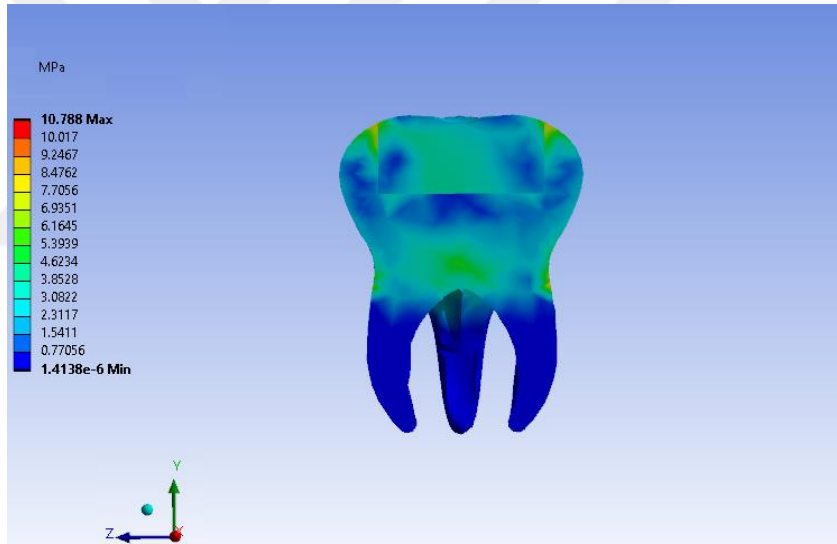


Şekil 4.38.c. $t=8$ s de kompozit dolgu uygulanmış diş için yer değişimi (mm)

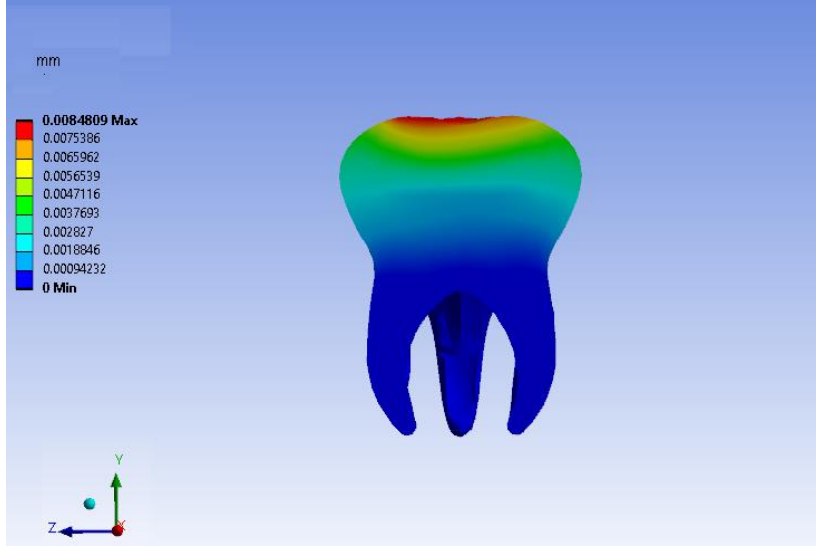
Kompozit dolgu uygulanmış dişte on altıncı saniye ($t=16$ s) sonunda elde edilen sıcaklık dağılımı, von-mises gerilmeleri ve yer değişimlerinin kesit görüntüleri Şekil 4.39.a, Şekil 4.39.b ve Şekil 4.39.c'de gösterilmiştir.



Şekil 4.39.a. $t=16$ s de kompozit dolgu uygulanmış diş için sıcaklık dağılımı ($^{\circ}\text{C}$)



Şekil 4.39.b. $t=16$ s de kompozit dolgu uygulanmış diş için von-mises dağılımı (MPa)

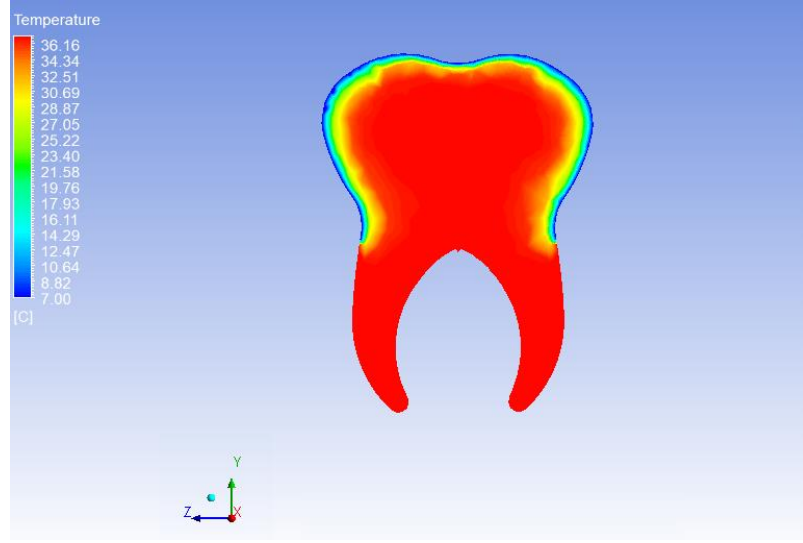


Şekil 4.39.c. t=16 s de kompozit dolgu uygulanmış diş için yer değişimi (mm)

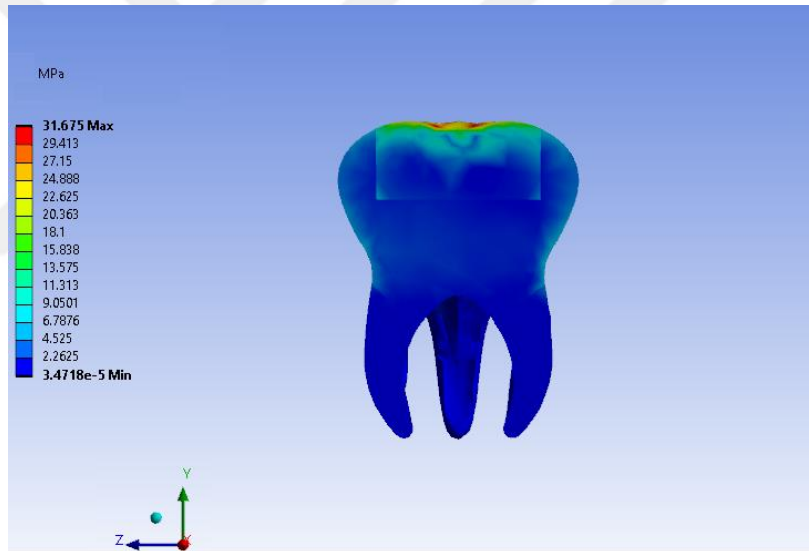
Şekil 4.37.a, Şekil 4.38.a ve Şekil 4.39.a'da görüleceği üzere kompozit dolgu uygulanmış dişin ısı iletim katsayısı sağlam dişin ısı iletim katsayısından yüksek olduğundan, kompozit dolgu uygulanmış dişin diş köklerine sıcaklık iletimi sağlam dişe göre daha hızlıdır. Şekil 4.37.b, Şekil 4.38.b ve Şekil 4.39.b'de kompozit dolgu uygulanmış dişte sıcaklık arttıkça von-mises gerilmesi azalmaktadır. Diş sekiz saniye sonra yavaş yavaş eski sıcaklığına geri dönmesinden dolayı sekizinci saniye sonrasında von-mises gerilmesinde bir miktar artış görülmektedir. Şekil 4.37.c, Şekil 4.38.c ve Şekil 4.39.c'de ise kompozit dolgu uygulanmış dişte sıcaklık arttıkça dişte oluşan yer değiştirme de artmaktadır.

4.2.3. Porselen Dolgu Uygulanmış Diş için Soğuk Bir İçecek İçilmesi Durumu (7°C) Analizi

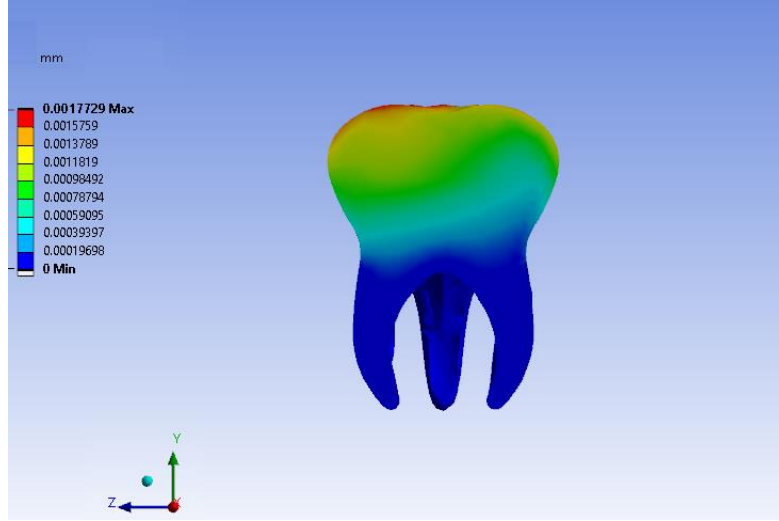
Porselen dolgu uygulanmış diş için sınır koşulları olarak dişin taç kısmına 7°C sıcaklıkta bir içecek içildiğindeki durum ile birlikte 100N'luk kuvvet altında 16 s süre boyunca incelenmiştir. Porselen dolgu uygulanmış dişte birinci saniye (t=1 s) sonunda elde edilen sıcaklık dağılımı, von-mises gerilmeleri ve yer değişimlerinin kesit görünüşleri Şekil 4.40.a, Şekil 4.40.b ve Şekil 4.40.c'de gösterilmiştir.



Şekil 4.40.a. $t=1$ s de porselen dolgu uygulanmış diş için sıcaklık dağılımı ($^{\circ}\text{C}$)

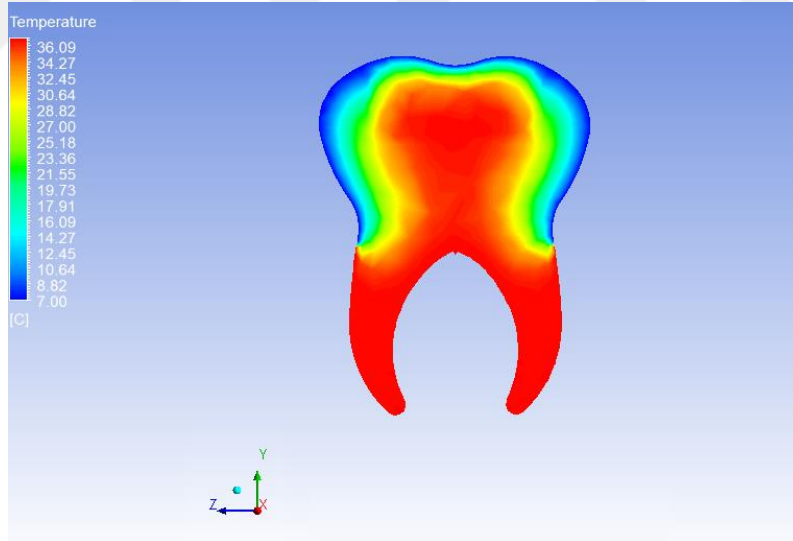


Şekil 4.40.b. $t=1$ s de porselen dolgu uygulanmış diş için von-mises dağılımı (MPa)

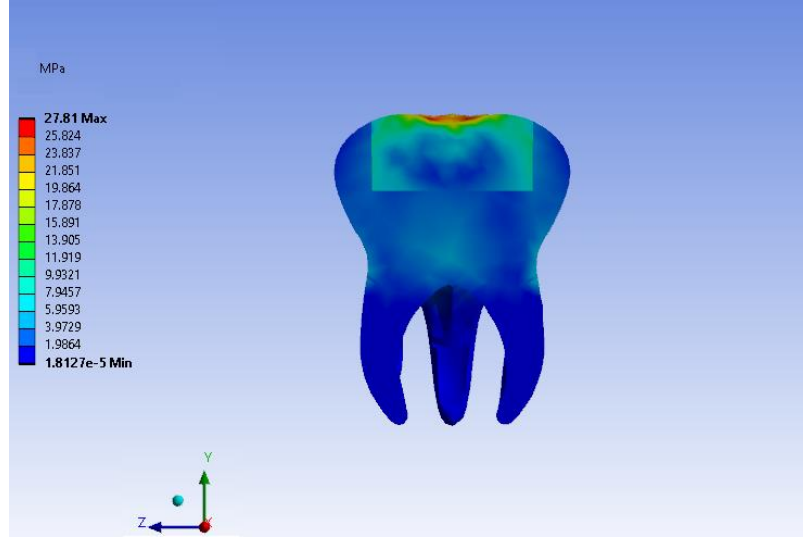


Şekil 4.40.c. $t=1$ s de porselen dolgu uygulanmış diş için yer değişimi (mm)

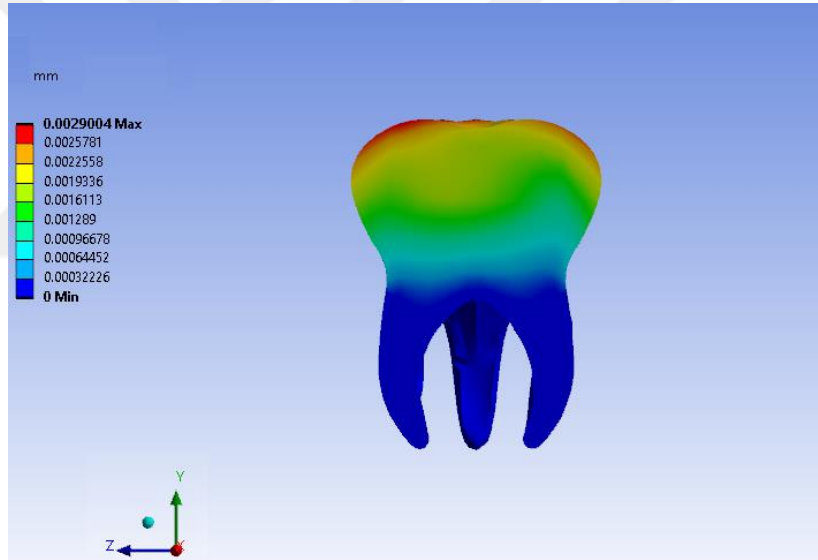
Porselen dolgu uygulanmış diş için sekizinci saniye ($t=8$ s) sonunda elde edilen sıcaklık dağılımı, von-mises gerilmeleri ve yer değişimlerinin kesit görüntüleri Şekil 4.41.a, Şekil 4.41.b ve Şekil 4.41.c’de gösterilmiştir.



Şekil 4.41.a. $t=8$ s de porselen dolgu uygulanmış diş için sıcaklık dağılımı ($^{\circ}\text{C}$)

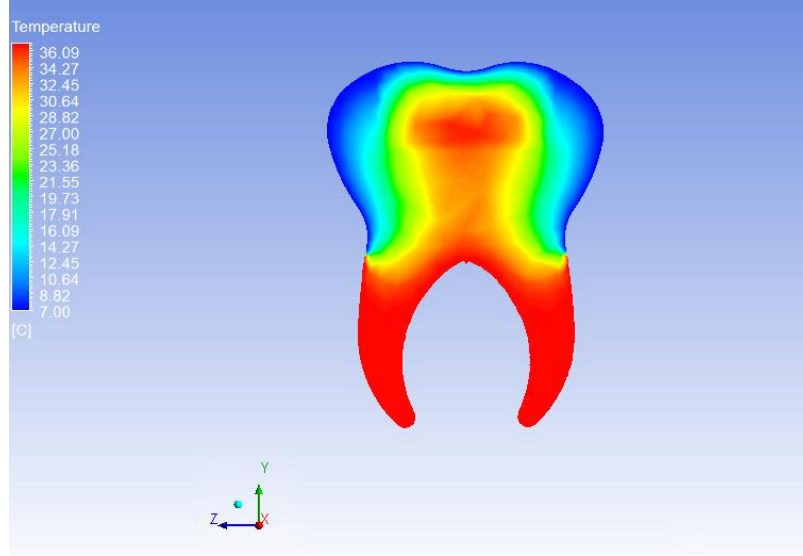


Şekil 4.41.b. $t=8$ s de porselen dolgu uygulanmış diş için von-mises dağılımı (MPa)

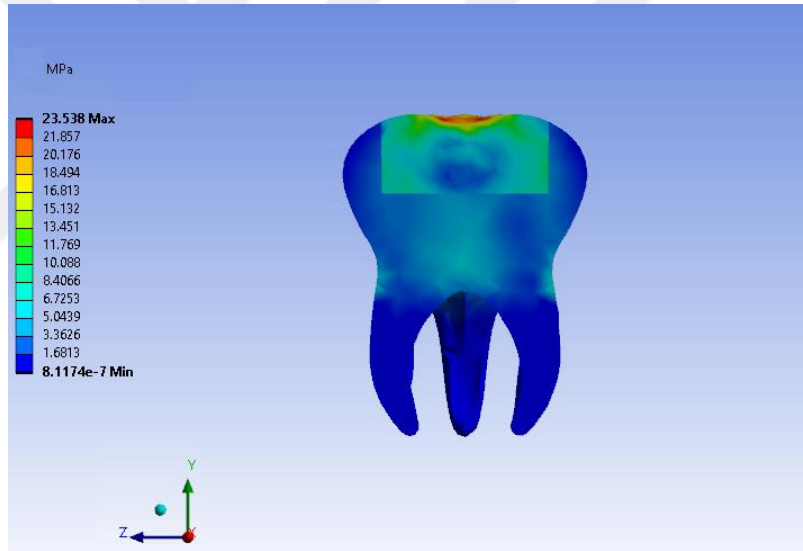


Şekil 4.41.c. $t=8$ s de porselen dolgu uygulanmış diş için yer değişimi (mm)

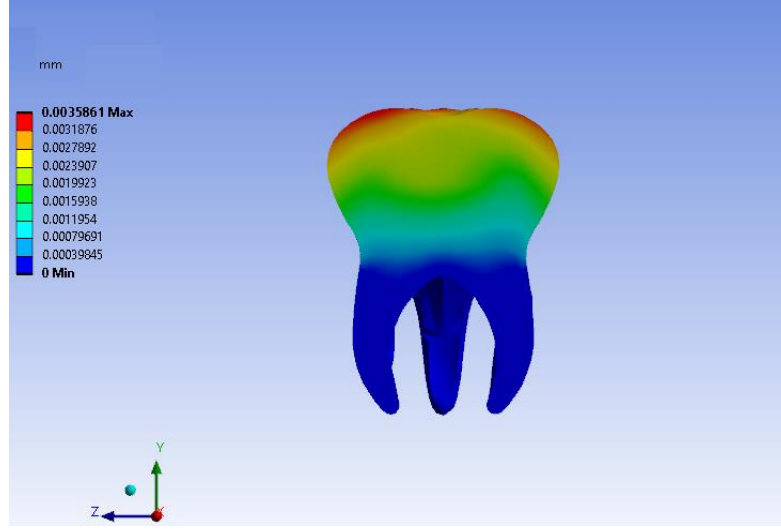
Porselen dolgu uygulanmış diş için on altıncı saniye ($t=16$ s) sonunda elde edilen sıcaklık dağılımı, von-mises gerilmeleri ve yer değişimlerinin kesit görüntüleri Şekil 4.42.a, Şekil 4.42.b ve Şekil 4.42.c’de gösterilmiştir.



Şekil 4.42.a. $t=16$ s de porselen dolgu uygulanmış diş için sıcaklık dağılımı ($^{\circ}\text{C}$)



Şekil 4.42.b. $t=16$ s de porselen dolgu uygulanmış diş için von-mises dağılımı (MPa)

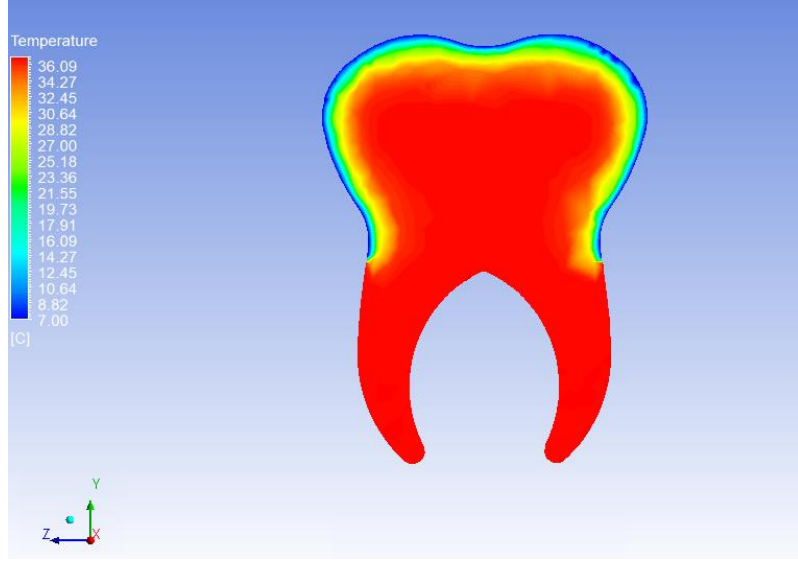


Şekil 4.42.c. $t=16$ s de porselen dolgu uygulanmış diş için yer değişimi (mm)

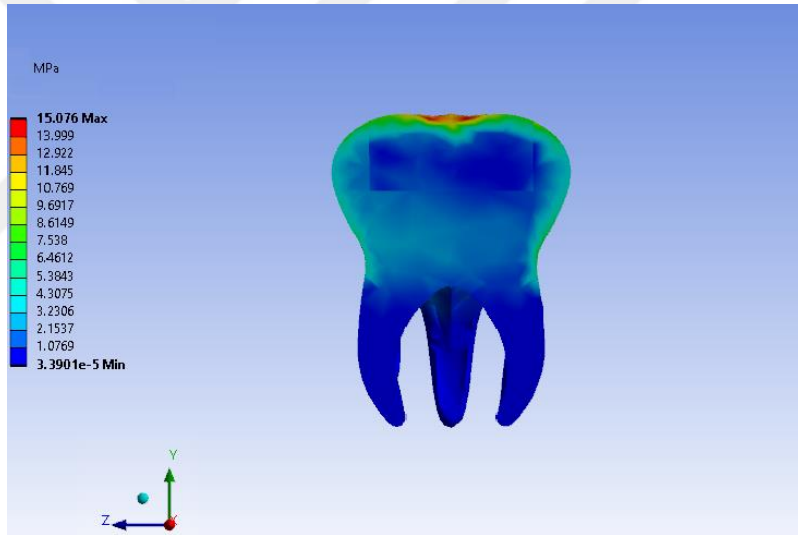
Şekil 4.40.a, Şekil 4.41.a ve Şekil 4.42.a'da görüleceği üzere porselen dolgu uygulanmış dişin ısı iletim katsayısı çok düşük olduğundan sağlam diş ve kompozit dolgu uygulanmış dişe oranla diş köklerine sıcaklık iletimi çok daha yavaş gerçekleşmektedir. Şekil 4.40.b, Şekil 4.41.b ve Şekil 4.42.b'de porselen dolgu uygulanmış dişin elastik modülü sağlam dişin elastik modülüne oranla çok daha yüksek olduğundan birinci saniye sonunda dişte oluşan gerilme, sağlam dişe ve sıcak bir içecek içilmesi durumunda ki porselen uygulanmış diştten daha yüksektir. Şekil 4.40.c, Şekil 4.41.c ve Şekil 4.42.c'de ise porselen dolgu uygulanmış dişte sıcaklık arttıkça dişte oluşan yer değiştirme de artmaktadır.

4.2.4. Cam İyonomer Dolgu Uygulanmış Diş için Soğuk Bir İçecek İçilmesi Durumu (7°C) Analizi

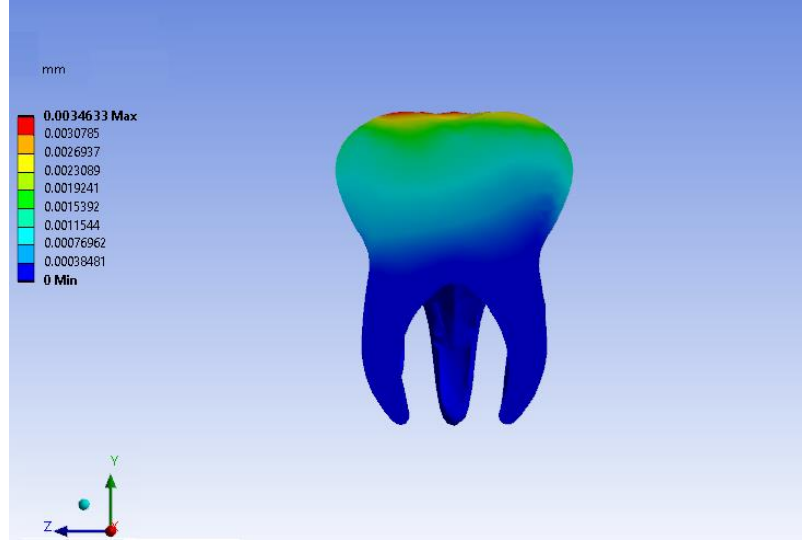
Cam iyonomer dolgu uygulanmış diş için sınır koşulları olarak dişin taç kısmına 7°C sıcaklıkta bir içecek içildiğindeki durum ile birlikte 100N'luk kuvvet altında 16 s süre boyunca incelenmiştir. Cam iyonomer dolgu uygulanmış dişte birinci saniye ($t=1$ s) sonunda elde edilen sıcaklık dağılımı, von-mises gerilmeleri ve yer değişimlerinin kesit görünüşleri Şekil 4.43.a, Şekil 4.43.b ve Şekil 4.43.c'de gösterilmiştir.



Şekil 4.43.a. $t=1$ s de cam iyonomer dolgu uygulanmış diş için sıcaklık dağılımı ($^{\circ}\text{C}$)

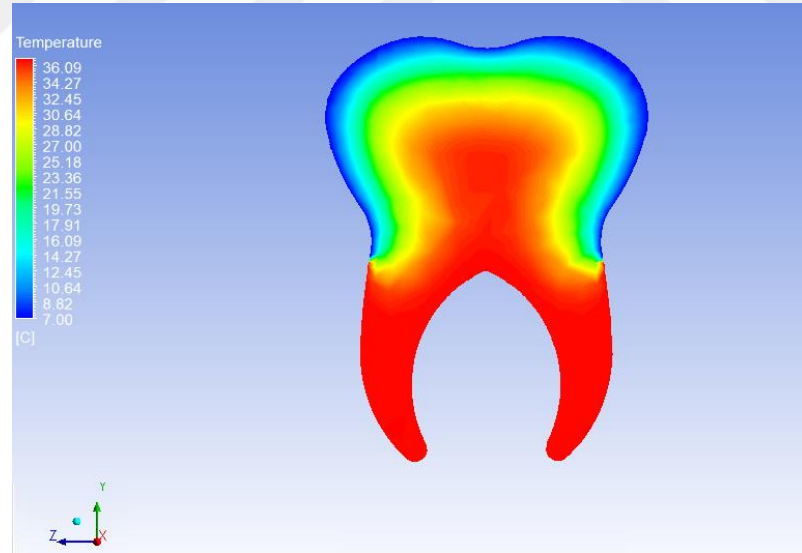


Şekil 4.43.b. $t=1$ s de cam iyonomer dolgu uygulanmış diş için von-mises dağılımı (MPa)

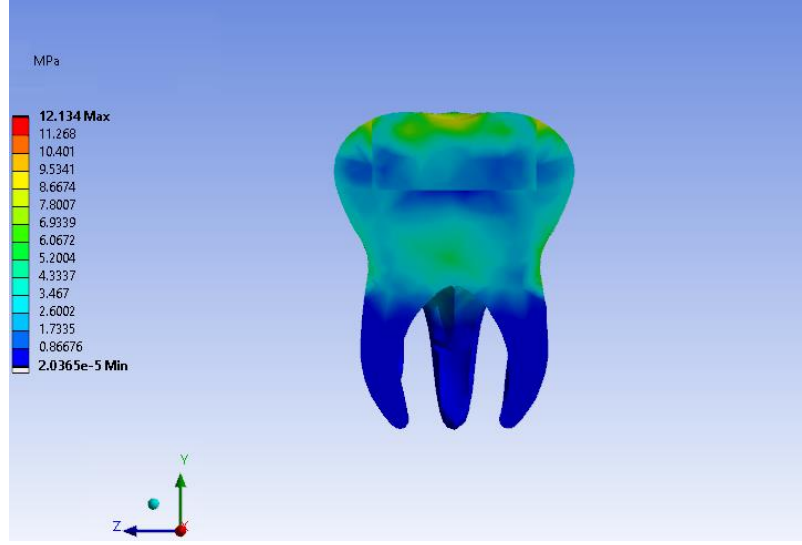


Şekil 4.43.c. $t=1$ s de cam iyonomer dolgu uygulanmış diş için yer değişimi (mm)

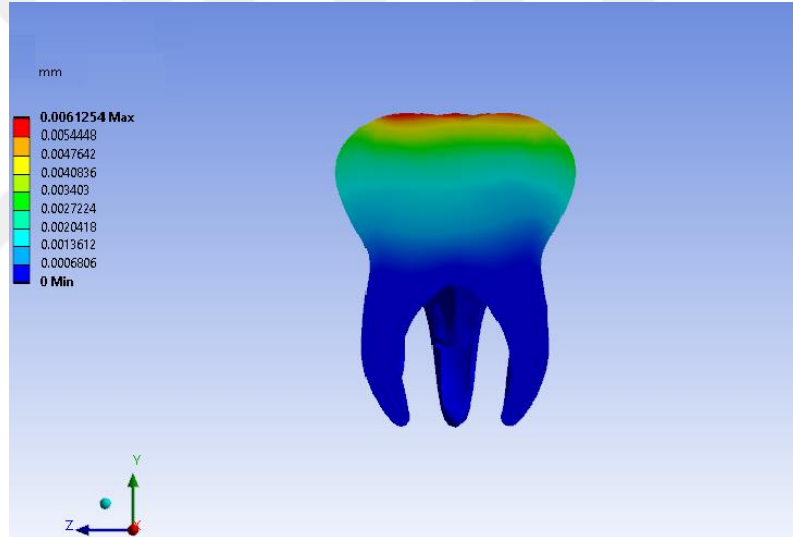
Cam iyonomer dolgu uygulanmış dişte sekizinci saniye ($t=8$ s) sonunda elde edilen sıcaklık dağılımı, von-mises gerilmeleri ve yer değişimlerinin kesit görünüşleri Şekil 4.44.a, Şekil 4.44.b ve Şekil 4.44.c’de gösterilmiştir.



Şekil 4.44.a. $t=8$ s de cam iyonomer dolgu uygulanmış diş için sıcaklık dağılımı ($^{\circ}\text{C}$)

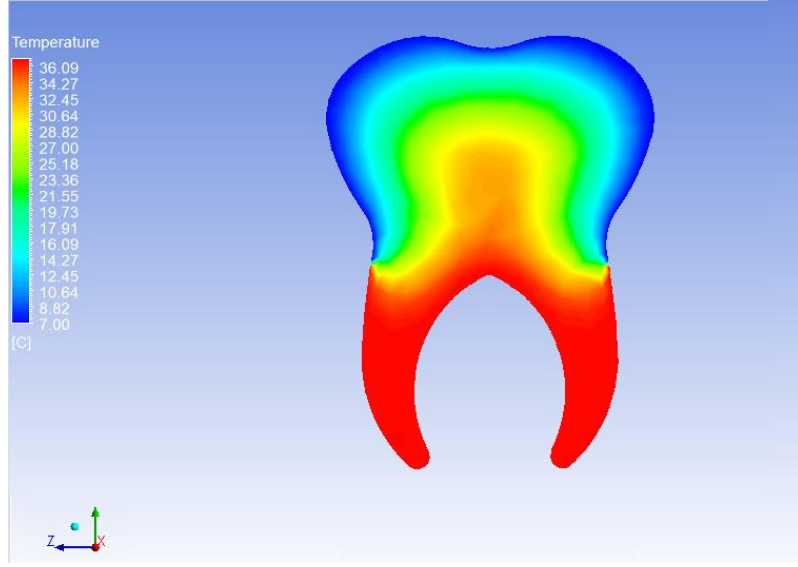


Şekil 4.44.b. $t=8$ s de cam iyonomer dolgu uygulanmış diş için von-mises dağılımı (MPa)

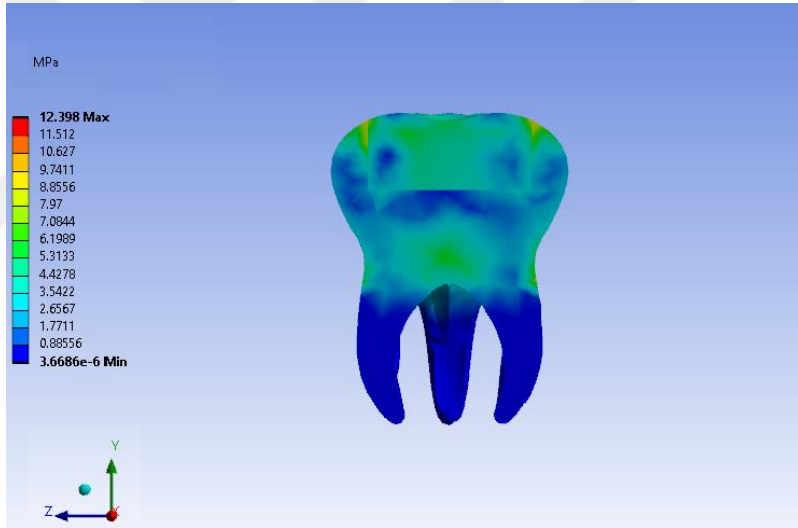


Şekil 4.44.c. $t=8$ s de cam iyonomer dolgu uygulanmış diş için yer değişimi (mm)

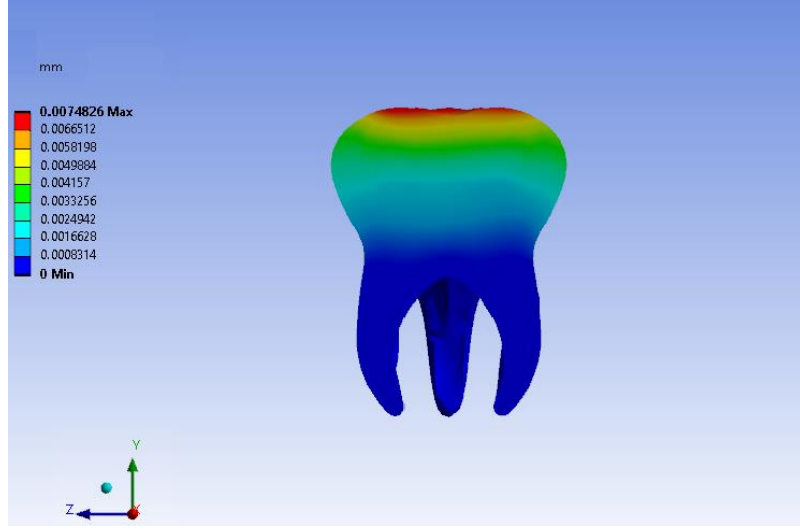
Cam iyonomer dolgu uygulanmış dişte on altıncı saniye ($t=16$ s) sonunda elde edilen sıcaklık dağılımı, von-mises gerilmeleri ve yer değişimleri kesit görüntüleri Şekil 4.45.a, Şekil 4.45.b ve Şekil 4.45.c'de gösterilmiştir.



Şekil 4.45.a. t=16 s de cam iyonomer dolgu uygulanmış diş için sıcaklık dağılımı (°C)



Şekil 4.45.b. t=16 s de cam iyonomer dolgu uygulanmış diş için von-mises dağılımı (MPa)

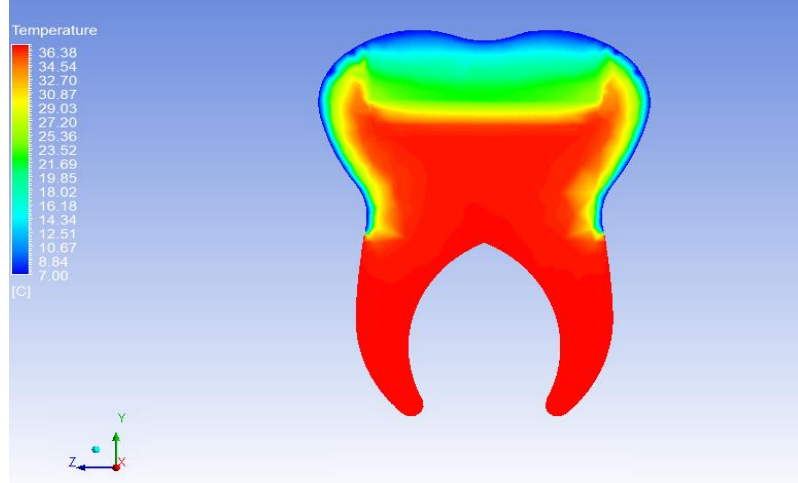


Şekil 4.45.c. t=16 s de cam iyonomer dolgu uygulanmış diş için yer değişimi (mm)

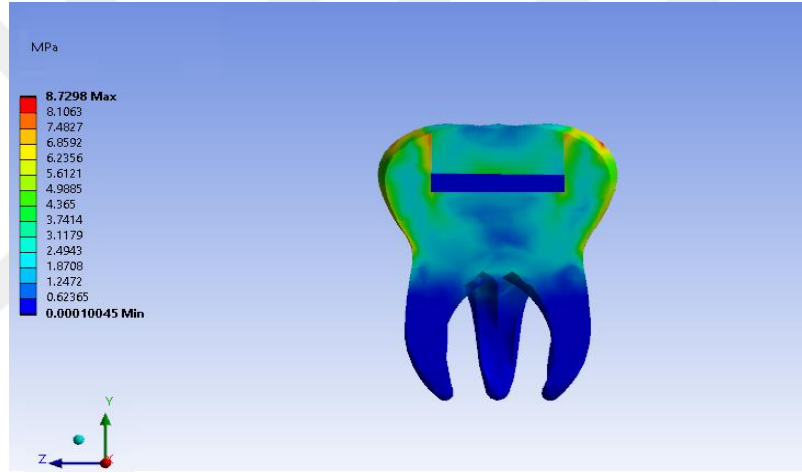
Şekil 4.43.a, Şekil 4.44.a ve Şekil 4.45.a’da görüleceği üzere cam iyonomer dolgu uygulanmış dişin ısı iletim katsayısı sağlam dişin ısı iletim katsayısına yakın olduğundan sağlam diş ile cam iyonomer dolgu uygulanmış dişin diş köklerine sıcaklık iletimi daha çok benzemektedir. Şekil 4.43.b, Şekil 4.44.b ve Şekil 4.45.b’de cam iyonomer dolgu uygulanmış dişte sıcaklık arttıkça Von-Mises gerilmesi azalmaktadır. Şekil 4.43.c, Şekil 4.44.c ve Şekil 4.45.c’de ise cam iyonomer dolgu uygulanmış dişte sıcaklık arttıkça dişte oluşan yer değiştirme de artmaktadır.

4.2.4. Amalgam Dolgu Uygulanmış Diş için Soğuk Bir İçecek İçilmesi Durumu (7°C) Analizi

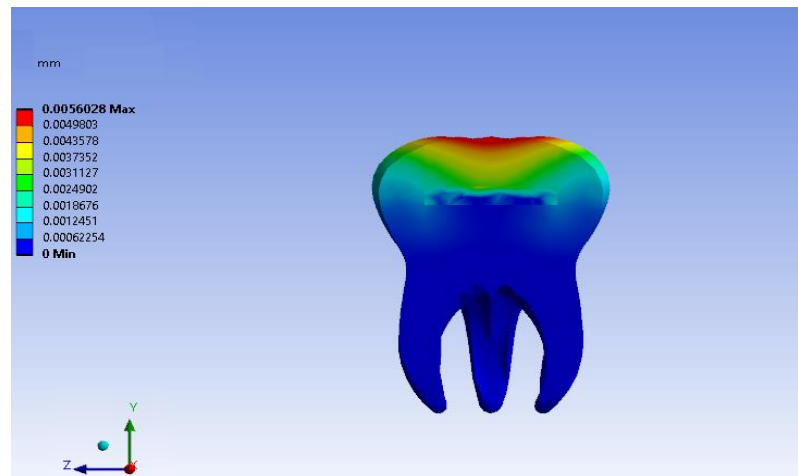
Amalgam dolgu uygulanmış diş için sınır koşulları olarak dişin taç kısmına 7°C sıcaklıkta bir içecek içildiğindeki durum ile birlikte 100N’luk kuvvet altında 16 s süre boyunca incelenmiştir. Amalgam dolgu uygulanmış dişte birinci saniye (t=1 s) sonunda elde edilen sıcaklık dağılımı, von-mises gerilmeleri ve yer değişimlerinin kesit görünümleri Şekil 4.46.a, Şekil 4.46.b ve Şekil 4.46.c’de gösterilmiştir.



Şekil 4.46.a. $t=1$ s de amalgam dolgu uygulanmış diş için sıcaklık dağılımı ($^{\circ}\text{C}$)

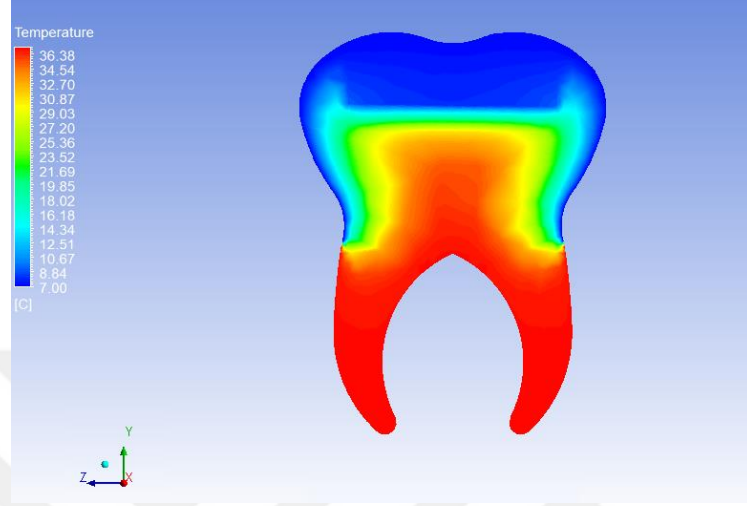


Şekil 4.46.b. $t=1$ s de amalgam dolgu uygulanmış diş için von-mises dağılımı (MPa)

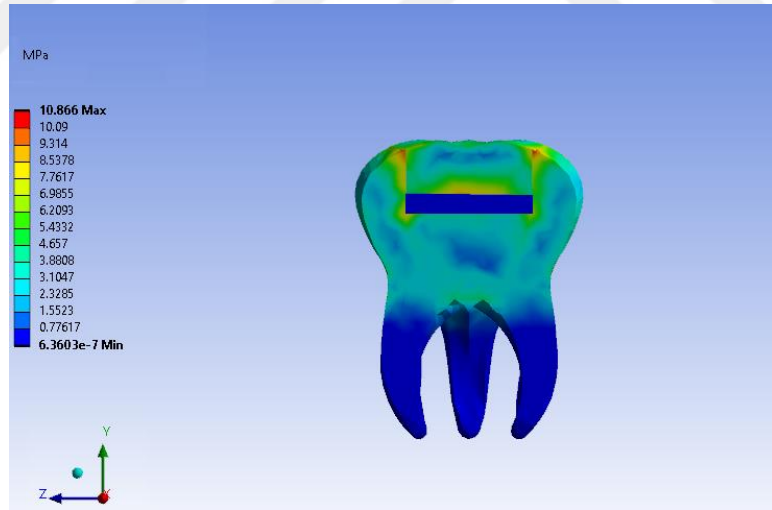


Şekil 4.46.c. $t=1$ s de amalgam dolgu uygulanmış diş için yer değişimi (mm)

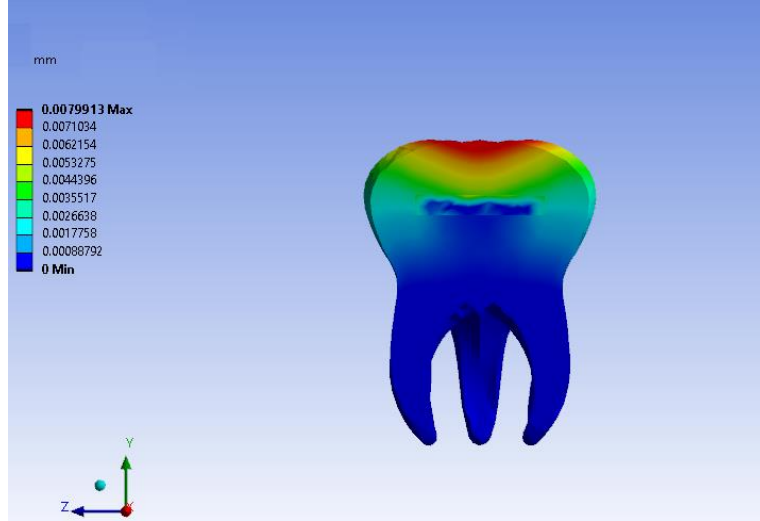
Amalgam dolgu uygulanmış dişte sekizinci saniye ($t=8$ s) sonunda elde edilen sıcaklık dağılımı, von-mises gerilmeleri ve yer değişimlerinin kesit görüntüleri Şekil 4.47.a, Şekil 4.47.b ve Şekil 4.47.c’de gösterilmiştir.



Şekil 4.47.a. $t=8$ s de amalgam dolgu uygulanmış diş için sıcaklık dağılımı ($^{\circ}\text{C}$)

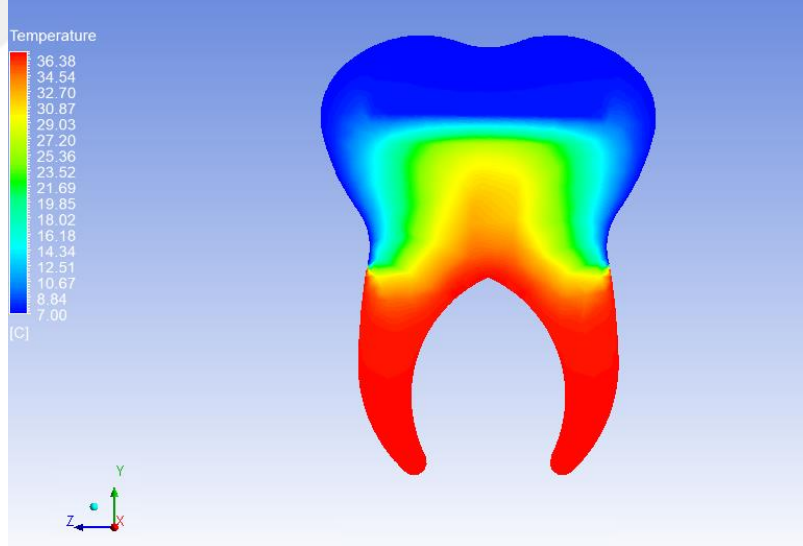


Şekil 4.47.b. $t=8$ s de amalgam dolgu uygulanmış diş için von-mises dağılımı (MPa)

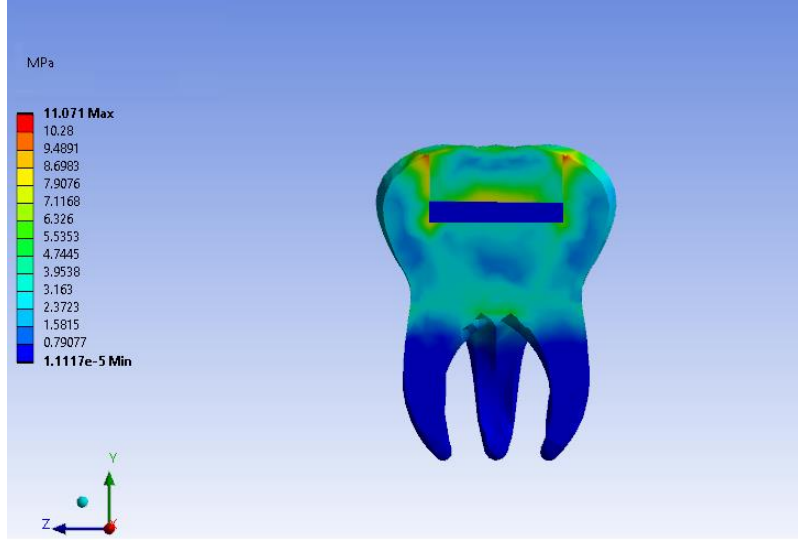


Şekil 4.47.c. $t=8$ s de amalgam dolgu uygulanmış diş için yer değişimi (mm)

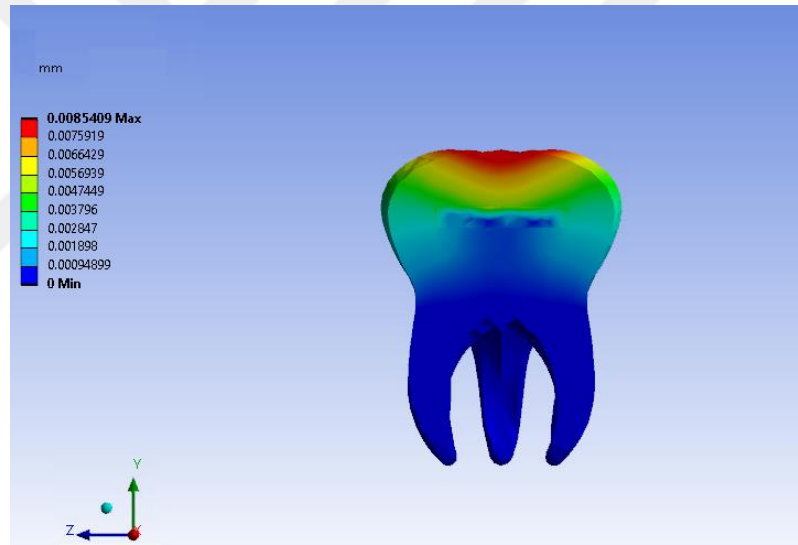
Amalgam dolgu uygulanmış dişte on altıncı saniye ($t=16$ s) sonunda elde edilen sıcaklık dağılımı, von-mises gerilmeleri ve yer değişimlerinin kesit görüntüleri Şekil 4.48.a, Şekil 4.48.b ve Şekil 4.48.c’de gösterilmiştir.



Şekil 4.48.a. $t=16$ s de amalgam dolgu uygulanmış diş için sıcaklık dağılımı ($^{\circ}\text{C}$)



Şekil 4.48.b. $t=16$ s de amalgam dolgu uygulanmış diş için von-mises dağılımı (MPa)



Şekil 4.48.c. $t=16$ s de amalgam dolgu uygulanmış diş için yer değişimi (mm)

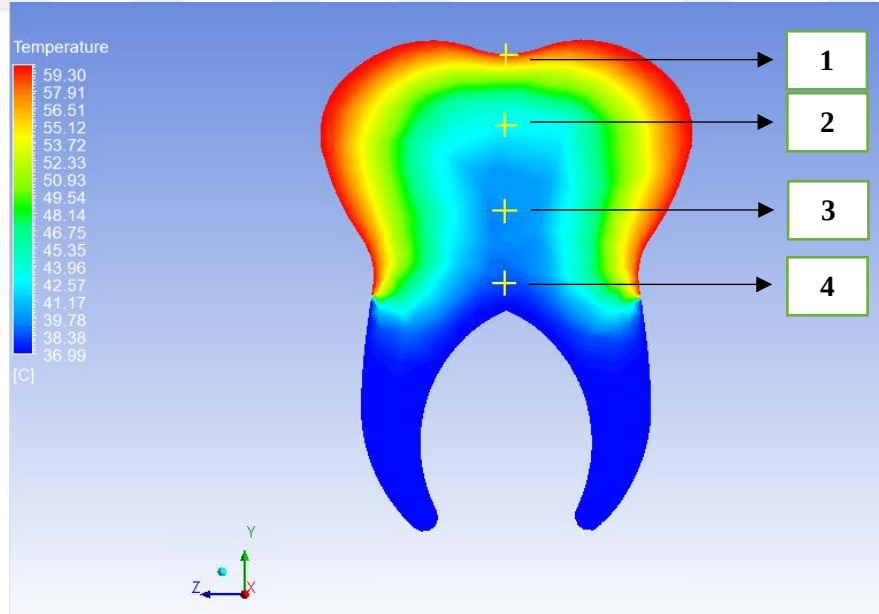
Şekil 4.46.a, Şekil 4.47.a ve Şekil 4.48.a'da görüleceği üzere amalgam dolgu uygulanmış dişin ısı iletim katsayısı çok yüksek olduğundan dolgunun hemen altına daha yalıtkan bir malzeme olan gütaperka malzemesi konularak ısı iletiminin diş köküne çok hızlı iletilmesi engellenmektedir. Şekil 4.46.b, Şekil 4.47.b ve Şekil 4.48.b'de amalgam dolgu uygulanmış dişte gütaperka malzemesinin kullanılmasından dolayı dişte fazladan gerilme gerçekleşmekte ve von-mises gerilmesi sürekli artmaktadır. Şekil 4.46.c, Şekil 4.47.c ve Şekil 4.48.c'de ise amalgam dolgu uygulanmış dişte sıcaklık arttıkça dişte oluşan yer değiştirme de artmaktadır.

5. SONUÇLAR ve ÖNERİLER

Bu çalışmada, günlük hayatta sıcak (60°C) ve soğuk (7°C) içecek ile yiyecek eş zamanlı tüketilmesi sonucunda sağlam diş ve hasara uğramış (dolgulu) dişlerde ısı ve bası gerilmeleri eş zamanlı uygulanmıştır. Malzemenin uzunluk değişiminin ilk uzunluğuna oranı (gerinim) olarak adlandırılmaktadır. Sağlam diş ve hasara uğramış (dolgulu) dişler üzerindeki gerilmeler ve yer değişimleri incelenerek sağlam diş ile en uyumlu dolgu malzemesinin özellikleri belirlenmiştir.

5.1. Sağlam Diş ve Hasara Uğramış (Dolgulu) Dişler için Sıcak Bir İçecek İçilmesi Durumu (60°C) Analizlerinin İncelenmesi

Yapılan analizleri incelemek için Şekil 5.49'da gösterildiği gibi sağlam diş ve hasara uğramış (dolgulu) dişler üzerinden taç kısmından kök kısmına kadar 4 nokta seçilerek bu noktalardaki sıcaklık dağılımı ile toplam mekanik ve termal eşdeğer gerinimleri incelenmiştir.



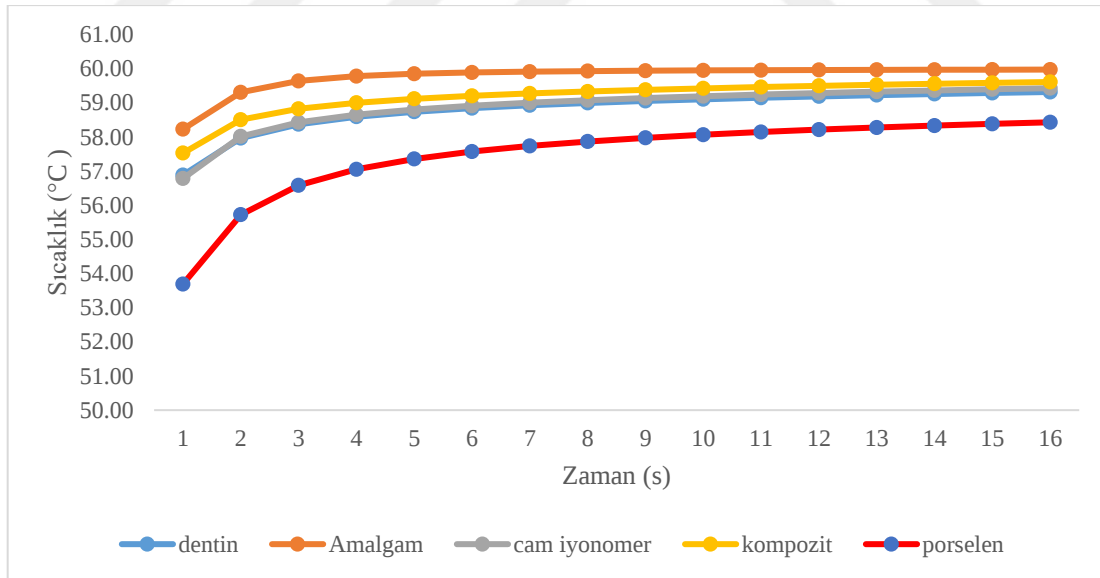
Şekil 5.49. Sağlam diş üzerinden seçilen noktaların görünümü

Sağlam diş ve hasara uğramış (dolgulu) dişler üzerinden taç kısmından kök kısmına kadar seçilen dört nokta üzerinde çizilen sıcaklık-zaman grafikleri Şekil 5.50, Şekil 5.52, Şekil 5.54 ve Şekil 5.56’da, Toplam mekanik ve termal eşdeğer gerinim-Zaman grafikleri Şekil 5.51, Şekil 5.53, Şekil 5.55 ve Şekil 5.57’de gösterilmiştir. Sağlam diş ve hasara uğramış (dolgulu) dişlerin von-mises gerilmeleri ve yer değiştirmeleri ise Tablo 5.5’te gösterilmiştir.

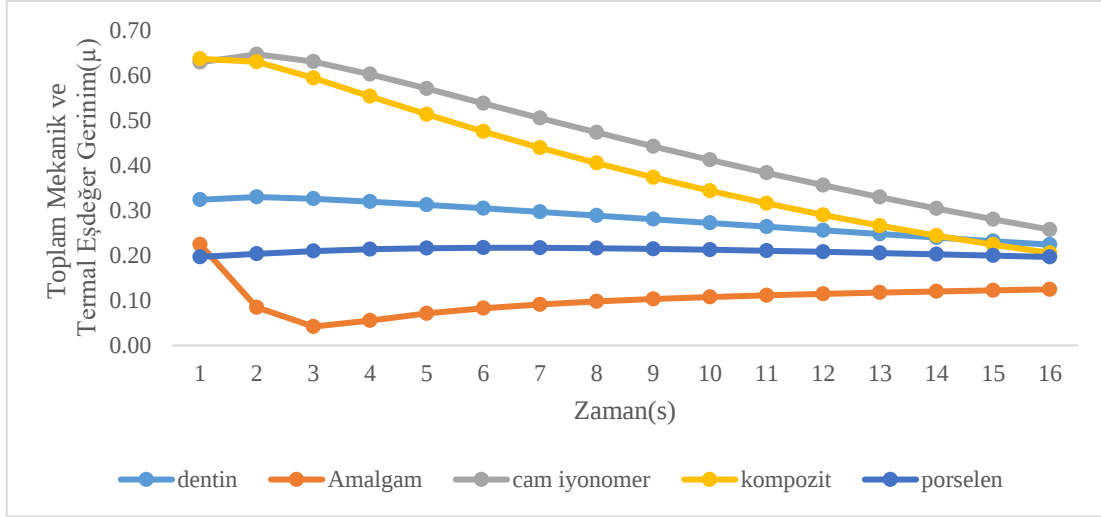
Tablo 5.5. Sağlam diş ve hasara uğramış (dolgulu) dişlerin von-mises ve yer değişimleri (60 °C)

60 °C	Dentin		Amalgam Dolgu		Cam İyonomer Dolgu		Kompozit Dolgu		Porselen Dolgu	
	Max	Min	Max	Min	Max	Min	Max	Min	Max	Min
Von-Mises (MPa)	8.31	6.53	8.93	8.04	10.63	8.93	9.87	9	23.74	16.66
Yer Değişimi (µm)	2.08	0.76	4.31	2.65	4.63	2.03	4.82	1.88	2.27	1.28

Birinci Nokta;

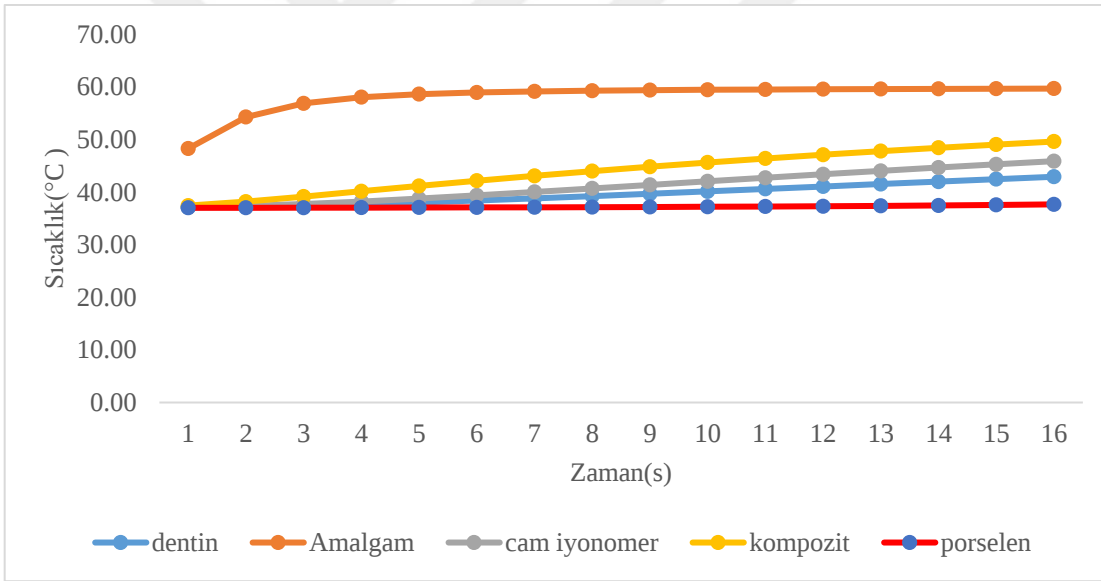


Şekil 5.50. Birinci nokta için sıcaklık- zaman grafiği

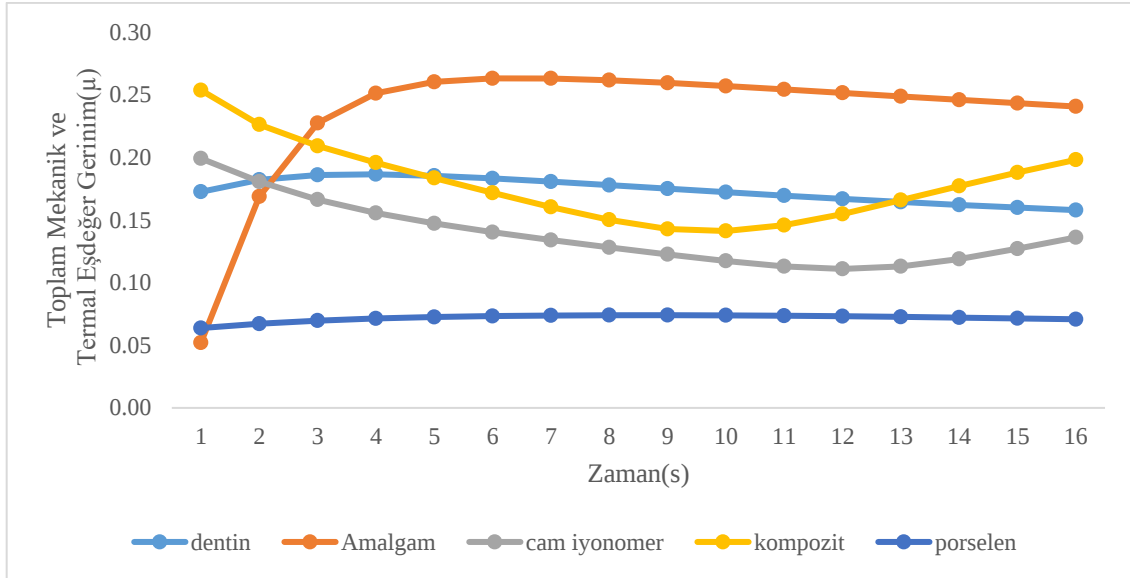


Şekil 5.51. Birinci nokta için toplam mekanik ve termal eşdeğer gerinim- zaman grafiği

İkinci Nokta;

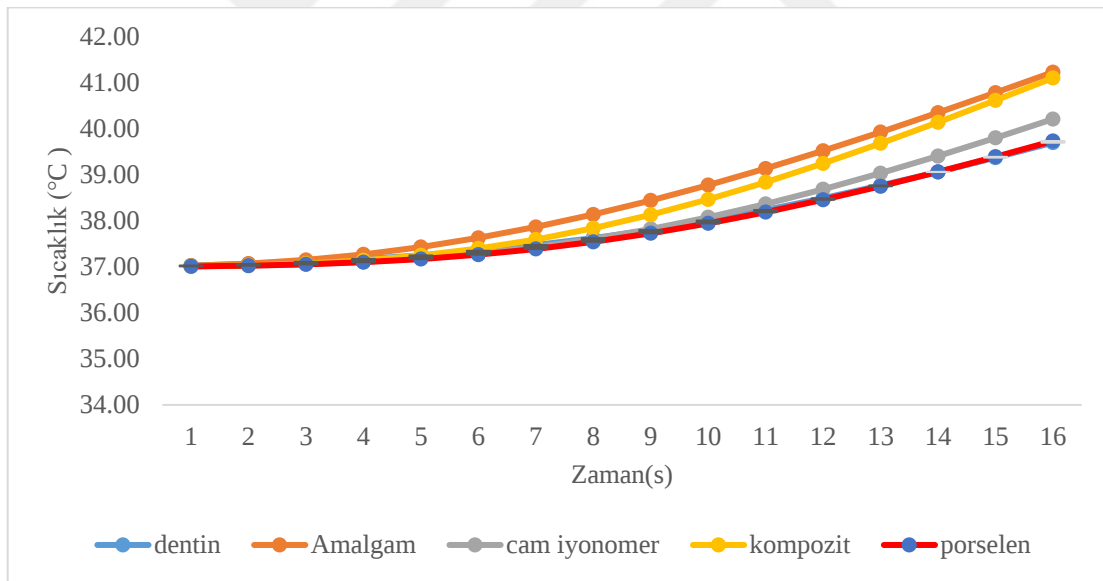


Şekil 5.52. İkinci nokta için sıcaklık-zaman grafiği

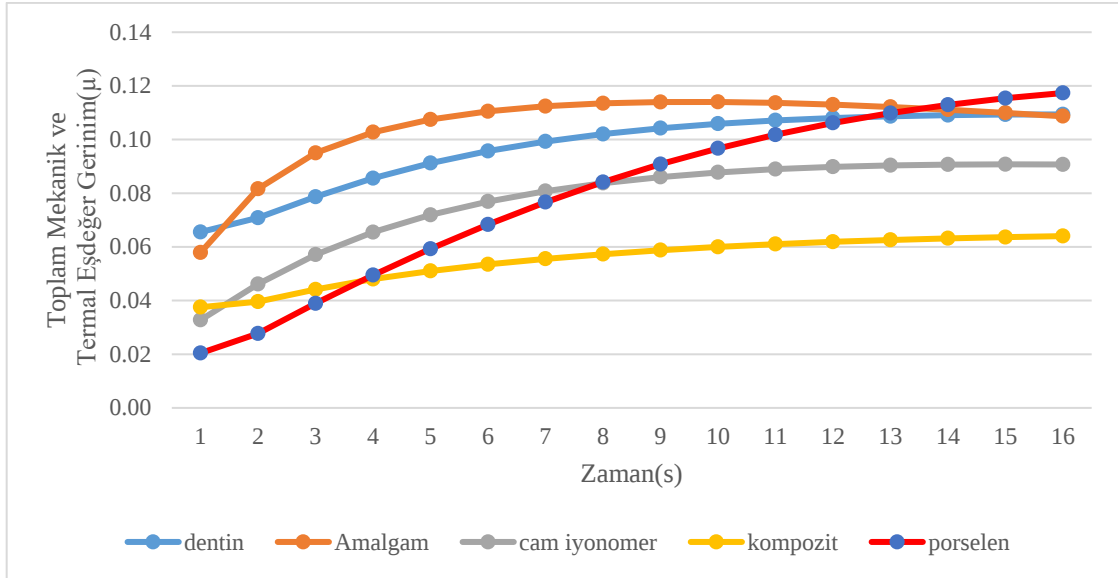


Şekil 5.53. İkinci nokta için toplam mekanik ve termal eşdeğer gerinim-zaman grafiği

Üçüncü Nokta;

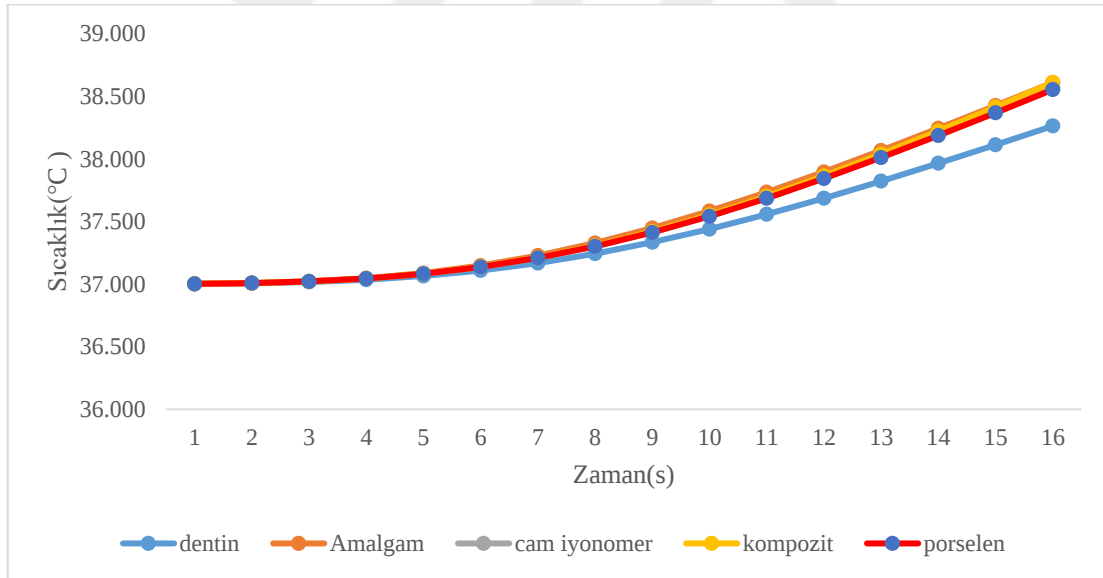


Şekil 5.54. Üçüncü nokta için sıcaklık-zaman grafiği

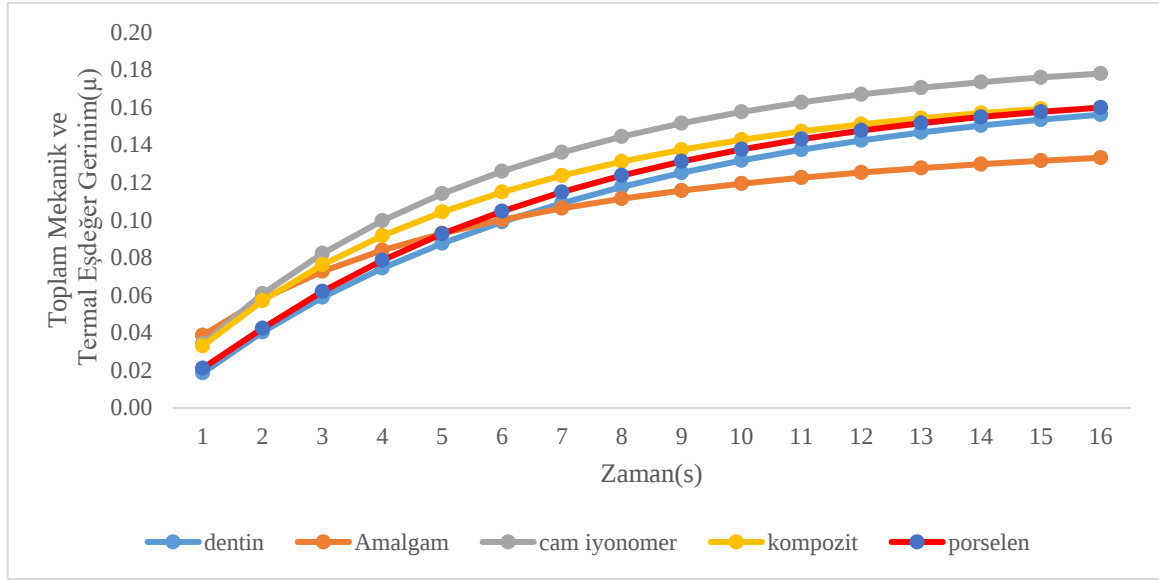


Şekil 5.55. Üçüncü nokta için toplam mekanik ve termal eşdeğer gerinim-zaman grafiği

Dördüncü Nokta;



Şekil 5.56. Dördüncü nokta için sıcaklık-zaman grafiği



Şekil 5.57. Dördüncü nokta için toplam mekanik ve termal eşdeğer gerinim-zaman grafiği

Tablo 5.5’den görüleceği üzere sağlam dişe en yakın gerilmeye sahip amalgam dolgu uygulanmış dişlerdir. Sağlam diş ve hasara uğramış (dolgulu) dişler üzerinden seçilen noktaların sıcaklık-zaman grafikleri Şekil 5.50, Şekil 5.52, Şekil 5.54 ve Şekil 5.56’da görüleceği üzere, dolgu malzemeleri arasında sağlam dişe en yakın ısı iletimini gerçekleştiren dolgu çeşidi cam iyonomer dolgu uygulanmış diş üzerinde gerçekleşmektedir. Porselen dolguların elastik modülünün yüksek olmasından dolayı dolgu malzemesi üzerinde gerilme fazla olmasına yer değiştirmesi çok düşüktür. Şekil 5.51 ve Şekil 5.57’de görüldüğü üzere sağlam dişe en yakın dolgu malzemesi porselen dolgu, Şekil 5.55’de ise amalgam dolgu olarak görülmektedir. Şekil 5.53’de sağlam dişe en yakın malzeme ise cam iyonomer dolgu uygulanmış diş olarak görülmektedir. Dolgu malzemesi sıcak bir içecek içildiğinde diştten daha fazla genleşme gerçekleştireceğinden Şekil 5.53’de görülen grafikte düzensizlik görülmektedir.

5.2. Sağlam Diş ve Hasara Uğramış (Dolgulu) Dişler için Soğuk Bir İçecek İçilmesi Durumu (7°C) Analizlerinin İncelenmesi

Sağlam diş ve hasara uğramış (dolgulu) dişler üzerinden taç kısmından kök kısmına kadar seçilen dört nokta üzerinde çizilen sıcaklık-zaman grafikleri Şekil 5.58, Şekil 5.60, Şekil 5.62 ve Şekil 5.64’de toplam mekanik ve termal eşdeğer gerinim-zaman grafikleri Şekil 5.59, Şekil 5.61, Şekil 5.63 ve Şekil 5.65’de gösterilmiştir. Sağlam diş ve hasara

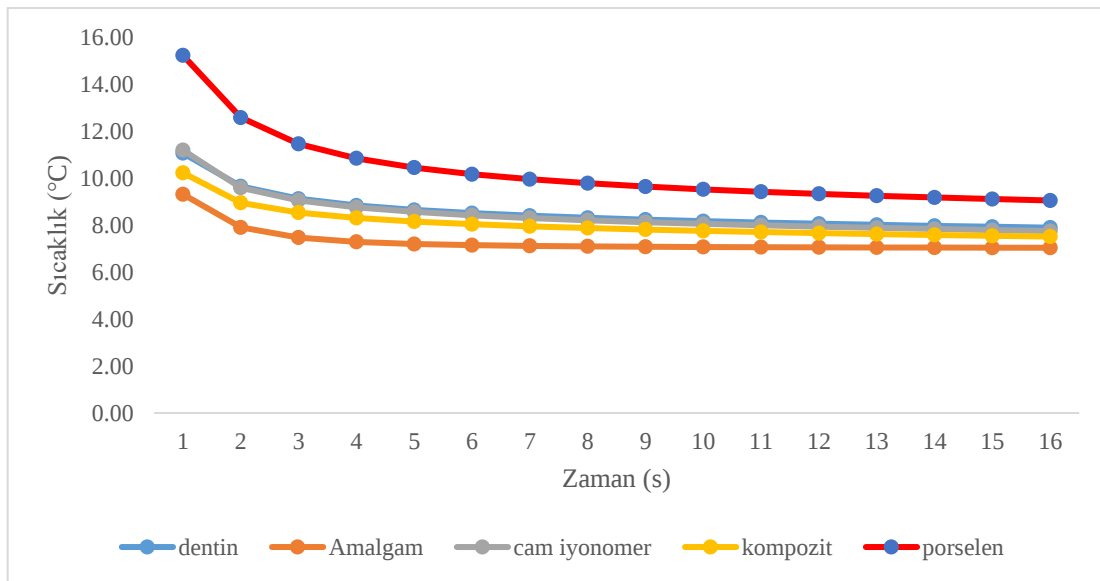
uğramış (dolgulu) dişlerin von-mises gerilmeleri ve yer değiştirmeleri ise Tablo 5.6’da gösterilmiştir.

Tablo 5.6. Sağlam diş ve hasara uğramış (dolgulu) dişlerin von-mises ve yer değişimleri (7 °C)

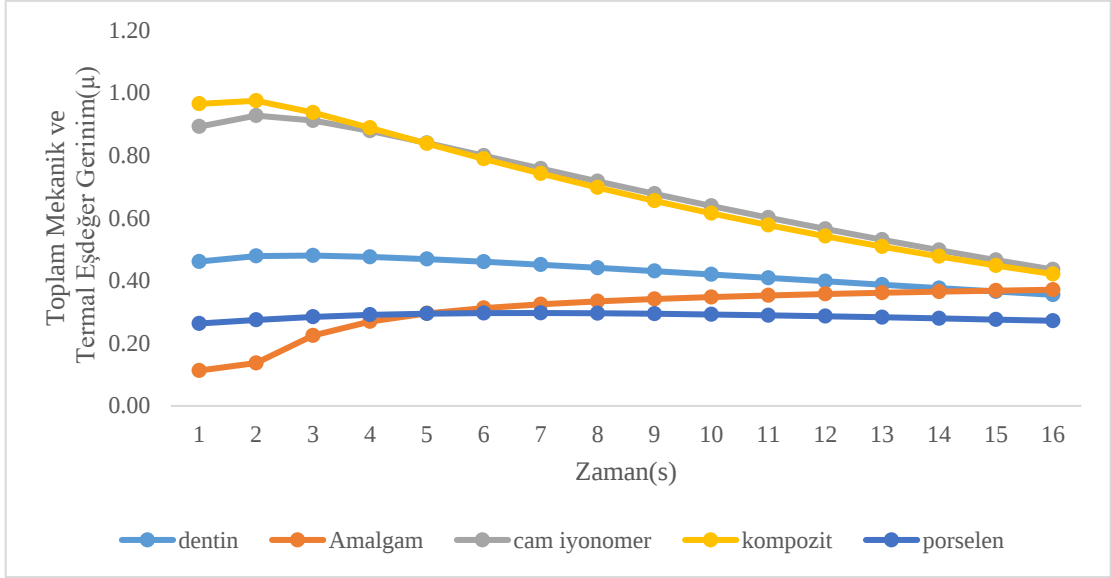
7 °C	Dentin		Amalgam Dolgu		Cam İyonomer Dolgu		Kompozit Dolgu		Porselen Dolgu	
	Max	Min	Max	Min	Max	Min	Max	Min	Max	Min
Von-Mises (MPa)	9.86	7.2	11.07	8.72	15.07	12.13	11.92	10.75	31.67	23.53
Yer Değişimi (µm)	3.34	1.54	8.54	5.60	7.48	3.46	8.48	4.33	3.58	1.77

Tablo 5.6’dan görüleceği üzere porselen dolgu uygulanmış dişlerin yer değiştirmeleri sağlam dişe en yakın dolgu malzemesi görülmesine rağmen porselen dolgu uygulanmış dişler üzerindeki gerilme, sağlam dişe oranla çok daha büyüktür. Tablo 5.6’da görüleceği üzere analizi yapılan dolgu malzemeleri içerisinde sağlam dişe en yakın gerilmeye sahip dolgu çeşidi amalgam dolgu uygulanmış dişlerdir.

Birinci Nokta;

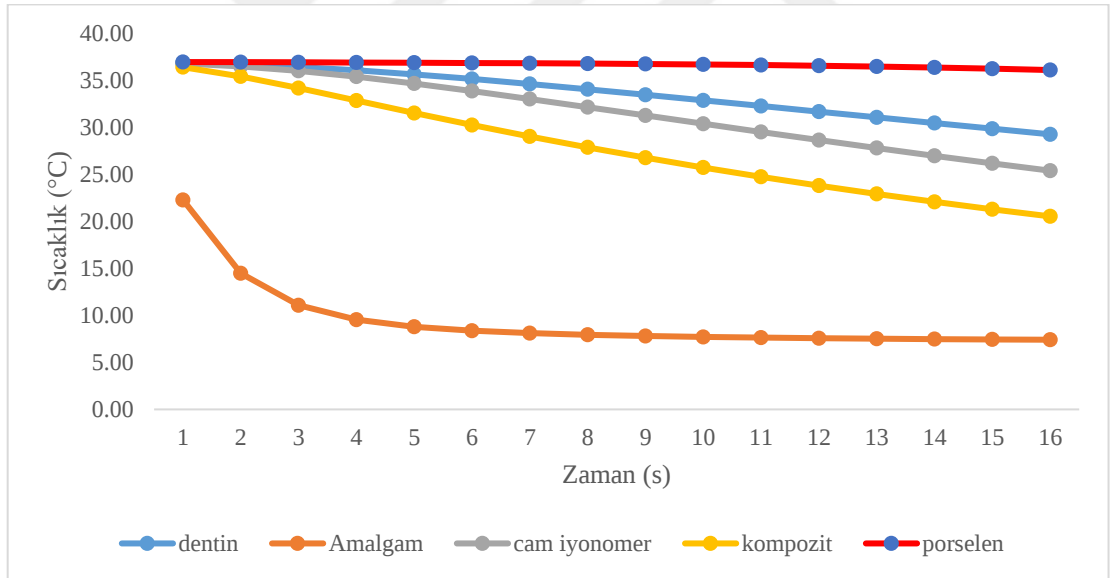


Şekil 5.58. Birinci nokta için sıcaklık- zaman grafiği

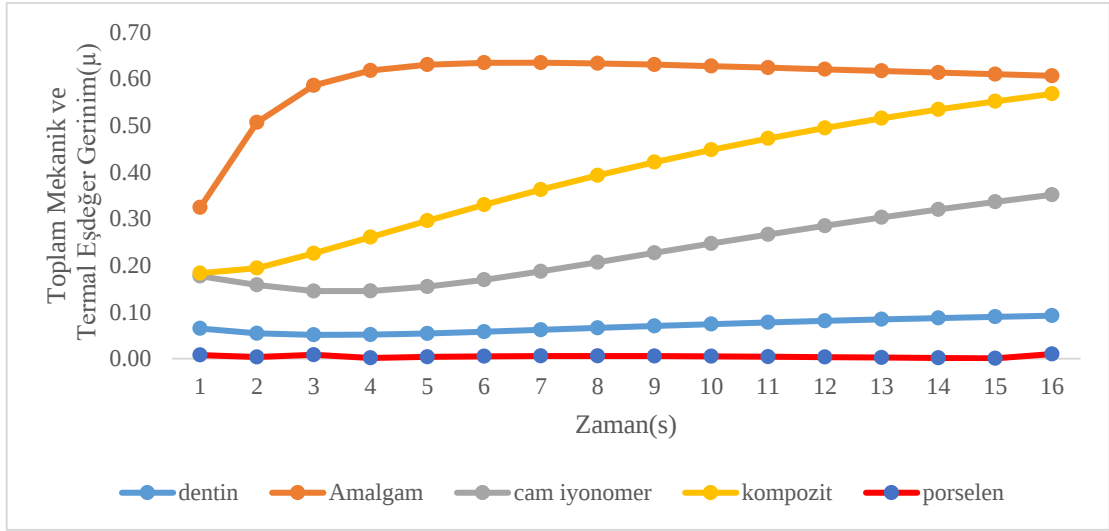


Şekil 5.59. Birinci nokta için toplam mekanik ve termal eşdeğer gerinim- zaman grafiği

İkinci Nokta;

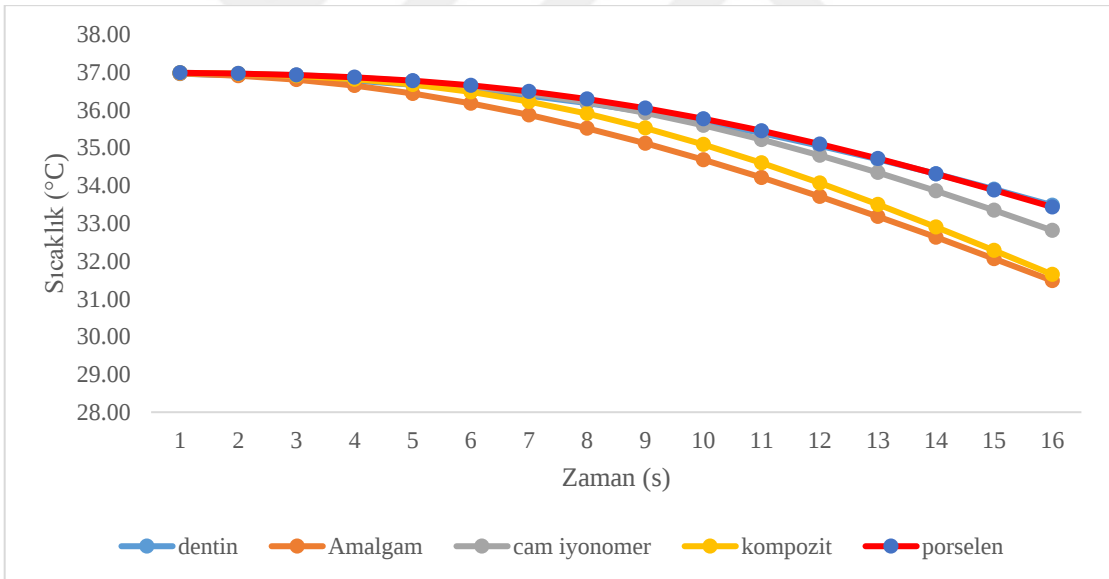


Şekil 5.60. İkinci nokta için sıcaklık-zaman grafiği

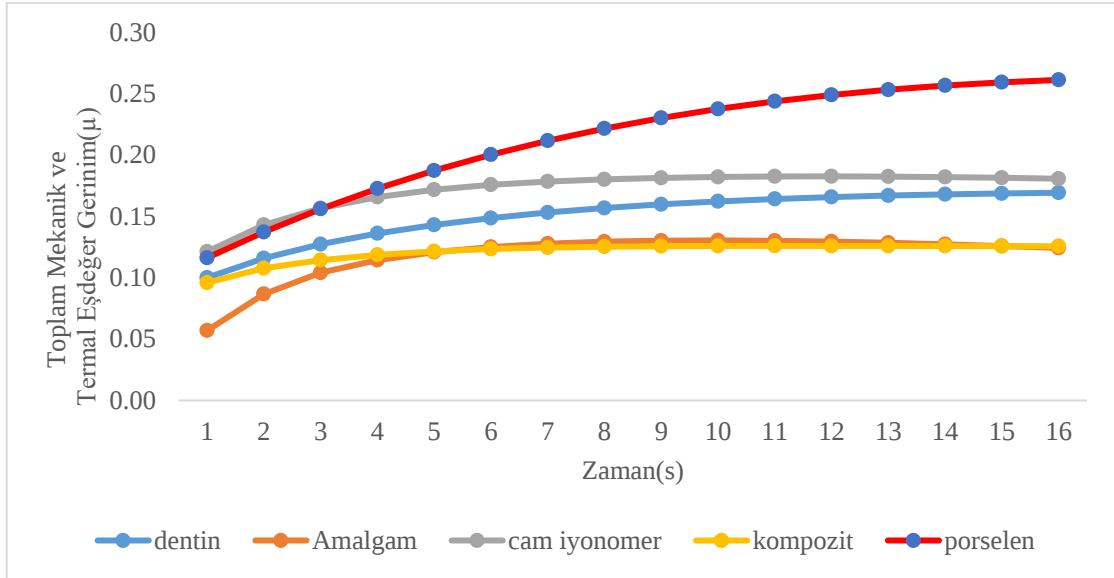


Şekil 5.61. İkinci nokta için toplam mekanik ve termal eşdeğer gerinim-zaman grafiği

Üçüncü Nokta;

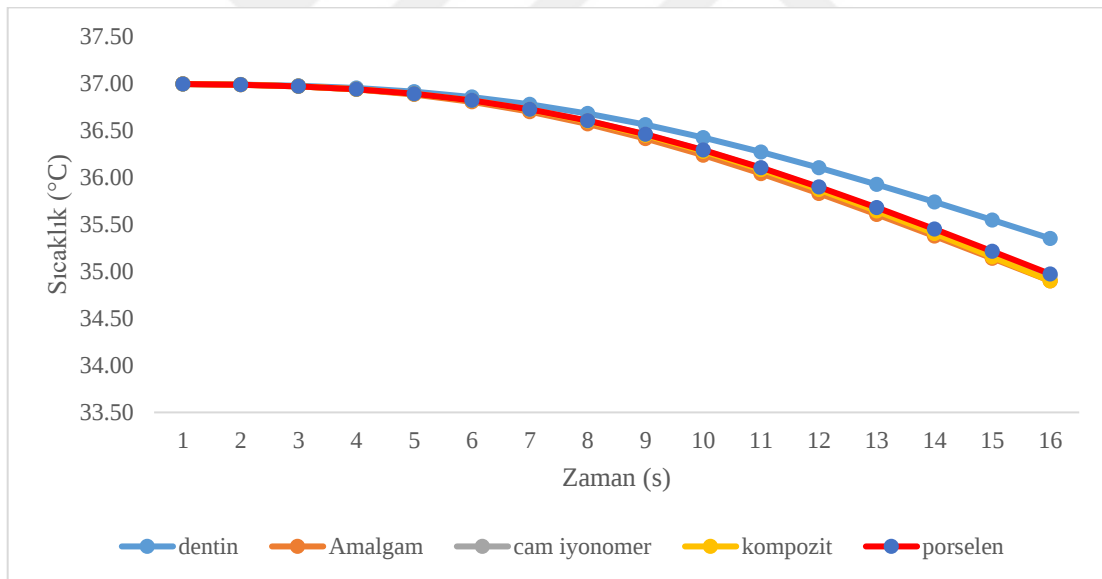


Şekil 5.62. Üçüncü nokta için sıcaklık-zaman grafiği

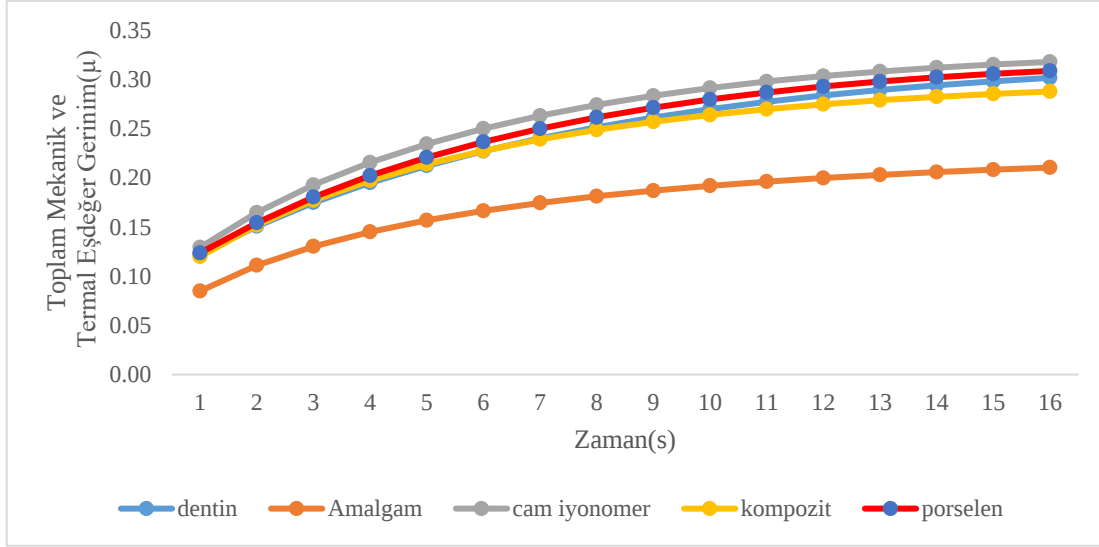


Şekil 5.63. Üçüncü nokta için toplam mekanik ve termal eşdeğer gerinim-zaman grafiği

Dördüncü Nokta;



Şekil 5.64. Dördüncü nokta için sıcaklık-zaman grafiği



Şekil 5.65. Dördüncü nokta için toplam mekanik ve termal eşdeğer gerinim-zaman grafiği

Sağlam diş ve hasara uğramış (dolgulu) dişler üzerinden alınan noktaların sıcaklık-zaman grafikleri Şekil 5.58, Şekil 5.60, Şekil 5.62 ve Şekil 5.64'te görüleceği üzere dolgu malzemeleri arasında sağlam dişe en yakın ısı iletimini gerçekleştiren dolgu çeşidi cam iyonomer dolgu uygulanmış diş üzerinde görülmektedir. Porselen dolguların elastik modülünün yüksek olmasından dolayı dolgu malzemesi üzerinde gerilme fazla olmasına rağmen malzemenin uzunluk değişiminin ilk uzunluğuna oranı(gerinim) olduğundan Şekil 5.59'da amalgam dolgu, Şekil 5.63'de cam iyonomer dolgu, Şekil 5.61 ve Şekil 5.65'de ise sağlam dişe en yakın dolgu malzemesi porselen dolgu olarak görülmektedir. Dolgu malzemesi sıcak veya soğuk bir içecek içildiğinde diştten daha fazla genleşme ve sıkılaşma gerçekleştireceğinden Şekil 5.59'daki grafik Şekil 5.53'deki grafiğe göre daha düzenli görülmektedir. Her ne kadar porselen dolgu uygulanmış dişlerin yer değiştirmesi çok düşük olsa da porselen dolgu uygulanmış dişlerin gerilme değerleri sağlam dişe göre yüksektir.

Sonuç olarak sıcak (60°C) ve soğuk (7°C) durumlarda yapılan analizlerde sağlam dişe ve hasarlı (dolgulu) dişler üzerinden taç kısmından kök kısmına kadar seçilen dört nokta üzerinden çizilen grafiklere bakıldığında, sağlam dişe en yakın ısı iletimini gösteren dolgu malzemesi cam iyonomer dolgu uygulanmış dişlerdir. Tablo 5.5 ve Tablo 5.6'dan görüleceği üzere soğuk (7°C) bir içecek içilmesi durumunda sağlam diş ve hasara uğramış (dolgulu) dişler üzerinde von-mises gerilmesi sıcak (60°C) bir içecek içilmesi durumuna göre daha fazladır. Bunun nedeni soğuk (7°C) bir içecek içilmesi durumunda diş ve hasara uğramış (dolgulu) dişler de sıkılaşma olacağından dişler üzerinde gerilme daha fazla olmaktadır.

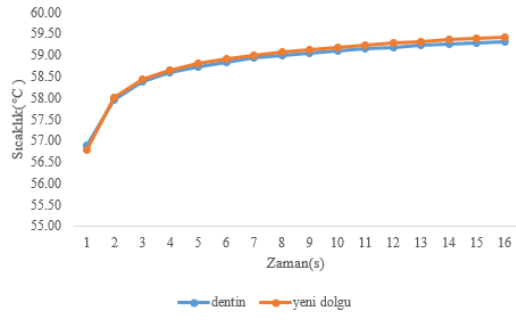
Sıcaklık arttıkça malzeme genleşeceğinden sıcaklık yükseldikçe von-mises gerilmeleri düşmektedir. Soğuk bir içecek içilmesi durumundaki yer değiştirme, sıcak bir içecek içilmesi durumuna göre nispeten daha fazla görülmektedir. Bunun sebebi ise malzeme soğuk duruma maruz kaldığında malzeme üzerinde pekleşme ve kristalleşme gerçekleşmektedir. Bu durumda malzeme üzerindeki yer değiştirmeyi artırarak malzemenin daha erken kırılmasına sebep olmaktadır. Tablo 5.5 ve Tablo 5.6’da görüldüğü üzere sağlam diş en yakın gerilme değerine sahip dolgu malzemesi amalgam dolgu olarak görülmektedir. Yapılan analizler sonucunda cam iyonomer dolguların termal özellikleri, amalgam dolguların ise mekanik özellikleri alınarak yeni bir dolgu malzemesi sayısal olarak incelenmiştir.

Sağlam diş ile yeni dolgu malzemesinin sıcak bir içecek içilmesi (60°C) durumu analizinde Von-Mises ve yer değiştirme karşılaştırması Tablo 7’de gösterilmiştir. Sıcaklık-zaman grafikleri Şekil 5.66, Şekil 5.68, Şekil 5.70 ve Şekil 5.72’de, toplam mekanik ve termal eşdeğer gerinim-zaman grafikleri Şekil 5.67, Şekil 5.69, Şekil 5.71 ve Şekil 5.73’de gösterilmiştir.

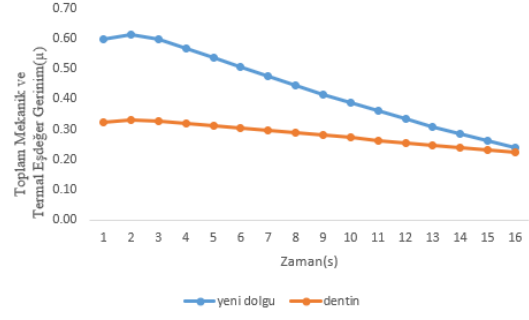
Tablo 5.7.Sağlam diş ve yeni dolgu malzemesi von-mises yer değiştirme karşılaştırması (60 °C)

60 °C	Dentin		Yeni Dolgu	
	Max	Min	Max	Min
Von-Mises (MPa)	8.31	6.53	11.47	8.93
Yer Değişimi (µm)	2.08	0.76	4.66	2.07

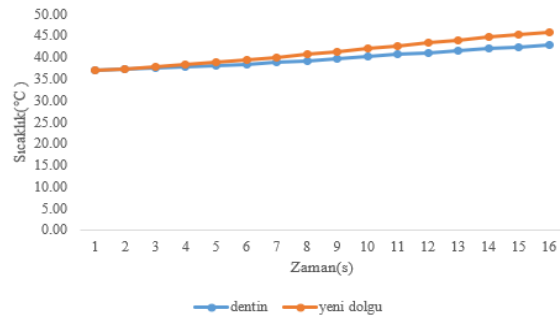
Tablo 5.7’de görüleceği üzere sıcak bir içecek içilmesi (60°C) durumunda sağlam dişte oluşan maksimum gerilme 8.31 MPa, yeni dolgu malzemesinde 11.47 MPa olarak görülmektedir. Sağlam dişin yer değiştirmesi maksimum 2.08 µm, yeni dolgu malzemesinin yer değiştirmesi ise 4.66 µm olarak görülmektedir.



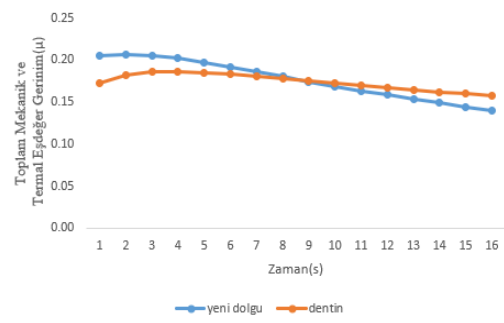
Şekil 5.66. Birinci nokta sıcaklık- zaman grafiği



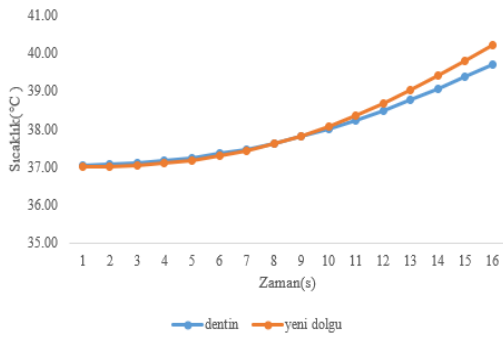
Şekil 5.67. Birinci nokta toplam mekanik ve termal eşdeğer gerinim-zaman grafiği



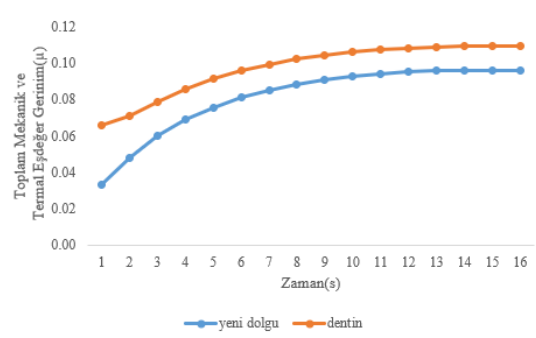
Şekil 5.68. İkinci nokta sıcaklık- zaman grafiği



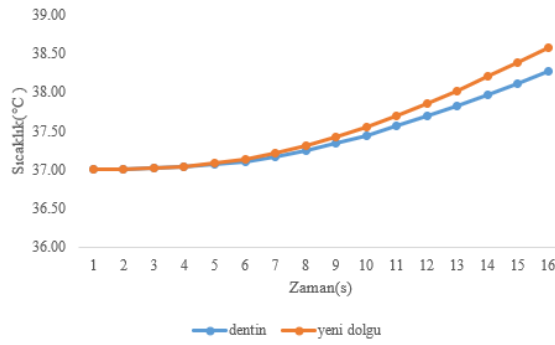
Şekil 5.69. İkinci nokta toplam mekanik ve termal eşdeğer gerinim-zaman grafiği



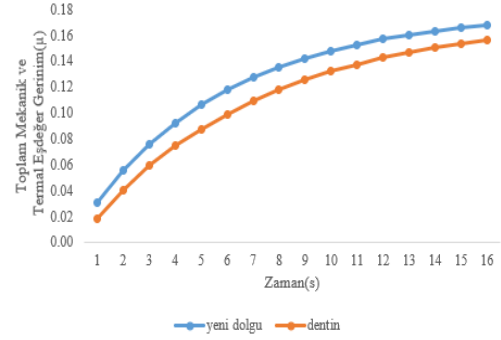
Şekil 5.70. Üçüncü nokta sıcaklık- zaman grafiği



Şekil 5.71. Üçüncü nokta toplam mekanik ve termal eşdeğer gerinim-zaman grafiği



Şekil 5.72. Dördüncü nokta sıcaklık- zaman grafiği



Şekil 5.73. Dördüncü nokta toplam mekanik ve termal eşdeğer gerinim-zaman grafiği

Şekil 5.67, Şekil 5.69, Şekil 5.71 ve Şekil 5.73'de ise sağlam diş ile yeni dolgu malzemesinin göstermiş olduğu malzemenin uzunluk değişiminin ilk uzunluğuna oranı(gerinim)-zaman grafiklerinden de görüleceği üzere sağlam diş ile yeni dolgu malzemesi aynı eğilimi göstermektedir. Şekil 67'de sağlam diş ile yeni dolgu malzemesinin toplam mekanik ve termal eşdeğer gerinim-zaman grafiklerinden görüleceği üzere sağlam diş 0.46 μm ile başlayıp 0.35 μm ile son bulurken yeni dolgu malzemesi ise 0.71 μm ile başlayıp 0.35 μm ile bitirmekte ve benzer eğilimi göstermektedir. Şekil 5.69'da sağlam diş ile yeni dolgu malzemesinin toplam mekanik ve termal eşdeğer gerinim-zaman grafiklerinden görüleceği üzere sağlam diş 0.17 μm ile başlayıp 0.157 μm ile son bulurken yeni dolgu malzemesi ise 0.21 μm ile başlayıp 0.14 μm ile bitirmekte ve benzer eğilimi göstermektedir. Şekil 5.71'de sağlam diş ile yeni dolgu malzemesinin toplam mekanik ve termal eşdeğer gerinim-zaman grafiklerinden görüleceği üzere sağlam diş 6.5×10^{-5} ile başlayıp 0.11 μm ile son bulurken yeni dolgu malzemesi ise 0.03 μm ile başlayıp 0.096 μm ile bitirmekte ve benzer eğilimi göstermektedir. Son olarak Şekil 5.73'de sağlam diş ile yeni dolgu malzemesinin toplam mekanik ve termal eşdeğer gerinim-zaman grafiklerinden görüleceği üzere sağlam diş 0.019 μm ile başlayıp 0.016 μm ile son bulurken yeni dolgu malzemesi ise 0.030 μm ile başlayıp 0.17 μm ile bitirmekte ve benzer eğilimi göstermektedir. Şekil 5.66, Şekil 5.68, Şekil 5.70 ve Şekil 5.72'den görüleceği üzere sağlam diş ile yeni dolgu malzemesinin ısı iletimi neredeyse aynıdır.

Sağlam diş ile yeni dolgu malzemesinin soğuk bir içecek içilmesi (7°C) durumu analizinde von-mises ve yer değiştirme karşılaştırması Tablo 5.8'de gösterilmiştir. Sıcaklık-zaman grafikleri Şekil 5.74, Şekil 5.76, Şekil 5.78 ve Şekil 5.80'de, toplam mekanik ve

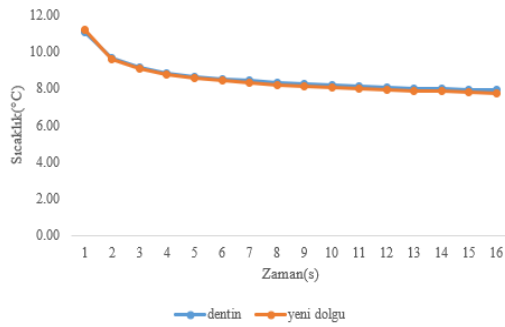
termal eşdeğer gerinim-zaman grafikleri ise Şekil 5.75, Şekil 5.77, Şekil 5.79 ve Şekil 5.81’de gösterilmiştir.

Tablo 5.8. Sağlam diş ve yeni dolgu malzemesi von-mises yer değiştirme karşılaştırılması (7 °C)

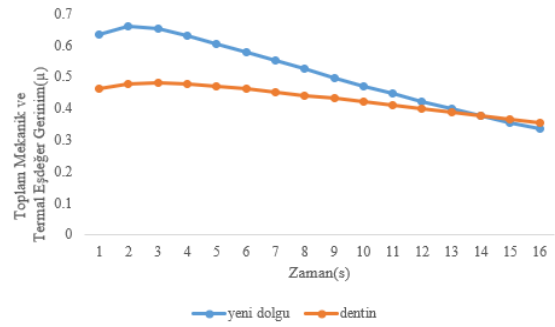
7 °C	Dentin		Yeni Dolgu	
	Max	Min	Max	Min
Von-Mises (MPa)	9.86	7.2	12.15	8.81
Yer Değişimi (µm)	3.34 µm	1.54 µm	5.98 µm	2.93 µm

Tablo 5.8’de görüleceği üzere soğuk bir içecek içilmesi (7°C) durumunda sağlam dişte oluşan maksimum gerilme 9.86 MPa, yeni dolgu malzemesinde 12.15 MPa olarak görülmektedir. Sağlam dişin yer değiştirmesi maksimum 3.34 µm, yeni dolgu malzemesinin yer değiştirmesi ise 5.98 µm olarak görülmektedir.

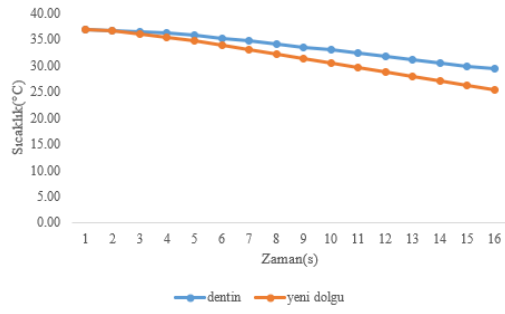
Tablo 5.7 ve tablo 5.8 ‘de görüleceği üzere yeni dolgu malzemesi hem sıcak bir içecek içilmesi (60°C) durumunda hem de soğuk bir içecek içilmesi (7°C) durumunda diğer dolgu malzemelerine göre von-mises ve yer değiştirmesi daha iyidir.



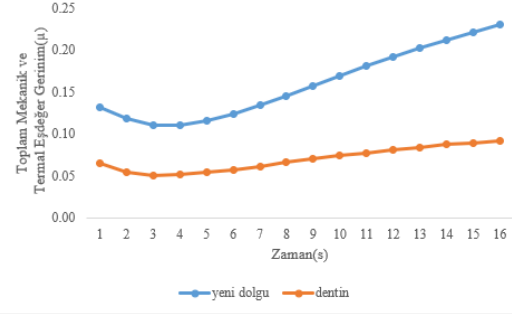
Şekil 5.74. Birinci nokta sıcaklık- zaman grafiği



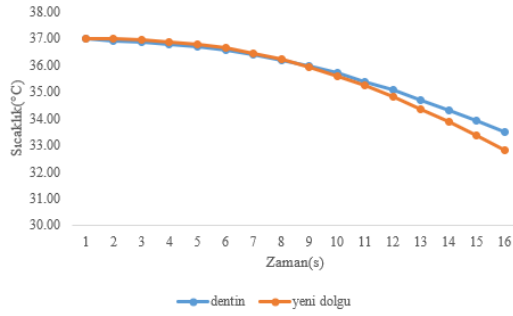
Şekil 5.75. Birinci nokta toplam mekanik ve termal eşdeğer gerinim-zaman grafiği



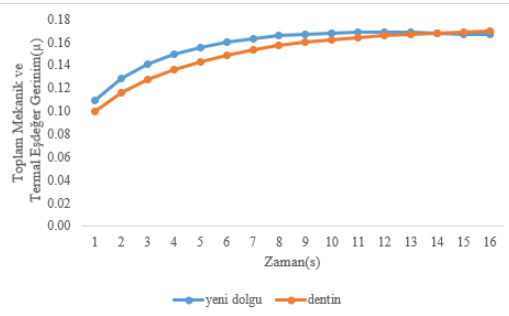
Şekil 5.76. İkinci nokta sıcaklık- zaman grafiği



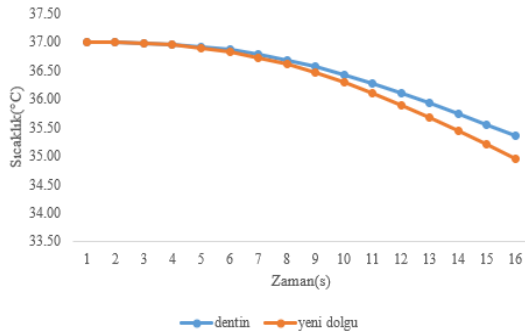
Şekil 5.77. İkinci nokta toplam mekanik ve termal eşdeğer gerinim gerinim-zaman grafiği



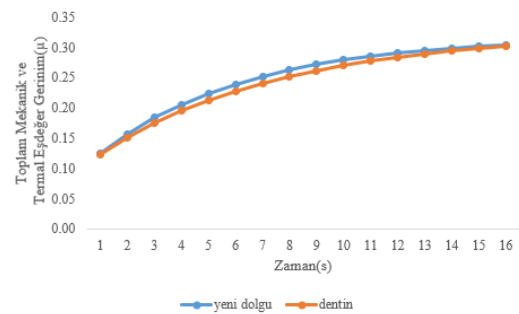
Şekil 5.78. Üçüncü nokta sıcaklık-zaman grafiği



Şekil 5.79. Üçüncü nokta toplam mekanik ve termal eşdeğer gerinim-zaman grafiği



Şekil 5.80. Dördüncü nokta sıcaklık-zaman grafiği



Şekil 5.81. Dördüncü nokta toplam mekanik ve termal eşdeğer gerinim-zaman grafiği

Şekil 5.75'de sağlam diş ile yeni dolgu malzemesinin göstermiş olduğu toplam mekanik ve termal eşdeğer gerinim-zaman grafiklerinden de görüleceği üzere sağlam diş 0.46 μm ile başlayıp 0.354 μm ile son bulurken yeni dolgu malzemesi ise 0.64 μm ile

başlayıp 0.33 μm ile bitirmekte ve sağlam diş ile yeni dolgu malzemesi benzer eğilimi göstermektedir. Şekil 5.77’da ise sağlam diş 0.065 μm ile başlayıp 0.092 μm ile son bulurken yeni dolgu malzemesi ise 0.13 μm ile başlayıp 0.23 μm ile bitirmekte ve benzer eğilimi göstermektedir. Şekil 5.79’da sağlam diş 0.1 μm ile başlayıp 0.169 μm ile son bulurken yeni dolgu malzemesi ise 0.109 μm ile başlayıp 0.166 μm ile bitirmekte ve benzer eğilimi göstermektedir. Son olarak Şekil 5.81’de ise sağlam diş 0.122 μm ile başlayıp 0.301 μm ile son bulurken yeni dolgu malzemesi ise 0.124 μm ile başlayıp 0.304 μm ile bitirmekte ve benzer eğilimi göstermektedir. Şekil 5.74, Şekil 5.76, Şekil 5.78 ve Şekil 5.79’da görüleceği üzere sağlam diş ile yeni dolgu malzemesinin taç kısmından kök kısmına ısı iletimi neredeyse aynıdır.

Yapılan analizler sonucunda görüldü ki amalgam dolguların mekanik özellikleri, cam iyonomer dolguların ise termal özellikleri alınarak yeni bir dolgu malzemesi yapılması durumunda;

- Kanala yakın çürüklerde kanal tedavisine gerek bırakmayacak ısı ve bası gerilimine dayanaklı ve kanala ısı geçişine engel olacak olması,
- Sağlam dişle aynı gerilmelere maruz kaldığı durumda -dişle dolgu malzemesinin- eş zamanlı genleşmesi veya sıkışması sağlanarak dolgu malzemesinde oluşabilecek mikro çatlakların önüne geçilmiş olunacak,
- Dolgu malzemesi altında gerçekleşebilecek çürük oluşumunun önüne geçilerek dolgu malzemesinin ömrü uzatılmış olacaktır.

Sayısal analizi yapılan dolgu malzemesinin deneysel çalışması yapıp laboratuvar ortamında üretilirse ülke ekonomisine büyük katkı sağlayacaktır.

6. KAYNAKLAR

- Adıgüzel, Ö., 2010. Sonlu elemanlar analizi: Derleme bölüm I: Diş hekimliğinde kullanım alanları, temel kavramlar ve eleman tanımları, Dicle Üni Dişhekimliği Derg, 11(1), 18-23.
- Atmaram, G.H. and Mohammed H., 1981. Estimation of Physiologic Stresses with a Natural Tooth Considering Fibrous PDL Structure, Department of Dental Biomaterials, College of Dentistry, University of Florida, J Dent Res, 60(5), 873-877.
- Asaro, R.J. and Lubarda, V.A., 2006. Mechanics of solids and materials, Cambridge University Press, Cambridge, New York.
- Babu, P.J., Alla R.K., Alluri V.R., Datla S.R., Konakanchi A., 2015. Dental Ceramics: Part I-An Overview of Composition, Structure and Properties, American Journal of Materials Engineering and Technology, 3(1), 13-18.
- Bidez, M.W. and Misch, C.E., 1992. Force transfer in implant dentistry: Basic concepts and principles. J Oral Implantol, 18, 264-274.
- Brunton, P.A., Cattell, P., Burke, T., Wilson, N.H.F., 1999. Fracture resistance of teethrestored with onlays of three tooth-colored resin bonded restorativ materials, J.Prosthet.Dent, 82, 167-171.
- Caputo, A.A. and Standlee, J.P., 1987. Biomechanics in clinical dentistry, Quintessence Pub Co Inc, Chicago.
- Chai, H., Leeb J.J.W., Constantino J.P., Lucas P.W., and Lawn B.R., 2008. Remarkable resilience of teeth. Harvard University. Ceramics Division, National Institute of Standards and Technology, 1-5.
- Chichester, 1999. Biomechanics of the musculo-skeletal system, 195(2), 315-317.
- Craig, RG., 1998. Restorative dental materials. Eight Edition, The C.V. Mosby Company, St. Louis.
- Daas, M., Dubois, G., Bonnet, A.S., Lipinski, P., Rignon-Bret, C., 2008. A complete finite element model of a mandibular implant-retained overdenture with two implants: comparison between rigid and resilient attachment configurations, Med Eng Phys, 30, 218-25.
- Dayangaç, B., 2000. Kompozit rezin restorasyonlar, Güneş Kitabevi, Ankara.

- Diaz-Arnold, A.M., Vargas, M.A., Haselton, D.R., 1999. Current status of luting agents for fixed prosthodontics, J Prosthet Dent, 81, 135-41.
- Ersöz, E. ve Görgün S., 1998. Class II Amalgam, Porselen İnley ve Kompozit Restorasyonlarda Fonksiyonel Stresin Dağılımı. T Klin J Denial Sci, 5, 134-138.
- Eyüpoğlu, T.F., 2008. Molar Dişlerde İnley Restorasyonların Mekanik Performansının İncelenmesi: 3-Boyutlu Sonlu Elemanlar Analizi. GU Diftl Hek Fak Derg, 25 (1), 27-33.
- Evcin, A., 2016. Dental Porselen, Afyon Kocatepe Üniversitesi.
- Friedman, C.M., James L., Sandrik., Michael A., Heuer, and Gustav W. R., 1975. Composition and Mechanical Properties of Gutta-Percha Endodontic Points. Master's Theses Theses and Dissertations, Loyola University. Chicago, 2661s.
- Friedman, C.E., Sandrik, J.L., Heuer, MA., Rapp, G.W., 1977. Composition and physical properites of güta perka endodontic filling materials. J Endod, 3(8), 304.
- Geng, J.P., Tan, K.B., Liu, GR., 2001. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. J Prosthet Dent, 85, 585-98.
- Goodman, A., Schilder, H., Aldrich, W., 1974. The termomechanical properties of gutta percha. II. The history and molecular chemistry of guttapercha. Oral Surg, 37(6), 954.
- Goodman, A., Schilder, H., Aldrich, W., 1981. The thermomechanical properties of guttapercha. Part IV. A thermal profile of the warm gutta-percha packing procedure, Oral Surg Oral Med Oral Pathol, 51(5), 544-51.
- Görgül, G., Ömürlü H., Kınoglu T., 1990. Posterior Kompozit ve Amalgam Restorasyonların Dişlerin Kırılma Dayanıklılığına Etkileri, G.Ü. Dişhek. Fak. Der. 5(1), 207-217.
- Güven, S., Akdoğan M., Öz C., Doğan M.S., Unal M., Unal S. ve Sahbaz C., 2015. Three dimensional finite-element analysis of two ceramic inlay restorations with different cavity designs. Biotechnology and Biotechnological Equipment, 579-585.
- Haris, CO., 1959. Introduction to stress analysis. Macmillan, New York.
- Hashemipour, M.A., Mohammadpour A., Abdolreza S., Nassab G., 2010. Transient thermal and stress analysis of maxillary second premolar tooth using an exact three-dimensional model. Indian Journal of Dental Research. 21(2), 158-164.
- Hibbeler, R. C., 1991. Mechanics of materials. Macmillan, New York.
- Hill, E.E., 2007. Dental cements for definitive luting: a review and practical clinical considerations, Dent Clin N Am, 51(3), 643-658.

- Karaarslan, E.Ş., Ertaş, E. ve Köprülü, H., 2008. Diş Sert Doku Aşınmaları ve Tedavileri, Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekim Fak Dergisi, 9(1), 28-34.
- Karacaer, Ö., ve Doğan A., 1995. Pulpasız Dişlerde Dişte Oluşan Stres Dağılımına Postun Etkisi, G. Ü. Dişhek. Fak. Der. 12(2), 17-22.
- Karakaya, S. ve Özer, F., 1999. Posterior Dislerde Kullanılan Amalgam Restorasyonlarının Mikrosızıntı Açısından Kompozit İnley ve Porselen İnleylerle Karşılaştırılması, Selçuk Üniversitesi Dis hekimliği Fakültesi Dergisi, 9, 74-78.
- Keleş, A., Ahmetoğlu F., Yalçın M., Şimşek N., Bulut E.T., Karagöz Ş., 2012. Amalgam, Kompozit ve Cam İyonomer Simanların Isı İletkenlik Özelliklerinin İncelenmesi, İnönü Üniversitesi Sağlık Bilimleri Dergisi, 2, 25-28.
- Lang, L.A., Kang, B., Wang, R.F., Lang, B.R., 2003. Finite element analysis to determine implant preload, J Prosthet Dent, 90, 539-46.
- Lin, M., Xu F., Jian Lu T., Bai B.F., 2010. A review of heat transfer in human tooth Experimental characterization and mathematical modeling. Academy of Dental Materials, 26, 501-513.
- Mair, L.E.L., 1999. Understanding Wear in Dentistry. Compendium, 20, 19-30.
- McNeill, C., 1997. Science and practice of occlusion, Quintessence Publishing Co, Inc, Hong Kong.
- Merji, A., Mootanah R., Bouiadjra B.A.B., Benaissa A., Aminallah L., Chikh E.B.O., Mukdadi S., 2013. Stress analysis in single molar tooth. Materials Science and Engineering, 691-698.
- Motawea, I., Alshorbagy A., Ibrahim R. and Sallam H., 2007. 3-D FEM Analysis of Thermal Stress In A Crowned Mandibular First Molar Tooth, Thermal Issues in Emerging Technologies.
- Nicholson, D.W., 2008. Finite element analysis. CRC Press, Boca Raton.
- Oskui, O.Z., Ashtiani M.N., Hashemi A., PEng, and Jafarzadeh H., 2014. Effect of Thermal Stresses on the Mechanism of Tooth Pain, Basic Research-Technology.
- Önal, B., 2004. Restoratif Diş hekimliğinde Maddeler ve Uygulamaları, Ege Üniversitesi Diş hekimliği Yayınları. Bornava, İzmir.
- Panas, A.J. and Terpiowski J., 1999. Thermophysical properties of dental filling materials. Part I: thermal properties. Institute of Dentistry, Military Medical Academy, 15th European Conference on Thermophysical Properties, 33, 581-587.
- Pascon, E.A., Spangberg, L.S., 1990. In vitro cytotoxicity of root canal filling materials: 1. Gutta-percha. J Endod, 16(9), 429-33.

- Pasinli, A., 2004. Biyomedikal Uygulamalarda Kullanılan Biyomalzemeler, Ege Üniversitesi Ege Meslek Yüksekokulu, Makine Teknolojileri Elektronik Dergisi, 4, 25-34.
- Phillips, R.W., 1991. Skinner's science of dental materials. W.B. Saunders Company, Philadelphia, p.9.
- Ping, I., Jing M., Zhou P., Hui X., 2007. Three-dimensional Finite Element Analysis of the Mechanical Stress on Root from Orthodontic Tooth Movement by Sliding Mechanics. Journal of Huazhong University of Science and Technology, 27(6), 745-747.
- Roberson, T.M., Heymann, H.O., Swift, E.J., 2011. Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry (Ed. T.M Roberson, HO. Heymann, EJ. Swift, Çeviri ed. Gürkan S) Güneş Tıp Kitabevleri, Ankara, p.5.
- Rubo, J.H., Capello Souza, E.A., 2010. Finite-element analysis of stress on dental implant prosthesis, Clin Implant Dent Relat Res, 12, 105-113.
- Rudolph, D.J., Willes M.G., Sameshima G.T., 2001. A Finite Element Model of Apical Force Distribution From Orthodontic Tooth Movement. Journal of endodontics, 21, 7.
- Salazar, G.P.M. and Gasga R.G., 2003. Microhardness and chemical composition of human tooth. 1. Congresso da Sociedade Brasileira em Materiais. 6(3), 367-373.
- Sandholzer, M.A., Baron K., Heimel P., Metscher B.D., 2013. Volume analysis of heat-induced cracks in human molars: A preliminary study, Journal of Forensic Dental Sciences, 6(2), 139-144.
- Schilder, H., Goodman, A., Aldrich, W., 1985. The thermomechanical properties of guttapercha. Part V. Volume changes in bulk guttapercha as a function of temperature and its relationship to molecular phase transformation, Oral Surg Oral Med Oral Pathol, 59(3), 285.
- Szabo, B.A., 1991. Finite element analysis. Wiley-Interscience, ISBN-13: 978-0471502739, New York, 324s.
- Taşkınsel, E. ve Gümüş H.Ö., 2014. Sonlu Elemanlar Stres Analizi ve Restoratif Diş Hekimliğinde Kullanımı, Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg. J Dent Fac Atatürk Uni, 131-135.
- Temiz, V., 2015. Makine Elemanlarının Mukavemeti, İstanbul Teknik Üniversitesi, Makine Elemanları I Ders Notu.
- Toparlı, M. ve Sasakı S., 2003. Finite element analysis of the temperature and thermal stress in a postrestored tooth. Journal of Oral Rehabilitation, 30, 921-926.
- Toparlı, M., 2003. Stress analysis in a post-restored tooth utilizing the finite element method. Journal of Oral Rehabilitation, 30, 470-476.

- Toniollo, M.B., Macedo A.P., Rodrigues R.C.S., Ribeiro R.F. and Mattos M.G.C., 2012. Three-Dimensional Finite Element Analysis of Stress Distribution on Different Bony Ridges With Different Lengths of Morse Taper Implants and Prosthesis Dimensions, Sao Paulo, 23(6).
- Ulusoy, N., 2020. Daimî Dolgu Maddeleri, Yakın Doğu Üniversitesi, Maddeler Bilgisi Dersi.
- URL-1, Diş Yapısı ve Katmanları (2019, 5 Kasım). <https://www.hekimim.com/agiz/agiz-ve-dislerin-yapisi.html>.
- URL-2, Diş Dolgu için Malzeme Seçimi (2020, 4 Nisan). <https://studylibtr.com/doc/923970>.
- URL-3, Porselen Dolgu (2020, 14 Mayıs). <https://www.dentankara.com.tr/porselen-dolgu>.
- Yang, J. and Xiang, H.J., 2007. A three-dimensional finite element study on the biomechanical behavior of an FGBM dental implant in surrounding bone, J Biomech ,40, 2377-85.
- Yan, J., XiangLong H., BiHuan C., Ding B., 2013. Three-dimensional FEM analysis of stress distribution in dynamic maxillary canine movement, Chin Sci Bull, 58, 2454-2459.
- Yıldız, A.R., 2015. Makine Elemanlarında Mukavemet Hesabı, Bursa Teknik Üniversitesi, Makine Elemanları I Ders Notu.
- Yılmaz, Y., 1996. Metal Destekli Estetik (Veneer-Kaplama) Kronlar. Gazi Üniversitesi İletişim Fakültesi Basımevi, Ankara.
- Zaimoğlu, A. ve Can, G., 2011. Sabit protezler, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları, Ankara, 327s.

ÖZGEÇMİŞ

İkram TAŞDEMİR ilköğretimini 2007 yılında Gümüşhane ilinde Yusuf Çiftçi İlköğretim Okulu'nda tamamladı. Ortaöğretimini 2011 yılında Gümüşhane ilinde Gümüşhane Lisesinde tamamladı. 2011 yılında Osmaniye Korkut Ata Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Makine Mühendisliği Bölümünde lisans eğitime başlayıp 2015 yılında mezun oldu. 2017 yılında Gümüşhane Üniversitesi Lisansüstü Eğitim Enstitüsü Biyoteknoloji Anabilim Dalı'nda Yüksek lisans öğrenimine başladı. 2019 Ekim ayından itibaren özel bir gaz dağıtım şirketinde İşletme Mühendisi olarak görev yapmakta. Orta seviyede İngilizce bilmektedir.