

157763

T.C.
GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
DIŞ HASTALIKLARI VE TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**DEVAMLI DALGA KONDENSASYON YÖNTEMİ İLE
UYGULANAN KÖK KANAL DOLGU TEKNİĞİNDE
KÖK YÜZEYİNDE OLUŞAN ISI ETKİSİNİN SONLU
ELEMENLAR YÖNTEMİ İLE İNCELENMESİ**

DOKTORA TEZİ

Dt. Özgür ER

TEZ YÖNETİCİSİ

Prof. Dr. Sis Darendeliler YAMAN

ANKARA, 2004

İÇİNDEKİLER

	<u>Sayfa</u>
ÖNSÖZ.....	2
GİRİŞ	3
GENEL BİLGİLER	4
GEREÇ VE YÖNTEM	22
BULGULAR	40
TARTIŞMA	96
ÖZET	107
SUMMARY	109
KAYNAKLAR	111
ÖZGEÇMİŞ	122

ÖNSÖZ

Doktora çalışmalarım boyunca yardımlarını bir an olsun esirgemeyen, her zaman için bir yol gösterici olarak desteğini sürekli arkamda hissettiğim, bir danışmandan çok arkadaş samimiyeti ile öğrencisi olduğum Prof. Dr. Sis Darendeliler YAMAN 'a,

Bana yeni ufuklar açarak doktora çalışmalarımın gerçekleşmesinde çok büyük pay sahibi olan ODTÜ Havacılık Müh. Fakültesinden Prof. Dr. Yavuz YAMAN ve Araş. Gör. Muvaffak HASAN 'a sonsuz teşekkürü bir borç bilirim.

Özgür ER

GİRİŞ

Kök kanal tedavisinin amacı periodontal ligamente zarar vermeksizin tüm kök kanal sistemini üç boyutlu olarak doldurmaktır^{1,2,3}.

Bugüne kadar kök kanallarını doldurmak amacıyla çeşitli kök kanal dolgu materyalleri ve teknikleri geliştirilmiştir. Günümüzde kök kanallarının düzensiz yapısına en iyi şekilde adapte olabilen, sıkıştırılabilme özelliği olan ve bu şekliyle kolay uygulanabilen dolgu materyali guta perkadır⁴. Guta perka, kök kanal dolgu materyali olarak çeşitli tekniklerle uygulanmaktadır. Bu teknikler arasında, ısı ile guta perkanın yumuşatılarak uygulandığı teknikler günceldir. Isıtılmış enstrümanlar vasıtasıyla, guta perkanın kök kanal sistemi içinde kullanılması, kanalların tıkanmasında artan bir popülariteye sahip olmaktadır. Buna paralel olarak, bu tür tedavinin uzun dönem etkilerine olan şüpheler de artmaktadır⁵. Eğer kök kanal boşluğunu doldurmada kullanılan teknik ve materyal, yüksek miktarda ısıyı kökü çevreleyen destek dokulara taşırsa, doku hasarı meydana gelebilmektedir. Doku hasarına neden olan termal yaralanma, ısı ve zamana bağlı olarak oluşur. Kökün apekse doğru gösterdiği daralma, dolgu materyali ve dış yüzey arasındaki dentin kalınlığı ve kök dentininin ısı absorpsiyon kapasitesi termal yaralanmayı etkileyen faktörlerdir.

Guta perkanın ısı ile yumuşatılarak uygulandığı dolgu tekniklerinin, oluşturdukları sıcaklık değişimlerinin diş ve çevre dokulardaki etkileri daima araştırmacıların ilgi odağı olmuştur.

Bu çalışmanın amacı ısı ile uygulanan bir kök kanal dolgu tekniği olan devamlı ısı ile obturasyon yönteminde oluşan sıcaklık değişimlerinin diş ve çevre dokularda oluşturacağı etkileri sonlu elemanlar yöntemi ile incelemektir.

GENEL BİLGİLER

Başarılı bir endodontik tedavinin ilk şartı, tamamen temizlenmiş, şekillendirilmiş ve doldurulmuş kök kanal sisteminin sağlanmasıdır.

Kök kanallarında çeşitli kök kanal dolgu materyalleri kullanılmıştır. Ancak, pratik olmayışları ve biyo-uyumluluklarının azlığı veya hiç olmaması nedeniyle kabul görmemişlerdir³. Kök kanallarında kullanım için en uygun dolgu maddesi, guta perka olmuştur⁴.

Guta perkayı, kök kanalına tam olarak uygulayabilmek için iki şarta gerek vardır. Bunlar, ısı ve basınçtır. Guta perkayı kullanılabilir şekilde yumuşatabilmek için doğru miktarda ısı uygulanmalıdır. Bundan sonra, yumuşamış materyale basınç uygulamak gerekmektedir. Böylece, guta perka kök kanal sistemi boyunca akabilmekte, kök kanalını tıkayabilmekte ve en ince anatomik ayrıntılara uyum sağlayabilmektedir.

Guta perkanın ısıtılıp yumuşatılabilme özelliğinden faydalanmak için pek çok teknik geliştirilmiştir.

Sıcak Guta Perkanın Vertikal Kondensasyonu

Shilder¹ tarafından tanımlanmış ve kök kanal sistemini ısıtılmış guta perka ile dolduran bir tekniktir. Bu tekniğin, homojen, boyutsal olarak stabil ve adaptasyonu iyi bir kök kanal dolgusu oluşturduğu gösterilmiştir. Tekniğin bir dezavantajı, guta perkanın açık alevde ısıtılmış bir enstrümanla ısıtılması gereğidir. Touch'n Heat sistemi (EIE / Analytic, Redmond, WA, USA) ile bu problemin de üstesinden gelinmesine rağmen, yüksek ısılarda periodontal ligament, sement veya alveoler kemiği

yaralayabileceğine inanılmaktadır. Eriksson ve Albrektsson⁵, genel olarak vücut sıcaklığının 10°C üzerine çıkmasının, diş çevre yapılarına zarar verebileceğini bildirmiştir.

Marciano ve arkadaşları⁶, açık alevde ısıtılan bir metalik taşıyıcı sıcaklığının 321°C'ye ulaştığını ve kanal içindeki guta perkanın bu taşıyıcı ile 141°C'ye kadar ısınmakta olduğunu belirlemiştir.

Hand ve arkadaşları⁷, sıcak guta perkanın vertikal kondensasyonunda, alevde ısıtılan taşıyıcının sıcaklığının kanala girdiği anda 380°C, kök yüzeyindeki sıcaklık artışının ise 4 °C olduğunu bildirmişlerdir. Ayrıca bu çalışmada tekrarlayan uygulamaların 13,7°C – 31,10°C sıcaklık artışlarına neden olduğu gözlemlenmiştir.

Blum ve arkadaşları⁸, 1997'de Touch'n Heat aletini kullanarak vertikal kondensasyon süresince, diş apeksinden 8 mm koronalde, diş kök yüzeyinde 10°C sıcaklık artışı bulmuşlardır.

Termomekanik kondensasyon tekniği

McSpadden⁹'ın 1980'de tanıttığı tekniğin esası, bir ana konun kullanılması ve sıkıştırıcı ile lateral kondensasyon uygulandıktan sonra, elektrik kompaktör yardımıyla sürtünme sonucu, yumuşatılan guta perka ile kanalın kalan kısmının doldurulmasıdır. Son zamanlarda termomekanik sıkıştırma teknikleri, farklı fazlardaki termoplastik guta perka ile kombine, multifaz guta perka doldurma tekniği adı altında kullanılmaktadır. Uygulamalar iki farklı tipte guta perka kullanılarak yapılmaktadır: α faz guta perka, kök kanal düzensizliklerini doldurmak üzere arttırılmış bir akışkanlık taşımaktadır ve düşük erime değerleri ve düşük viskozitesiyle uygun bir katılık sağlamaktadır. β faz guta perkanın rijiditesi uygun değildir ancak daha yüksek bir erime

sıcaklığına sahiptir ve ısıtıldığında kanal ayrıntılarını doldurabilir.(örn.: microseal ve alphaseal)

Hardie¹⁰ tarafından yapılan çalışmanın sonuçlarına göre termomekanik kondensasyon tekniğinde, ısıçiftlerle (thermocouple) yapılan ölçümlerde diş kök yüzeyinde, ortalama 14,63°C sıcaklık artışı gösterilmiştir. Bu çalışmada maksimum sıcaklık artışı ise 27°C'dir ki bu da 10°C olarak kabul edilen sıcaklık değişiminin yaklaşık 2,5 katıdır.

Fors ve arkadaşları¹¹, yaptıkları çalışmada termomekanik kondensasyon süresince diş kök yüzeyinde 50°C'ye ulaşan sıcaklıklar bulmuşlardır.

Termomekanik sıkıştırma süresince in vitro olarak kaydedilen benzer çalışmalarda ise, Figdor ve arkadaşları'nın¹², akrilik bloklar içerisine gömülü dişlerde yaptıkları çalışmada, kondensasyonun başlamasından 4 saniye sonra, kök kanalı içerisinde 100°C'ye ulaşan sıcaklıklar kaydederken, Dollard ve arkadaşları¹³, apekten 2 mm ve 8 mm koronal mesafelerde sıcaklıkları sırasıyla 49°C ve 81,8°C olarak ölçmüşlerdir. Bu ısı kök dentini boyunca yayılabilir ve kökün dış yüzeyinden ölçülebilir.

Termoplastize guta perka ile kök kanal tıkaması yöntemi

Kök kanal sistemini tıkamada yaygın olarak kullanılan bir tekniktir. Günümüzde çeşitli guta perka taşıyıcı sistemler bulunmaktadır. Birçoğu ısıtılmış guta perkayı taşımak için enjeksiyon tabancaları veya aletleri içermektedir. En sık kullanılan sistem isimleri: Ultrafil, Obtura, Thermafil'dir.

Ultrafil Sistem (Hygenic Corp., Akron, Ohio)

Guta perkanın düşük ısı ile yaklaşık 70°C'de yumuşatılması ile kullanılmasıdır. Apikal kontrolün sağlandığı kanallarda guta perkanın enjeksiyonu basınçsız bir şekilde yapılmaktadır. Uygulanan ısının düşük olması periradiküler dokularda herhangi bir iritasyona neden olmamaktadır. Ancak ısının yeterli derecede olmasına dikkat edilmediği durumlarda guta perka çabuk soğumakta ve kanal dolgusu kısa olabilmektedir.

Obtura Sistem (Obtura, Unitek Corp., Monrovia, CA, USA)

En zor kanalları bile diğer metotlara göre, kısa zamanda, ve en az hasta rahatsızlığı ile hızlı ve tam olarak doldurur. Elde edilen tam tıkama, aletin kullanım kolaylığı ve her türlü kanalda backfilling işleminin kolay oluşu, sekonder enfeksiyon ihtimalini azaltmaktadır. Sıcaklık, kök kanal sistemine fazla miktarda ısıtılmış materyalin enjeksiyonuna bağlı olarak yükselbilmektedir. Bu teknik, kanal sistemine komşu, destek dokularda hücresel hasar üretebilen aşırı ısı oluşturma potansiyeline sahip olabilecek sıcaklık değerlerine ulaşmaktadır.

Thermafil Sistem (Tulsa Dental Products, Tulsa, OK)

Thermoplastize α -faz guta perka ile kaplı bir taşıyıcı araç içermektedir. Bu araçlar, esnek titanyum veya plastikten olabilmektedir. Teknikteki en büyük avantaj, kanal kompleksitelerine iyi adaptasyon göstermeleri ve ısıtıldıktan sonra çok kısa zamanda ve tek hareketle kanalı üç boyutlu doldurmalarıdır.

Lazer kullanımı ile yumuşatılmış guta perka tekniği

Son zamanlarda önerilen bir teknik de kök kanalının tıkanmasında guta perkanın lazer uygulanması ile yumuşatılması olmuştur. Kanal lümeni içinde oluşan ısı, dentine oradan da dış kök yüzeyine ulaşarak çevre dokularda hasara neden olabilir.

Kemik dokuları, 1 dakika süreyle uygulanan 53°C'lik ısıdan irreversible olarak etkilenebilir¹⁴. Anić ve Matsumoto¹⁵'nin yaptığı bir çalışmada, kanal içi Nd-Yag lazer uygulamasının, kök yüzeyinde 14,3°C'lik sıcaklık artışına neden olduğu ve periodontal ligamentte hücre nekrozuna ve başlangıç kemik rezorpsiyonuna neden olabileceği belirtilmiştir. Aynı çalışmada¹³, dişin apikal üçlüsüne yerleştirilen guta perka parçasına argon lazer uygulaması, termal kamera ile değerlendirilmiş ve 8 saniye sonra kökün dış yüzeyinde 10,5°C'lik bir sıcaklığa neden olduğu belirlenmiştir. Ardından yapılan ikinci lazer uygulamasında bu sıcaklığın 12,9°C'ye yükseldiği gözlemlenmiştir. Bu sonuçlarda göstermektedir ki tekrarlayan uygulamaların sıcaklık artırma potansiyeli bulunmaktadır.

Dentinin termal iletkenliği düşüktür. Dişin yüzeyine gelen ısıyı bir dereceye kadar yalıtabilir¹⁶. Lazer ışını dentinden ziyade guta perkaya doğrudur. Bundan dolayı kısa ve periyodik lazer uygulaması ısı birikimini engelleyebilir. Argon lazer, CO₂ lazer ve Nd-Yag lazer karşılaştırıldığında, 14,3°C'lik en yüksek sıcaklık noktasıyla Nd-Yag lazer, atımlı modda ve düşük enerji yoğunluğunda en yüksek sıcaklık değerlerine neden olmuştur. Nd-yag lazer iyi plastize guta perka üretirken, guta perka kütlenin yanmasına ve karbonizasyonuna neden olmuştur. Dentin yüzeyi boyunca olan pat buharlaştığında lazer ışını dentin yüzeyine çarpar ve krater formasyonlar oluşturur. Dentin duvarına lazer enerjisinin bu şekilde medyatörsüz yani patsız taşınımı, yansıma ve/veya emilim mekanizması ile ısı transferine neden olabilir. İlaveten skleroze apikal dentinin şeffaflığından dolayı, dış yüzeyde kaydedilen başlangıç ısınması, Nd-Yag lazer ışınının direkt naklinden ötürü olabilir. Bu etkilerinden ötürü lazeri endodontide kullanırken öncelikle dikkat edilmesi gereken, lazerin çevre dokular üzerinde yıkıcı ısı etkilerini engellemek olmalıdır.

Devamlı dalga kondensasyon tekniği

1994 yılında Buchanan'ın tanımladığı teknik¹⁷, kök kanal sistemini doldurmak için elektrikle ısıtılmış tepici ile guta perka konuların kondense edilmesi esası üzerine kurulmuştur. Tepiciler ısı taşıyıcı sistemle kombine kullanım için özel olarak dizayn edilmiştir. Son zamanlardaki genel görüş ısı iletici uçların çalışma boyutundan 5 mm kısa yerleştirilmesinden sonra ısıyı aktive etme yönündedir. Kök kanalı içinde devamlı dalga kondensasyon tekniği kullanarak periodonsiyum ve kök yüzeyine geçen ısı çoğu çalışmada belirtilmemiştir. Bu sistemin oluşturduğu ısının sadece guta perka konularıyla ilişkili olamayacağı aynı zamanda dentin ve periodontal ataşmana da bağlı olacağı açıktır. Analytic Technology (Analytic Technology Inc., USA), ilk elektrikli guta perka ısıtma enstrümanını geliştirmiştir. Bu araç, açık alev ihtiyacını elimine etmiş ve ısı taşıyıcısının oluşturduğu ısı miktarını kontrol etme olanağı sağlamıştır. Son zamanlarda bu şirket, System B (model 1005, EIE/Analytic Technology, Redmond, WA, USA) adında yeni bir elektrikli ısı taşıyıcısı geliştirmiştir. Bu enstrüman dijital ısı göstergesine sahiptir.

System B tekniğinin ortaya çıkan bazı avantajları:

- * Apikal kontrol,
- * Ana ve lateral kanalların tam tıkanması,
- * Tek harekette downpack,
- * Hızlı, kolay, ve önceden bilinebilir bir tıkama sağlamasıdır.

Apikal stop noktasına 5 mm'den yakın konumlandırıldığı durumlarda guta perkanın dışın kök apeksinden taşması söz konusu olabilir. Genelde 200°C sıcaklık uygulanan teknikte ısının uzun süre uygulanması ya da sıcaklığın artırılması durumlarında periapikal dokulara irritatif etkisi olabilir.

Isı ile uygulanan tekniklerde, uygulanan ısının çevre dokulara zararlı etkileri olabilmektedir. Kanal ve diş kök yüzeyi arasındaki dentinin kalınlığı veya kanal enstrümantasyon tekniklerinden sonra kalan dentin kalınlığı, kök yüzeyine ısı geçişi üzerinde etkilidir. Dentinin zayıf ısı iletkenliği ($1,36 \cdot 10^{-3}$ cal/ sq cm °C) ısının periodontal atışmana geçişini önleyecek ve dağılmasına yardımcı olacaktır¹⁶. Buna rağmen büyük miktarlarda ısı transferi kök etrafındaki destek yapılar da yaralanmaya neden olabilmektedir^{5,18,19,20}.

Hardie¹⁰ ve Barkhorder ve arkadaşları²¹, dentin kalınlığı ile ısı artışı arasında herhangi bir korelasyon bulamamışlardır. Buna ilave olarak, guta perka da zayıf bir ısı iletkenidir ve ısı geçişini emilim ile sınırlar.

Isı ile uygulanan tekniklerin kök ve diş yüzeyinde ve de kök kanalı içerisinde oluşturdukları sıcaklık değişimleri konusunda, pek çok karşılaştırmalı çalışma yapılmıştır.

Romero ve arkadaşları²², devamlı dalga kondensasyon tekniği ile 2 noktada ısı ölçümleri ile yaptıkları analizlerde apekte 1°C, kök yüzeyinde yaklaşık 2°C'lik sıcaklık artışları bulmuşlardır. Bu çalışma, diş kök yüzeyinde en yüksek sıcaklık artış alanının tepici ucun kanal içindeki pozisyonuyla ilişkili olduğunu ve de kök yüzeyindeki en yüksek sıcaklık artış değerlerinin tepicinin kanal içine girişi ve tepicinin kanaldan çıkartılması sırasında olduğunu belirtmektedir.

Marlin ve Schilder²³, Schilder'in sıcak vertikal kondensasyon tekniğini kullanarak kök kanalı içinde 45-80°C arasında sıcaklık artışları olduğunu göstermişlerdir.

Hand ve arkadaşları⁶, modifiye Schilder tekniği ile diş kök yüzeyinde 3-4°C'lik artış saptamışlardır.

Weller ve Koch²⁴, Obtura II ısıtılmış guta perka tekniği ile 40°C'den 57°C'ye kadar kanal içi sıcaklık ve 37°C'den 40°C'ye kadar dış kök yüzey sıcaklıkları oluştuğunu ölçmüşlerdir.

Silver ve arkadaşları²⁵, rezin bloklara gömülü dişlerde, System B tekniğini 200-250°C'lik, 250-300°C'lik ayarlarda ve Touch'N Heat ısı taşıyıcı sistemini kullanarak iç ve dış kök yüzey sıcaklıklarını ısıçiftle apeksten 4 ve 9 mm mesafede ölçmüşlerdir. Bu çalışmada ayrıca, System B 200-250°C'lik grupta işlemlerin 1,05 ± 0,03 dakika sürdüğünü ve kök yüzeyinde 4 - 7,6°C sıcaklık artışı olduğunu, System B 250-300°C'lik grupta, 0,46 ± 0,01 dakika sürdüğünü ve kök yüzeyinde 4,1 - 7°C sıcaklık artışı olduğunu belirtmişlerdir. Touch'N Heat kullanarak, guta perkanın vertikal kondensasyonunda ise dış kök yüzeyinde 12,3 ± 1,6 ile 14,5 ± 2,3°C arasında sıcaklık artışları bulmuşlardır.

Barkholder ve arkadaşları²¹, Ultrafil, Obtura, sıcak vertikal kondensasyon gibi termoplastize guta perka teknikleri üzerinde ısıçiftle yaptıkları çalışmalarda kanal içi sıcaklıkların 75°C'ye kadar çıktığını, kök yüzeyinde de 3-12°C'lik sıcaklık artışları oluştuğunu göstermişlerdir.

Touch'n Heat sistemi ve alevde ısıtılmış endodontik taşıyıcı sistemler, diş içerisine uygulandığında, eşit miktarda guta perkayı aynı yoğunlukta taşıyamayabilir ve dolayısı ile eksiksiz üç boyutlu kanal dolgusu sağlamak için tekrarlayan uygulamalara ihtiyaç olabilir. Bundan dolayı, ısıtılmış ucun kanal içine tekrarlayan uygulamaları daha yüksek sıcaklık değişimlerine neden olabilir.

Barkholder ve arkadaşları²¹, patsız tıkamalarla karşılaştırdıklarında, bir kök kanal patının kullanılmasının yüzey sıcaklığını 1-2°C düşürdüğünü bulmuşlardır. Patın varlığı, dentin duvarı boyunca yalıtıcı olarak davranabilir. Bununla beraber, Hardie⁹,

guta perkanın termomekanik kondensasyonu süresince, patların kök yüzey sıcaklık değişimleri üzerine önemli bir etkisi olmadığını bildirmiştir.

Lee ve arkadaşları²⁶, System B, Touch'n Heat ve alevde ısıtılmış taşıyıcı ile, mine-sement birleşiminden 2 mm apikal mesafede tek noktada ısılciftle yaptıkları ölçümde, System B ısı kaynağı 200°C'ye ayarlı iken kök yüzeyi üzerinde 10°C'den az sıcaklık sonuçları bulmuşlar ve tekniğin periodontal dokulara zararı olmadığına karar vermişlerdir. Bu çalışmanın sonuçlarına göre de, sıcaklık artışı ile kalan dentin kalınlığı arasında, Hardie¹⁰ ve Barkholder ve arkadaşlarının²¹ çalışmalarına benzer olarak bir korelasyon bulunmamış ve buna neden olarak da guta perkanın ısıyı emerek dentine geçişini önlemesi olduğunu belirtmişlerdir.

Floren ve arkadaşları²⁷, System B ısı kaynağı 250°C'ye ayarlı iken ısılciftlerle in vitro yapılan ölçümlerde dişin apikalinden 5 mm koronal mesafede 8.85-12.06°C arasında sıcaklık yükselmeleri bulmuşlardır. Bu çalışmada Weller ve arkadaşlarının²⁸ tanımladığı gibi 17 mm boyunda bir üst santral kesici dişte 13 mm'lik kök uzunluğu doldurulmuş ve ölçümler ısılciftler yardımıyla yapılmıştır. Bu çalışmaya göre System B ısı kaynağının 250°C ve üzerindeki ayarlamalarında kök yüzeyinde birkaç saniye için 10°C'yi aşan sıcaklık değerleri belirlenmiştir.

Gutmann ve arkadaşlarının²⁹, ısılcift kullanarak yaptıkları in vivo çalışmada termoplastik guta perka ile kanal doldurması sırasında kemik yüzeyine ısı geçişinin 60 saniye boyunca 1.1°C olduğunu bulmuşlardır.

Weller ve Koch²⁴, Obtura II sistemini 160,185 ve 200°C ayarlarında kullanmışlar, kök yüzeyinde apikalden 14 mm koronal mesafede ısılciftle yaklaşık 9°C'lik sıcaklık artışı bulmuşlardır.

Barkholder ve arkadaşları²¹, in vitro çalışmalarında, Obtura ve Ultrafill termoplastize sistemler ile sıcak guta perkanın vertikal sıkıştırılmasını ısı çiftle değerlendirmişler, tüm tekniklerde, test edilen dişlerin, dentin duvarlarından, dişlerin kök yüzeylerine kadar sıcaklık artışlarına neden olduğu, bununla birlikte en düşük sıcaklık artışlarının ise pat kullanıldığında gerçekleştiğini bildirmişlerdir. Bu çalışmaya göre²¹, kanal duvarına temasla guta perkanın sıcaklığında anında düşme olduğu ve dentinden kök yüzeyine çok az bir ısı yayılımı gerçekleştiği, bu ısı miktarının ise in vivo olarak dentin tübüllerindeki sıvı ve periodontal ligamentteki sirkülasyonun varlığından dolayı daha da belirgin olarak azalabileceği bildirilmiştir.

Marlin ve Schilder²³, vertikal kondensasyon tekniğini kullanarak guta perkanın sıcaklığının 4°C arttığını göstermişlerdir.

Isı ile uygulanan dolgu tekniklerinde kök yüzeyinde oluşan sıcaklık değişimine karşı periodontal dokularda histolojik bir cevap oluşmaktadır:

Alveoler kemik ve periodontal membranın termal iletkenliği ve kan dolaşımına bağlı olarak, klinik olarak sıcaklık artışının in vitro çalışmalara oranla daha hızlı azalması beklenebilir.

Yee ve arkadaşları³⁰, plastize guta perkanın insan oral mukozası tarafından iyi tolere edildiğini ve muhtemelen insan periapikal dokuları ile de biyolojik uyumu olduğunu belirtmişlerdir. Ayrıca yaptıkları klinik deneylerde termal etkilerin olası ters reaksiyonlarıyla da karşılaşmamışlardır.

Matthews ve Hirsch³¹ ve Rhineland ve arkadaşları³², kemik alkalen fosfotazının in vitro deneylerde 56°C 'de hızla inaktif olduğunu ve kemik yaralanması için kritik derecenin bu olduğunu kabul eden bir referans bulmuşlardır.

Eriksson ve Albrektsson⁵, 1 dakika boyunca 50°C veya 5 dakika boyunca 47°C'de ısıtılan kemik dokusunun diğer dokulara destek fonksiyonunun hasar gördüğünü ve bununla birlikte yağ hücrelerinin kemik dokuyu rezorbe ederek, yerini aldığını belirtmişlerdir. 1 dakika için 47°C'ye kadar ısıtma aykırı kemik yaralanması sonucunu oluşturmuştur. Bu sonuçlarda kemik yaralanması için kritik sıcaklığın 47°C olduğunu ve zaman faktörünün de önemli olduğu bildirilmiştir. Bu sıcaklığın, alkalen fosfatazın denatürasyonu için gereken sıcaklıktan 8°C düşük ve insan vücut sıcaklığından ise sadece 10°C yüksek olduğu rapor edilmiştir.

Periodontal membranın osteojenik potansiyeli vardır ve bu yüzey hasar görürse, kök sementi ve alveoler kemik arasında kemiksi birleşme ortaya çıkabilir. Bu replasman rezorpsiyonu veya ankiloz, diş sementinin ve dentininin kademeli rezorpsiyonuna ve kemikle yer değiştirmesine neden olur. Böylece, ısıyla yumuşatılarak kanal içerisine uygulanan guta perka tarafından taşınan termal uyarı, periodontal membranın travmasına ve sonuç olarak sementte yüzeyel rezorpsiyon alanlarının oluşmasıyla sonuçlanabilir.

Gutmann ve arkadaşları²⁹, ısıyla yumuşatılmış guta perkanın enjekte edilerek doldurulduğu köpek dişlerinin periodonsiyumlarını histolojik açıdan değerlendirmişlerdir. Bir deneysel dişin kökünün 24 saat sonra rezorpsiyon gösterdiğini bulmuşlardır. Bu kök yüzeyinde, aynı zamanda hücreli sement oluşumu ile aktif sement taminini açıkça görmüşler ve rezorpsiyon ve taminin 24 saat içerisinde oluştuğu kanısına varmışlardır.

Atrizadeh ve arkadaşları¹⁸, maymun dişlerinin mine sement sınırına elektro cerrahi ucu yerleştirerek 1 saniye süre ile aktive etmiş ve ardından aralıklarla histolojik kesitler almışlardır. Elde edilen kesitlerde, elektriksel yaralanmanın 1. haftasında periodontal ligamentin nekrozunun gerçekleştiğini, birkaç hafta içinde, osteoklastların görüldüğü ve alveoler kemik, sement ve dentinde rezorbsiyon başladığını ve 2 aylık süreçte ise iyileşme, ankiloz veya periodontal ligamentin yeniden oluşmasıyla sonuçlandığını bildirmişlerdir.

Harisiadis ve arkadaşları³³, bir hücre kültüründe yaşayan hücrelerin sayısının, sıcaklığın 45°C 'yi aştığı anda hızla azaldığını bulmuşlardır.

Kök yüzeyindeki sıcaklık dağılımı, in vivo olarak daha düşük olabilir. Bölgedeki sağlıklı damarlanma, periodontal membranın ve alveoler kemiğin termal iletkenliği de kök yüzeyindeki sıcaklık yükselmesini dağıtmaya yardım edebilecek faktörler arasında sayılabilir.

Jarby ve Dansgaard³⁴, in vitro şartlarda elde edilen deney sonuçlarının, in vivo durumlar için ancak üst limit olarak kabul edilebileceğini söylemişlerdir. Bundan dolayı guta perkanın termomekanik sıkıştırılması süresince gelişen ısı değerlerinin in vitro değerlendirilmesi kadar, in vivo seviyelerle karşılaştırma ihtiyacı olduğunu da bildirmişlerdir.

Harisiadis³³, in vivo deney düzeneklerinin, normal ve tumor hücre kültürleri ve yerleştirilmiş hücre çizgilerinde hipertermi çalışılırsa geçerli olabileceğini bildirmiştir. Buna ilave olarak, doku kültür testlerine bir dentin bariyerinin de eklenmesinin mümkün olduğunun ancak periodontal membranın kendisinin ve alveoler kemiğin mikrovasküleritesinin konfigürasyonunun taklit edilmesinin zor olacağını da belirtmiştir.

Kök yüzey sıcaklıklarının hesaplanmasında kullanılan iki metot Bunlar, ısıçiftler ve infrared termografi yöntemleridir.

Isıçift yöntemi

Isıçiftler, birleştirilmiş 2 farklı metal teldeki elektrik akımı sonuçlarının termoelektrik etkisi üzerine kuruludur. Tellerden biri sıcaklığı ölçülecek nesneye tutturulurken diğer uç daha düşük bir sıcaklıkta sabit tutulur ve iki tel arasındaki sıcaklık farkının oranlanarak okunması esasına dayalıdır. %0.5 hassaslıkla çalışırlar³⁵. Her ısıçift sadece yüzeyde temas ettiği noktanın sıcaklığını ölçebilir. Eğer daha büyük yüzey alanları araştırılacaksa, tek seferde sadece sınırlı sayıda tesadüfi seçilmiş noktalarda çalışılabilir. Doğru sonuçları elde etmek için, ısıçiftler ile ölçüm yapılacak yüzeyin teması tam olmalıdır. Bu sebeple dişhekimliğinde kullanırken yapılan çalışmaların hemen hemen hepsinde bir model hazırlandıktan sonra ısıçiftler modellere adapte edilmiştir. Nokta ısıçiftler, pek çok deneysel araştırmada kök yüzey sıcaklık farklılıklarının belirlenmesinde kullanılmışlardır. Dişhekimliğinde bu modeller, akrilik bloklara gömülü köklerdeki sıcaklık değişimine duyarlı ısıçiftlerin bir milivolt kaydediciye bağlanma esası üzerine kuruludur^{28,36}.

Infrared termografi

1960'lerden bu yana bilimsel ve akademik disiplinler tarafından kullanılan gelen bir tekniktir^{37,38}. Hussey ve arkadaşları³⁹, dental araştırmalarda infrared termografi sistemini ilk kullanan araştırmacılar olmuşlardır. Diş hekimliğine bu kadar geç girişinin en büyük sebebi eski ekipmanların pahalılığı ve tekniğin az duyarlı olmasından ileri gelmektedir. Günümüzde, gelişmiş görüntü uygulamaları, 0,1°C 'ye kadar duyarlı modern ekipman sayesinde, infrared termografinin diş hekimliğinde pek çok kullanım alanı vardır⁴⁰. İlave olarak uygun software ve görüntü analiz programlarının gelişmesiyle sıcaklık değişimlerinin seyri ve miktarı hakkında büyük ayrıntı verebilmektedir. Infrared termografinin, ısıçifte göre avantajı daha büyük yüzey alanında sıcaklık ölçülebilmesi ve

sıcaklık artışlarının farklı olduğu noktaları belirleyebilmesidir. Ayrıca, sıcaklık değişim oranlarının gerçek zamanlı video görüntülerini, renkli olarak sunabilme olanağı vardır. İnfrared termografi, sıcaklık değişimlerinin analiz yöntemleri için yararlı bir metottur ve maksimum ısı üretim alanlarının yerlerinin belirlenmesinde yardımcı olabilir⁴¹.

Termal görüntüleme sisteminin doğru analizler ortaya çıkarabilmesi için incelenecek materyalin ısı yaymasının gerektiği bildirilmiştir⁴². Gaussorgues⁴³, infrared radyasyonun yüzeyden nasıl yansiyabildiğini tanımlamıştır. Bunun yanında termal görüntüleme sistemlerinin doğru sonuçlar vermesi klima ve hava akımı kontrollü odalarda mümkün olabilmektedir.

Kök yüzey sıcaklıklarının değerlendirilmesinde kullanılabilecek olan ileri bir yöntem de sonlu elemanlar yöntemi'dir.

Sonlu Elemanlar Yöntemi

Sonlu elemanlar yöntemi mühendisler tarafından geliştirilmiş, önceleri yapıların analizine dönük olarak kullanılmıştır. Günümüzde ise sürekli ortam mekaniğinin kapsadığı alanlardan, tıp ve diş hekimliği ile ilgili konulara kadar geniş bir kullanım alanına sahiptir.

Mühendislik alanında karşılaşılan problemlerin sadece bir kısmı için analitik, yani kapalı çözümler elde etmek mümkündür. Ancak birçok problemler, yapısal karmaşıklıklar nedeniyle incelenen bütün sistemi kapsayacak şekilde differansiyel denklemlerle ifade edilemezler veya elde edilen denklemlerin çözümü mümkün değildir. Bundan dolayı yaklaşık çözüm metotları geliştirilmeye ve kullanılmaya başlanmıştır. Son yıllarda bunların içinde sonlu elemanlar yöntemi geniş bir kullanım alanı bulmuştur. Bu yöntem ile ilgili genel amaçlı program kullanımı, yaklaşık olarak 1956 yılında, elektronik sayısal bilgisayarların bu tip bir veri işlemeye uygun hale gelmesiyle başlamıştır⁴⁴.

Sonlu elemanlar yönteminin sürekli ortam mekaniğinde kullanımı Argyris ve Keyser⁴⁵ ve Turner ve arkadaşları⁴⁶ ile başlamıştır.

Sonlu elemanlar yönteminde temel kavram, sürekli ortamların daha küçük parçalara ayrılarak analitik şekilde modellenmesi ve böylece parçalar ya da elemanlar ile ifade edilmesine dayanır⁴⁴.

Sonlu elemanlar yöntemi genel olarak şu şekilde özetlenebilir:

1. İncelenen yapı, yani sürekli ortam (bir, iki, veya üç boyutlu) belirli sayıda sonlu elemanlara ayrılır. Araştırmamızda üç boyutlu sonlu elemanlar yöntemi kullanılmıştır. Bu elemanlar sekiz köşeli prizmatik elemanlar olarak seçilmiştir. Fakat aynı yapı üzerinde fazla değişik elemanlar da kullanmak mümkündür.
2. Bu elemanların birbirleriyle düğüm noktalarında bağlandığı kabul edilir.
3. Her bir sonlu eleman içinde, alan değişkenlerini, düğüm noktaları cinsinden tanımlayan fonksiyonlar yazılır.
4. Her bir elemanın sınırları veya düğüm noktaları üzerindeki yükler de göz önüne alınarak elemanların "katılık" matrisleri bulunur.
5. Her sonlu eleman için ayrı yazılan "katılık" matrisleri bütün sistemi ifade edecek şekilde birleştirilir ve tek bir "katılık" matrisi elde edilir.
6. Sınır koşulları da göz önüne alınarak çözüm ve değişkenlerin düğüm noktalarındaki değerleri bulunur.
7. Değişkenlerin düğüm noktalarındaki değerinden malzeme veya sistemle ilgili diğer denklemde kullanılarak aranan diğer bilgiler elde edilir⁴⁴.

Bu yöntem, matematiksel çözümü elde edilemeyen sistemlerin, aranan değişkenliklerinin saptanmasında yararlanılan bir yaklaşık çözüm yöntemidir⁴⁴. Sonlu

elemanlar yöntemi ile tıp ve diş hekimliğinin birçok dalında çalışmalar yapılmıştır. Bu çalışmalarla ilgili bazı yayınlar şunlardır:

Proos ve arkadaşları⁴⁷, sonlu elemanlar yöntemini kullanarak, birinci premolar dişi modellemiş ve aksiyel olarak yükleme yapılan bir krona, simanın elastikiyet modülünün ve yüklemenin, bağlanma kalınlığında oluşan stres üzerine etkisini incelemişlerdir.

Hedia⁴⁸, sonlu elemanlar yöntemi ile dental implantı çevreleyen kemikteki stres ve gerilim dağılımını araştırmıştır.

Rees ve arkadaşları⁴⁹, maksiller kesici kanin ve birinci premoların mekanik yükleme nedeniyle oluşan çürüksüz servikal diş kayıplarını ve servikal stres profillerini, 2-boyutlu yüzey gerilimini sonlu elemanlar modelinde horizontal düzlemle gözlemlemişlerdir.

Xin ve arkadaşları⁵⁰, endodontik endosseoz implantların protetik özelliklerini geliştirmek amacıyla, endodontik endosseoz implantların apikal foramen bölgesindeki stres dağılımını 2-boyutlu sonlu elemanlar yöntemi ile analiz etmişlerdir.

Vasquez ve arkadaşları⁵¹, oluşturdukları 3-boyutlu matematiksel modelde endodontik implantların ortodontik ankraj olarak kullanılıp kullanılamayacağını araştırmışlardır.

Jean ve arkadaşları⁵², periodontal ligamentindeki ortodontik streslerin, alveoler kemik kaybı üzerine etkisini maksiller birinci molar dişte sonlu elemanlar yöntemiyle incelemişlerdir.

Toparlı ve arkadaşları⁵³, 3-boyutlu sonlu elemanlar yöntemini kullanarak, kronlanmış maksiller ikinci premolar dişi modelleyerek, ağız içerisinde soğuk/sıcak sıvının yolaçtığı sıcaklık ve termal streslerin dağılımını ölçmüşlerdir.

Darendeliler ve arkadaşları⁵⁴, 3-boyutlu sonlu elemanlar yöntemi kullanarak üst santral kesici dişin uzun aksına 26 derecelik açıyla 450 N kuvvet uygulayarak sıkışma, gerilim ve makaslama streslerinin dağılımını incelemişlerdir.

Lenz ve Kessel⁵⁵, sonlu elemanlar yöntemi kullanarak, ISO CD 9693 kırılma başlangıcı testi için metal-seramik örneklerdeki termal streslere bakmışlardır.

Telli ve Gulkan⁵⁶, 1998'de guta perkanın kök kanalında, vertikal ve lateral kondensasyonu süresince maksiller kanin dişinde oluşturduğu stres dağılımını 3-boyutlu sonlu elemanlar yöntemi ile incelemişlerdir.

Yang ve arkadaşları⁵⁷, 2001'de 2-boyutlu sonlu elemanlar yöntemi ile modelledikleri maksiller santral dişte, gıda uyaranlı sıcaklık değişikliklerinin neden olduğu ciddi termal streslerin post-kore başarısızlıkları üzerine etkilerini incelemişlerdir.

Yaman ve arkadaşları⁵⁸, 3-boyutlu sonlu elemanlar yöntemi ile oluşturdukları maksiller santral kesici dişte, endodontik tedavi ve çeşitli post ve kore uygulamalarında oluşan stres dağılımını incelemişlerdir.

Cook ve arkadaşları⁵⁹, porlu dental implantların özelliklerini üç boyutlu sonlu elemanlar yöntemi ile incelemişlerdir.

Moss ve arkadaşları⁶⁰, kafa, yüz ve iskelet büyüme ve gelişmesinin sonlu elemanlar yöntemi ile etkin bir şekilde modellendiğini belirtmişlerdir.

Dayangaç⁶¹, 12 değişik kavite Şeklinde hazırlanan MOD amalgam dolguların kırılma olasılığını, Peters ve arkadaşları⁶², dolgu ile diş arasındaki parametrelerin, gerilme dağılımına etkisini iki boyutlu sonlu elemanlar yöntemi kullanarak incelemişlerdir.

Borchers ve Reichardt⁶³, dental implantlar çevresindeki gerilme dağılımını üç boyutlu sonlu elemanlar yöntemi ile incelemişlerdir.

Toparlı ve arkadaşları⁶⁴, 2000 yılında restoratif materyallerin ısı değişimlerinin neden olduğu termal streslerin dağılımını sonlu elemanlar yöntemi ile incelemişler, bu yöntemin, restore edilen dişte termal stres dağılımını ve node sıcaklıklarını hesaplayıp saptayabildiğini göstermişlerdir.

GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışmada devamlı dalga obturasyon tekniği ile kök kanalı doldurulan üst kanin diş, periodontal ligament ve kemik dokularda oluşan sıcaklık değişimleri sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak değerlendirildi. Bu amaçla önce dişin 3-boyutlu sonlu elemanlar modeli, Wheeler⁶⁵'in belirttiği kanin diş ölçüleri temel alınarak hazırlandı.

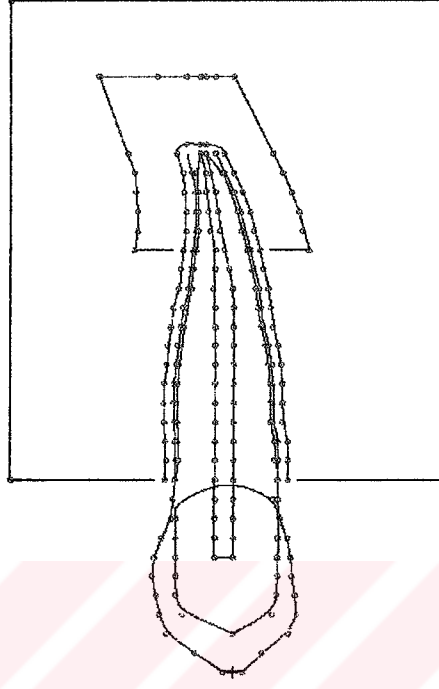
Sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak modelleme:

Çalışmada üst kanin diş modeli kullanıldı. Referans 65 kullanılarak, incelenecek kanin dişin mesio-distal ve buko-palatinal yönlerdeki görüntüleri MSC/PATRAN® ile çizildi. Bu görüntüler Şekil 1 ve 2'de gösterildi. İki boyutlu bu görüntülerin ardından, aynı program yardımıyla dişin üç boyutlu görüntüsü oluşturuldu. Dişin üç boyutlu durumu Şekil 3'te gösterildi. Elde edilen geometrik modelde mine, dentin, sement, periodontal ligament, spongiöz ve kompakt kemik bölgeleri belirlendi. Şekil 4 - 9 bahsedilen diş elemanlarının, MSC/PATRAN® yardımıyla oluşturulan geometrik modellerinin kesit görüntülerini göstermektedir. Şekil 4 dişin kron kısmında mine tabakasını göstermektedir, Şekil 5 dentin, Şekil 6 sement, Şekil 7 periodontal ligament, Şekil 8 spongiöz kemik, Şekil 9 kompakt kemik modellerini göstermektedir.

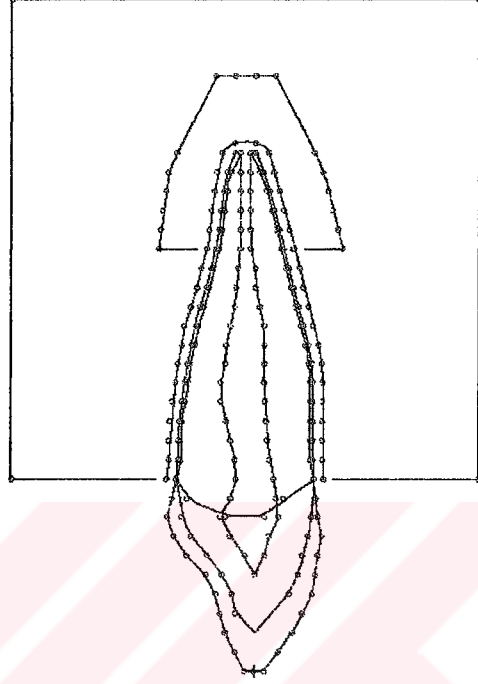
Dişin elde edilen geometrik modeli üzerine sonlu elemanlar modeli oluşturuldu. Sonlu elemanlar modelinde 19242 düğüm noktası (node) ve 18672 kübik sonlu eleman (solid finite elements) bulunmaktadır. Şekil 10 - 12 kanin dişin, çevre dokularının sonlu elemanlar modellerini göstermektedir. Çalışmada kullanılan tüm elemanların homojen, doğrusal ve isotropik olduğu varsayıldı. Çalışmada kullanılan elemanların fiziksel ve termal özellikleri Tablo 1' de verildi.

Çalışma MSC/NASTRAN® sonlu elemanlar yazılım paketinin, Isı Transferi Modülü kullanılarak yapıldı. Çözüm zamana bağlı (Transient Solution) olarak yapıldı. Dış elemanları arasında ısı iletimi (heat conduction) ve krondan ağız içine serbest ısı taşınımı (free heat convection) birlikte göz önünde tutulmuştur. Isı Taşınım Sabiti olarak $h=6E-06$ [J/ mm² s C] değeri kullanılmıştır⁶⁶.

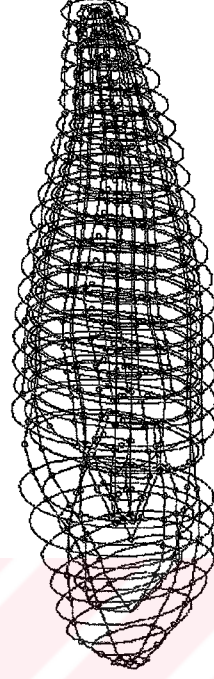




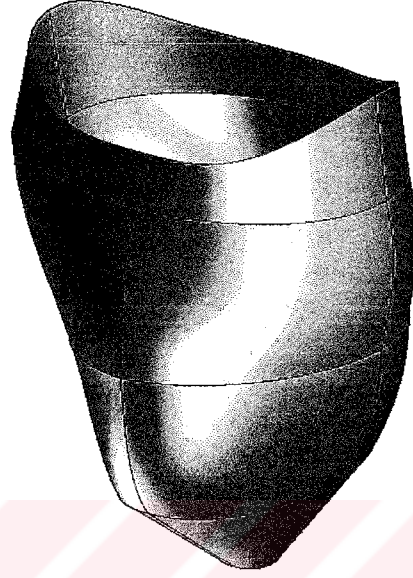
Şekil: 1 Kanin dişin mesio-distal görüntüsü



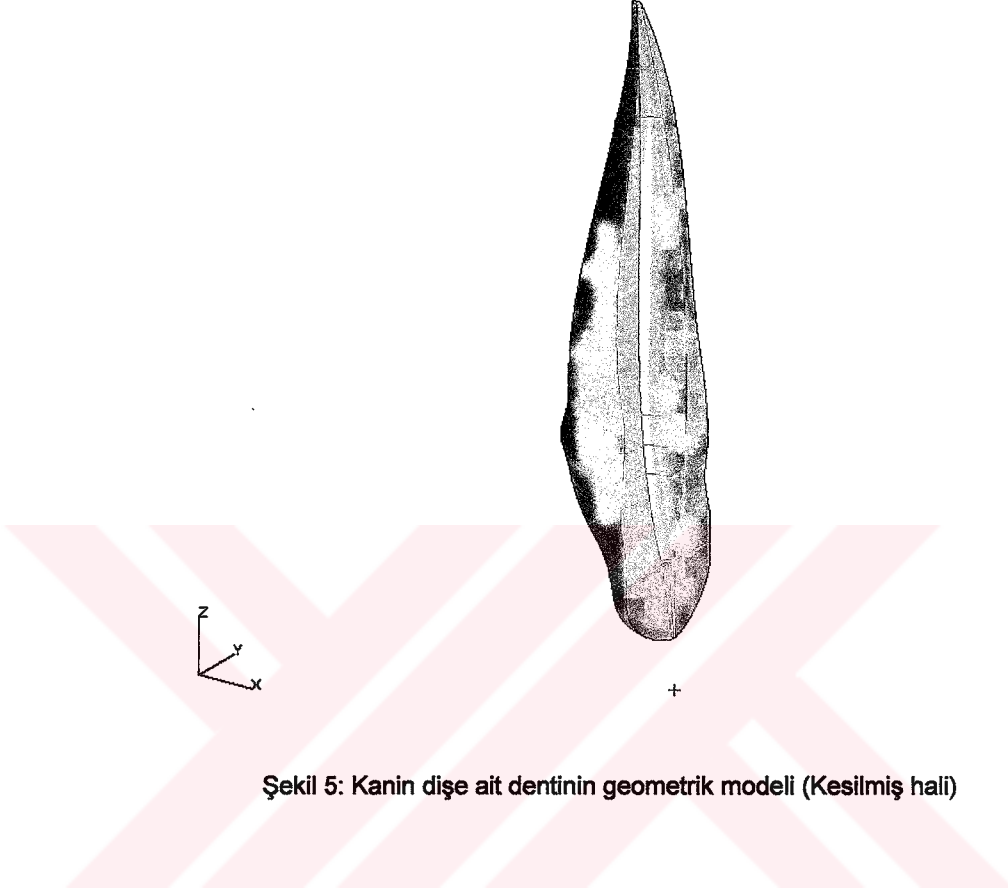
Şekil 2: Kanin dişin bucco-palatinal görüntüsü



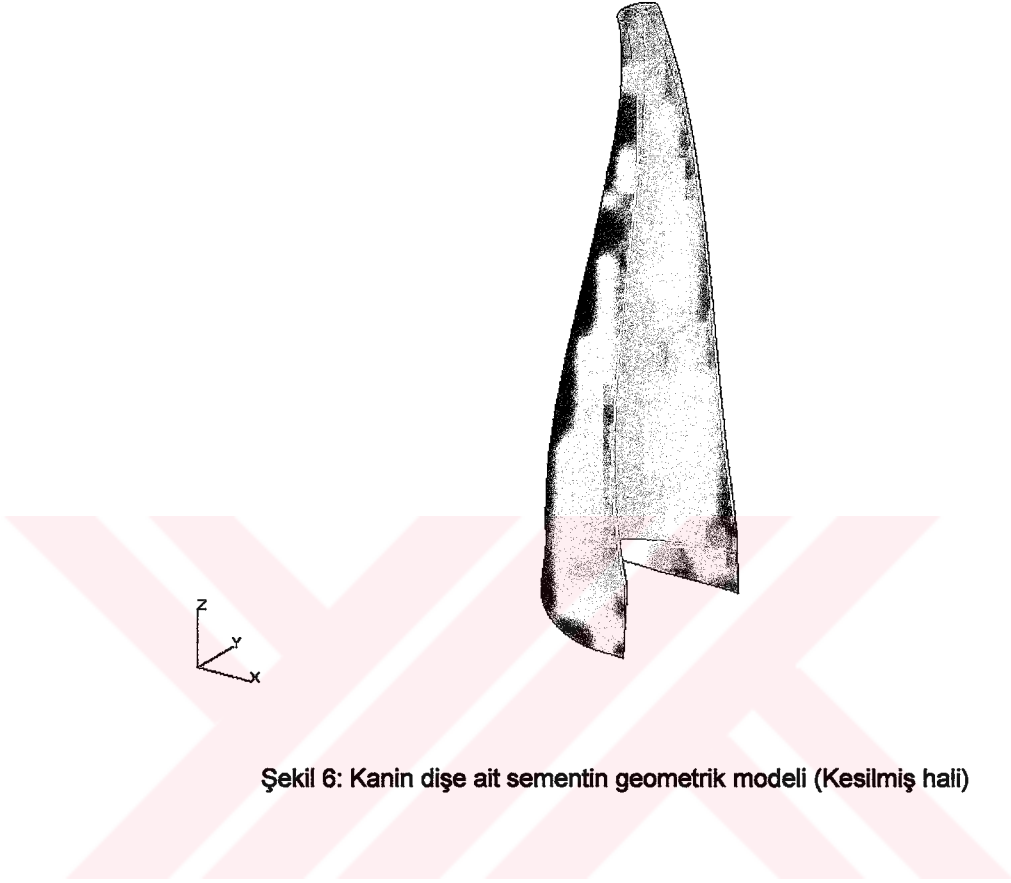
Şekil 3: Kanin dişin üç boyutlu görünümü



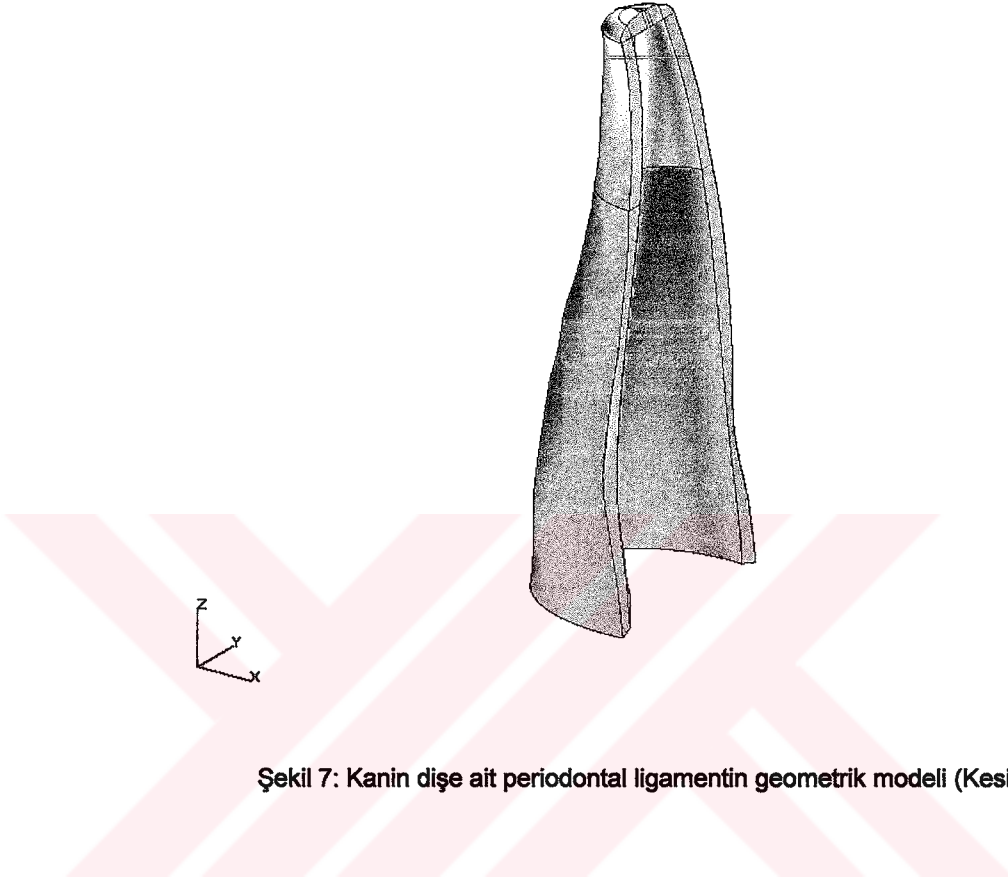
Şekil 4: Kanin dişe ait minenin geometrik modeli



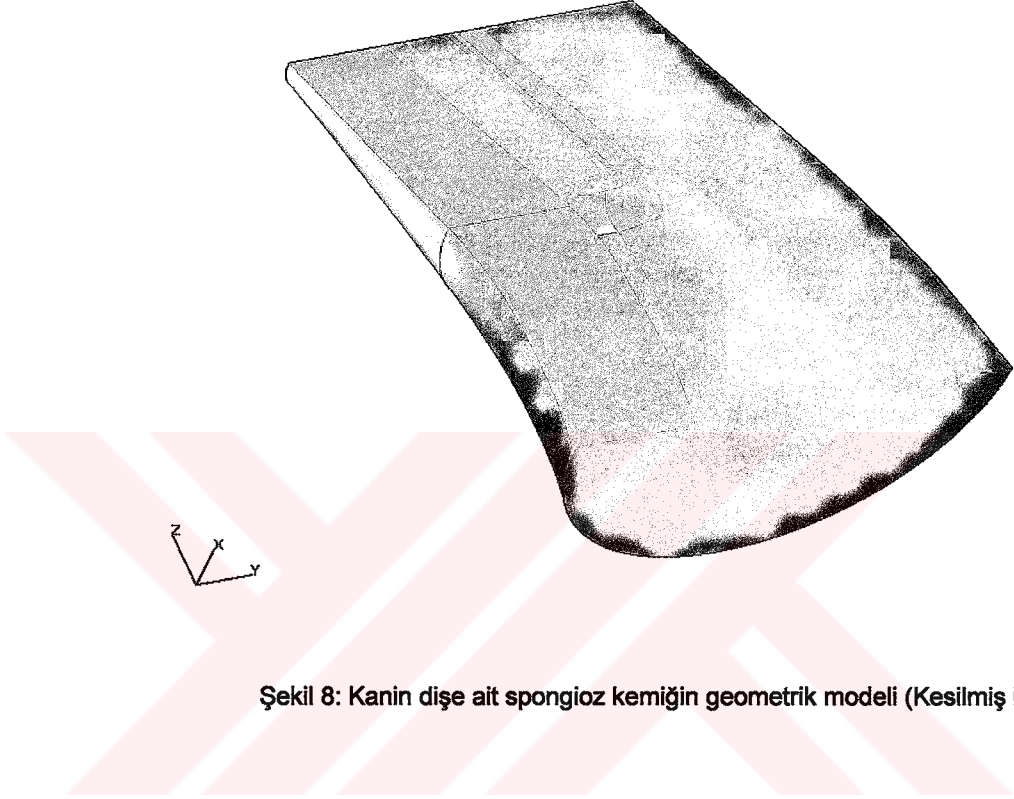
Şekil 5: Kanin dişe ait dentinin geometrik modeli (Kesilmiş hali)



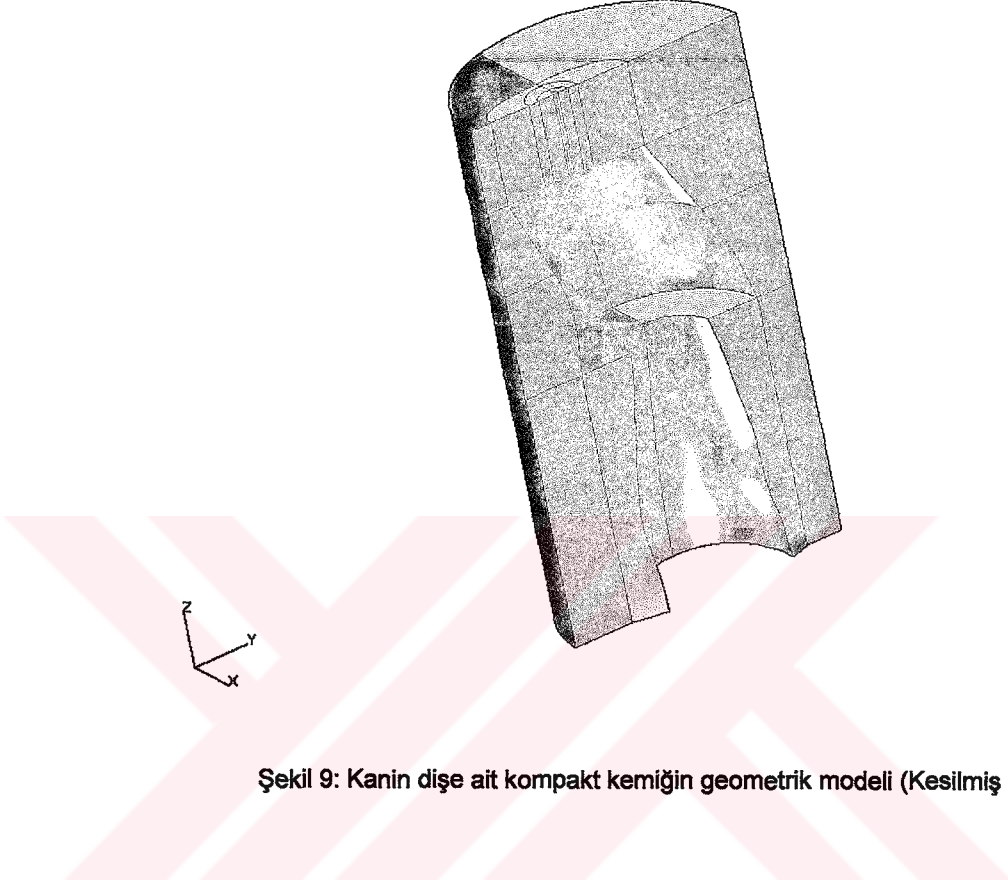
Şekil 6: Kanin dişe ait sementin geometrik modeli (Kesilmiş hali)



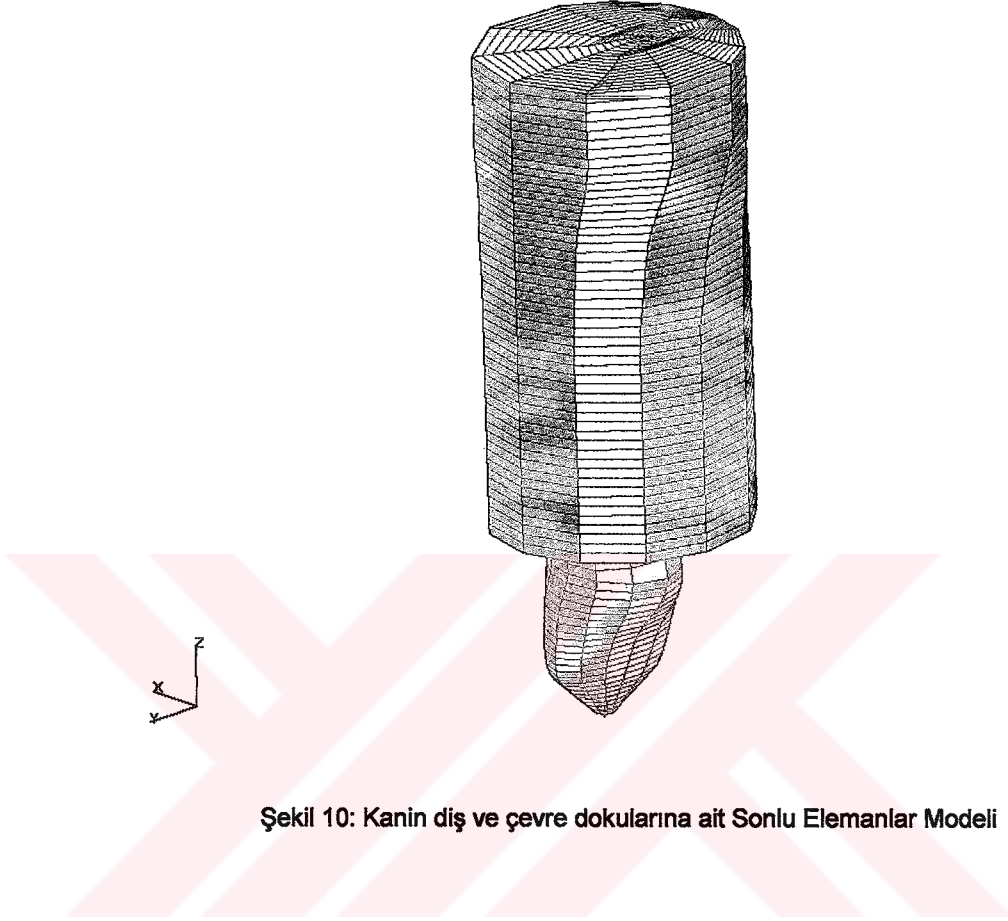
Şekil 7: Kanin dişe ait periodontal ligamentin geometrik modeli (Kesilmiş hali)



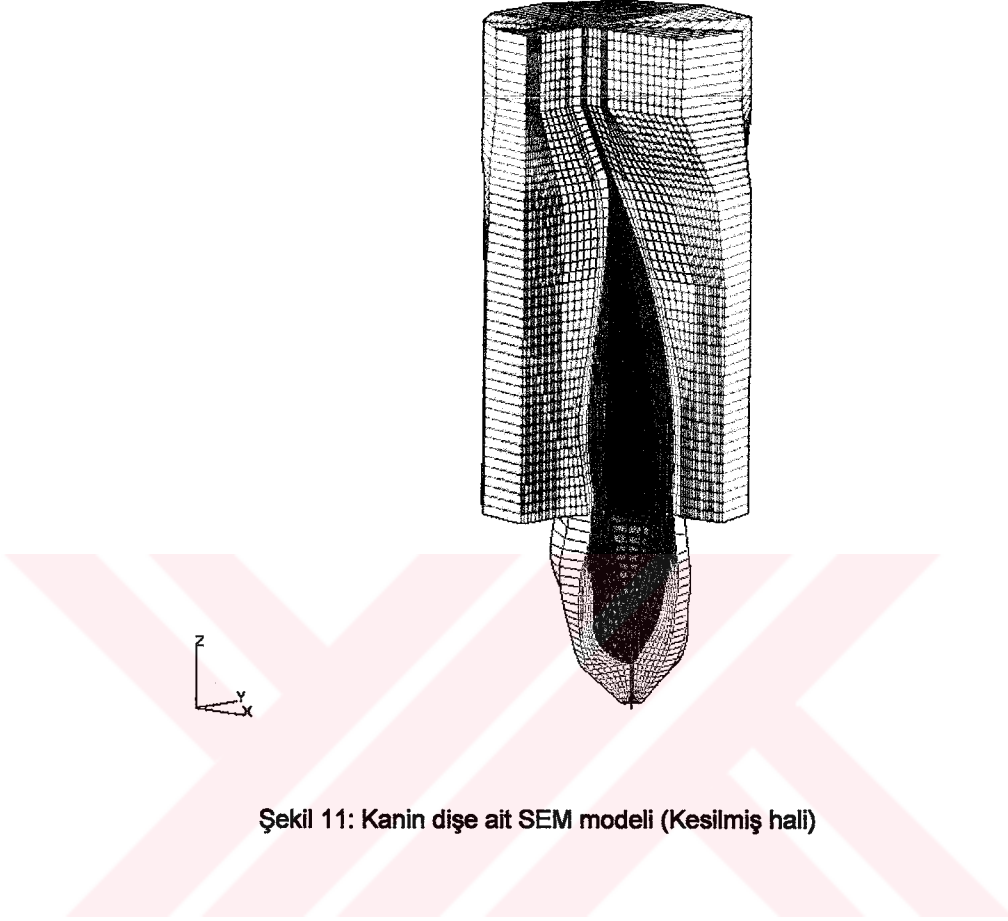
Şekil 8: Kanin dişe ait spongiöz kemiğin geometrik modeli (Kesilmiş hali)



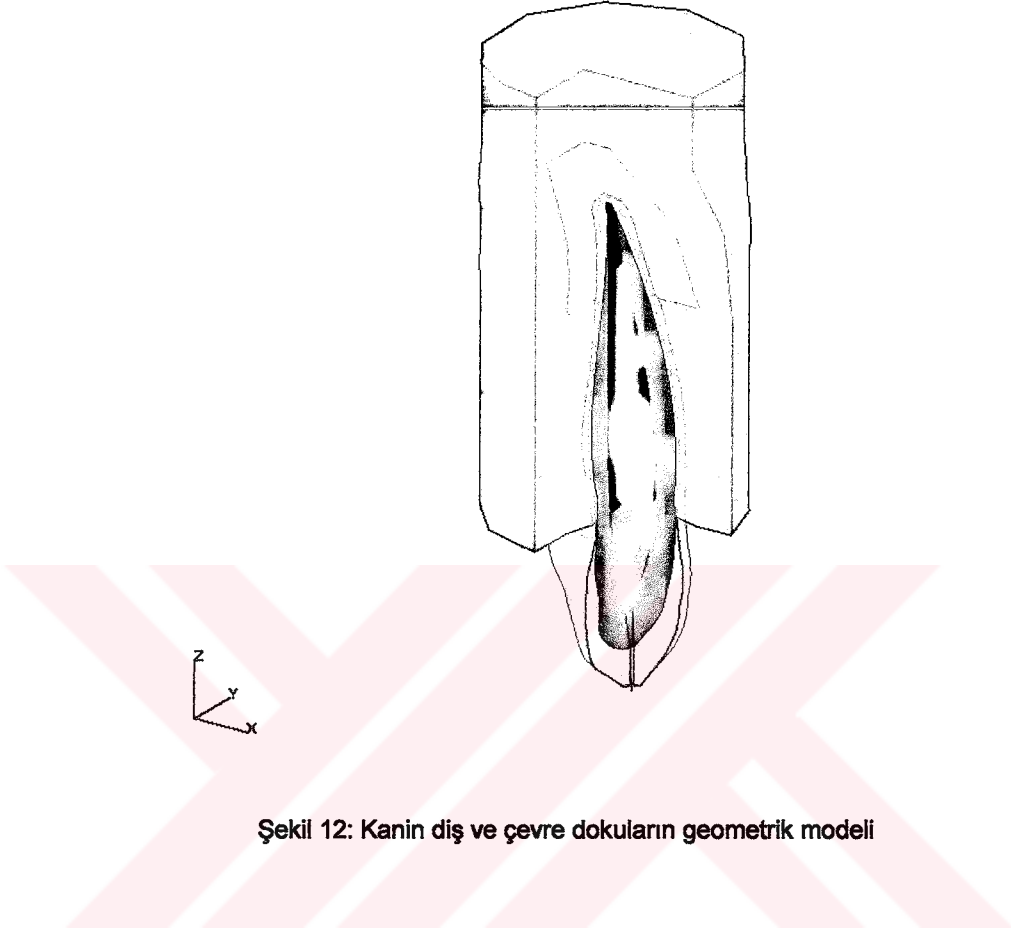
Şekil 9: Kanin dişe ait kompakt kemiğin geometrik modeli (Kesilmiş hali)



Şekil 10: Kanin diş ve çevre dokularına ait Sonlu Elemanlar Modeli



Şekil 11: Kanin dişe ait SEM modeli (Kesilmiş hali)



Şekil 12: Kanin diş ve çevre dokuların geometrik modeli

Termal Analiz Yöntemi :

Doldurulacak kanin dişe ait kök uzunluğu 17 mm alındı. Dişe kök kanal preperasyonu yapılmış gibi kök kanal boşluğu hazırlandığı kabul edildi. Kök kanallarının ısı ile tıkama yöntemiyle doldurulduğu varsayıldı. Bu yaklaşımda devamlı ısıyla obturasyon tekniği ile kullanılan System B cihazı uygulandı. Periodontal ligament, mine, dentin, sement, spongiöz ve kompakt kemiklerin sıcaklığı başlangıçta normal vücut sıcaklığı olan 36°C olarak alındı. Kronun yüzeyinden ağız içine doğru serbest ısı taşınımı (free convection) olduğu kabul edildi. Ağız içi normal oda sıcaklığı olan 22°C olarak alındı. Böylece hastanın ağzı açıkken hekimin işlemini sürdürdüğü durum benzeştirildi. Çalışma aşağıdaki sırayla yapıldı:

1. Adım: İlk olarak kök kanalı hazırlanmış kabul edilen dişin kök kanalında apikal 5 mm'ye guta perka kondu. Guta perkanın ilk yerleştirildiği andaki sıcaklığı 22°C olarak varsayıldı. Ardından System B cihazının uygulanım işlemi ile benzeşim gösterecek şekilde guta perkaya 200°C sıcaklık uygulandı ve 5 saniye soğuması beklendi. Bu 5 saniyelik sürede hekimin guta perkayı sıkıştırdığı göz önüne alındı. Bu sürecin başında dişin diğer elemanları yukarıda açıklanan ilk sıcaklıklara sahip olarak kabul edildi. Bahsedilen 5 saniyelik süreç boyunca diş içinde ısı iletimi (heat conduction) ve krandan ısı taşınımı gerçekleşti. Böylece dişte bulunan tüm elemanların ilk sıcaklıkları değişti. 1. adımın sonunda kanalın apikal bölümünde 5 mm guta perka bulunmaktaydı.

2. Adım: 5 saniyelik sürecin sonunda dişe 4 mm guta perka daha yerleştirildi ve dişin apekten itibaren 9 mm 'lik kısmının dolduğu kabul edildi. Eklenen guta perka oda sıcaklığında (22°C) kabul edildi. Bu yerleştirme sürecinin de yaklaşık 3 saniye sürdüğü varsayıldı ve bu durumu simule etmek için dişe ilave 4 mm'lik guta perka

konulduktan sonra 3 saniye daha soğutuldu. Soğuma başlangıcında yeni eklenen guta perka 22°C diğer elemanlar ise 1 numaralı adımın sonundaki sıcaklık değeriyle alındı.

3. Adım: Toplam 8 saniye sonunda yeni eklenen 4 mm'lik guta perkanın bir bölümüne vertikal kondensasyon yöntemini benzeştirecek şekilde 100°C'lik sıcaklık uygulandı. Vertikal kondensasyon işleminin yaklaşık 5 saniye sürdüğü varsayıldı ve bu durumu benzeştirmek için dış 100°C sıcaklık uygulamasının ardından 5 saniye daha soğumaya bırakıldı. Soğuma başlangıcında dış elemanları 2 numaralı adımın sonundaki sıcaklık değerleriyle alındı.

4. Adım: Toplam 13 saniye sonunda dişe 4 mm guta perka daha yerleştirildi ve dışın apeksten itibaren 13 mm'lik kısmının dolduğu kabul edildi. Eklenen guta perka oda sıcaklığında (22°C) kabul edildi. Bu yerleştirme sürecinin yaklaşık 3 saniye sürdüğü varsayıldı ve bu durumu benzeştirmek için dişe 4 mm'lik guta perka ilave konulduktan sonra 3 saniye daha soğutuldu. Soğuma başlangıcında yeni eklenen guta perka 22°C diğer elemanlar ise 3 numaralı adımın sonundaki sıcaklık değerleriyle alındı.

5. Adım: Toplam 16 saniye sonunda yeni eklenen 4 mm'lik guta perkanın bir bölümüne vertikal kondensasyon yöntemini benzeşecek şekilde 100°C sıcaklık uygulandı. Vertikal kondensasyon işleminin yaklaşık 5 saniye sürdüğü varsayıldı ve bu durumu simule etmek için 100°C sıcaklık uygulamasının ardından 5 saniye daha soğumaya bırakıldı. Soğuma başlangıcında dış elemanları 4 numaralı adımın sonundaki sıcaklık değerleriyle alındı.

6. Adım: Toplam 21 saniye sonunda dişe 4 mm guta perka daha yerleştirildi ve dışın apeksten itibaren 17 mm 'lik kısmının dolduğu kabul edildi. Eklenen guta perka oda sıcaklığında (22°C) kabul edildi. Bu yerleştirme sürecinin de yaklaşık 3 saniye sürdüğü varsayıldı ve bu durumu benzeştirmek için dişe ilave 4 mm'lik guta perka

konulduktan sonra 3 saniye daha soğutuldu. Soğuma başlangıcında yeni eklenen guta perka 22°C diğer elemanlar ise 5 numaralı adımın sonundaki sıcaklık değerleriyle alındı.

7. Adım: Toplam 24 saniye sonunda yeni eklenen guta perkanın bir bölümüne vertikal kondensasyon yöntemini benzeştirecek şekilde 100°C sıcaklık uygulandı. Diş, 100°C sıcaklık uygulamasının ardından 10 saniye daha soğumaya bırakıldı ve toplam 34 saniyelik sürede kanalın doldurulduğu varsayıldı.

Çalışmanın ikinci safhasında, işlemler sadece kritik olan 1. adım için System B ısı taşıyıcı sistemin başlangıç sıcaklığı 250°C'ye ayarlı olacak şekilde tekrar edildi.



Tablo 1: Çalışmada Kullanılan Malzemelerin Fiziksel ve Termal Özellikleri

Diş Elemanı	Young Sabiti [Mpa]	Poisson Sabiti	Özgül Isı Sabiti [J/g C]	Termal İletkenlik Sabiti [J/mm s C]	Yoğunluk [g/mm ³]
Mine	48000	0,30	0,75366	9,2114E-04	2,9E-03
Dentin	14000	0,30	1,17236	6,2805E-04	4E-03
Sement	14000	0,30	1,17236	6,2805E-04	4E-03
Periodontal Ligament	0,79	0,49	4,817	5,8618E-04	1E-03
Guta perka	10	0,45	1,828	1,53E-04	0,97E-03
Spongios kemik	7930	0,30	1,84228	5,8618E-04	1,3E-03
Kompakt kemik	13700	0,30	1,84228	5,8618E-04	1,3E-03

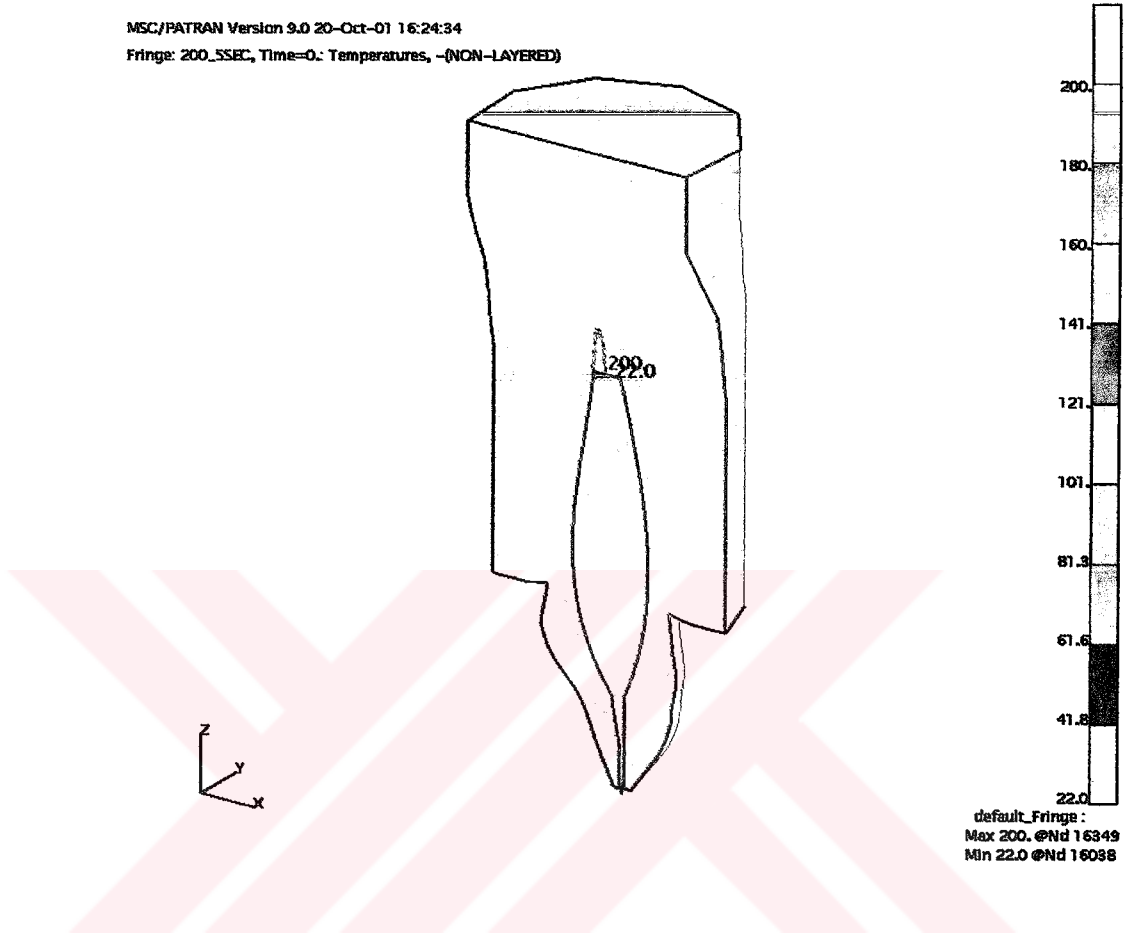
BULGULAR

Çalışmamızdaki esas amaç periodontal ligamentte oluşan sıcaklık değişimini belirlemektir. Çalışmanın sonuçları MSC/PATRAN® çıktıları olarak verildi. Resimlerde sağ tarafta bulunan renk çubuğu, belli bir sıcaklık aralığında bulunan tüm sıcaklık değerlerinin aynı renk ile gösterildiğini tanımlamakta ve her renk için altta ve üstte °C olarak verilen sıcaklık değerleri o renk için sınır değerlerini belirlemektedir. MSC/PATRAN® tarafından her bir durum için ayrı ve otomatik olarak tanımlanan bu sıcaklık gruplarının sınır değerleri ve renkleri, o duruma ait sonuçları gösteren her bir resimde farklı olabilmektedir.

Şekil 13, 200°C sıcaklığın Sytem B tekniğiyle dişe uygulandığı anı göstermektedir. Bu şekilde tüm elemanlar gösterilmiştir. Sadece System B tekniğinin uygulandığı bölgede sıcaklık 200°C olmakta, diğer tüm diş elemanlarında 36°C'lik bir sıcaklık görülmektedir. Aynı anın sadece dentin, periodontal ligament ve kök kanalının bulunduğu bölge için belirlenmiş görüntüsü Şekil 14'te verilmiştir.

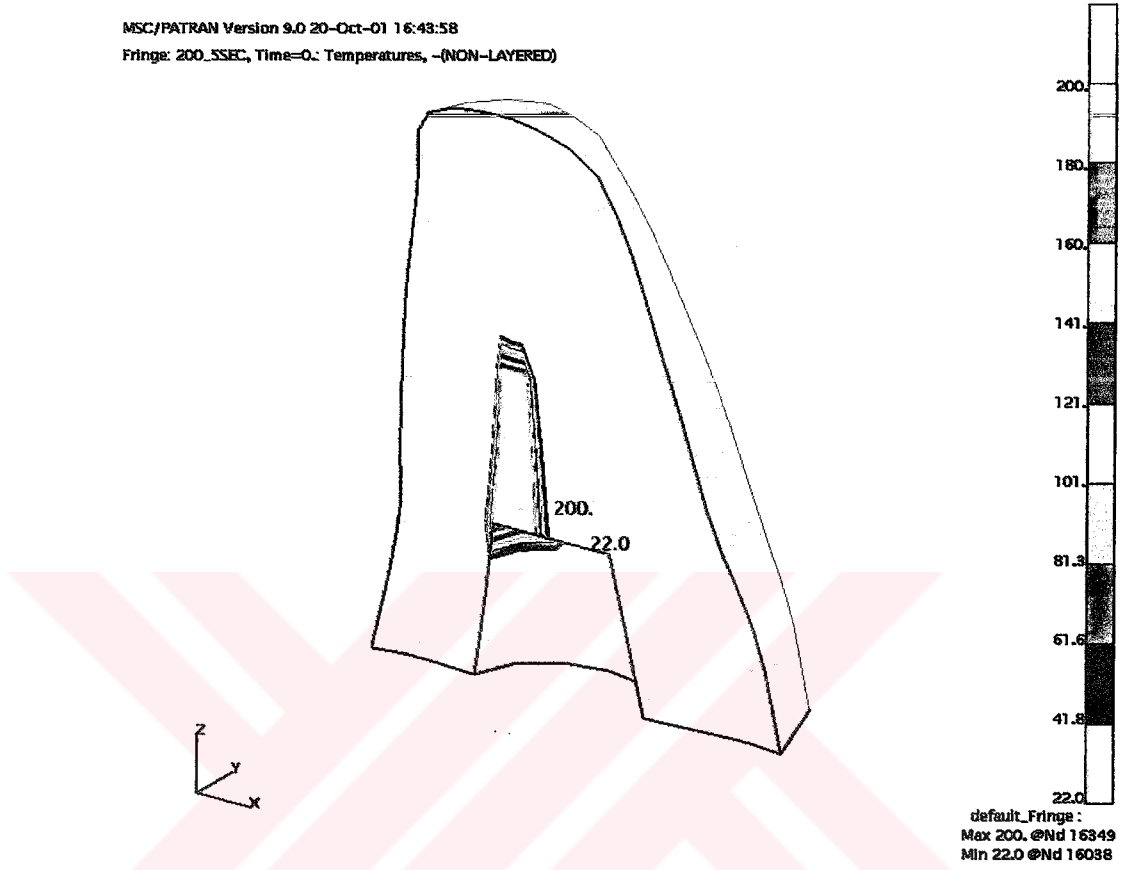
Şekil 15 ve 16, 200°C ısının uygulanmasından 0.085 saniye sonra sırasıyla tüm elemanlarda ve sadece guta perka, dentin, periodontal ligament ve kök kanalının bulunduğu bölgede oluşan sıcaklık değerlerini göstermektedir. Görüldüğü gibi 200°C sıcaklık 198°C değerine inmiş ve diş elemanlarında oluşan ısı iletimi nedeniyle sıcaklık dağılımı değişmiştir.

MSC/PATRAN Version 9.0 20-Oct-01 16:24:34
Fringe: 200_SSEC, Time=0: Temperatures, -(NON-LAYERED)



Şekil 13: 200°C'ye ayarlı System B uygulamasında 1. adımdaki sıcaklık dağılımı
(t=0 sn)

MSC/PATRAN Version 9.0 20-Oct-01 16:43:58
Fringe: 200_SSEC, Time=0.: Temperatures, -(NON-LAYERED)

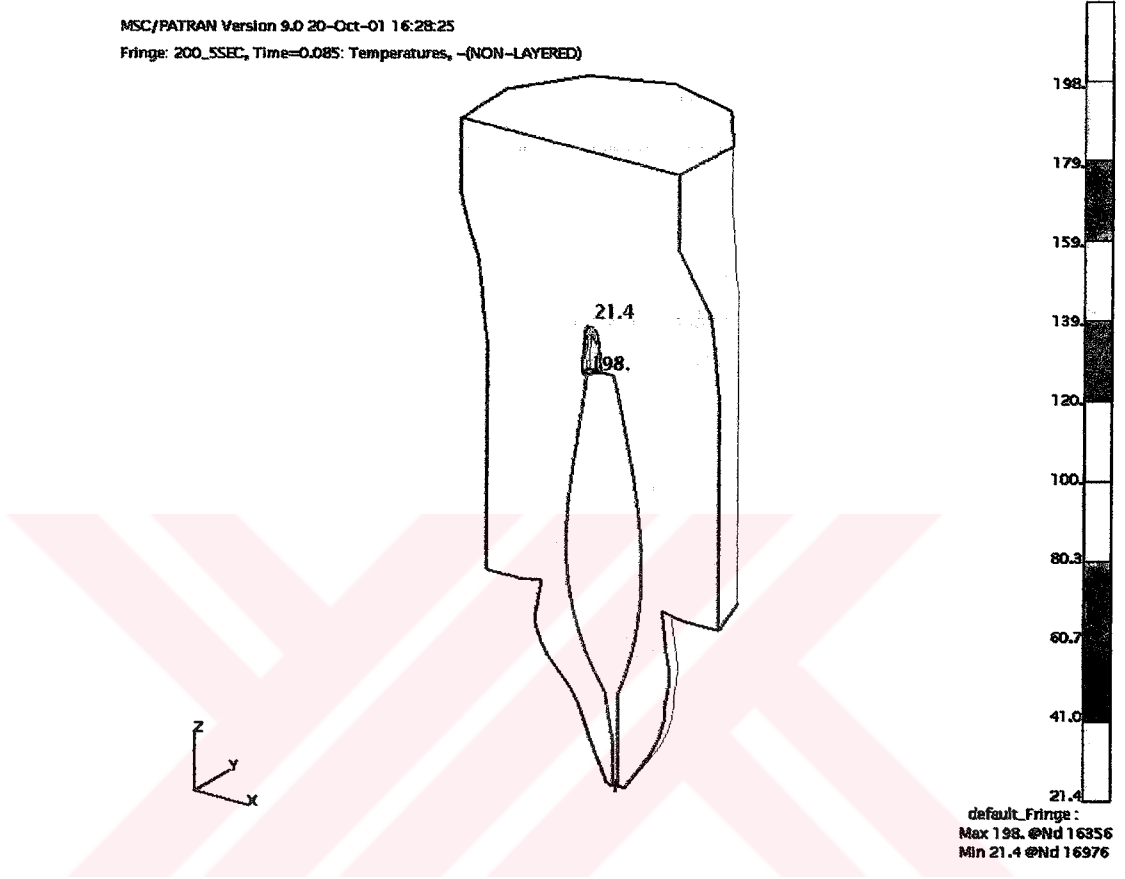


Şekil 14: 200°C'ye ayarlı System B uygulamasında 1. adımdaki sıcaklık dağılımı

(t=0 sn)

MSC/PATRAN Version 9.0 20-Oct-01 16:28:25

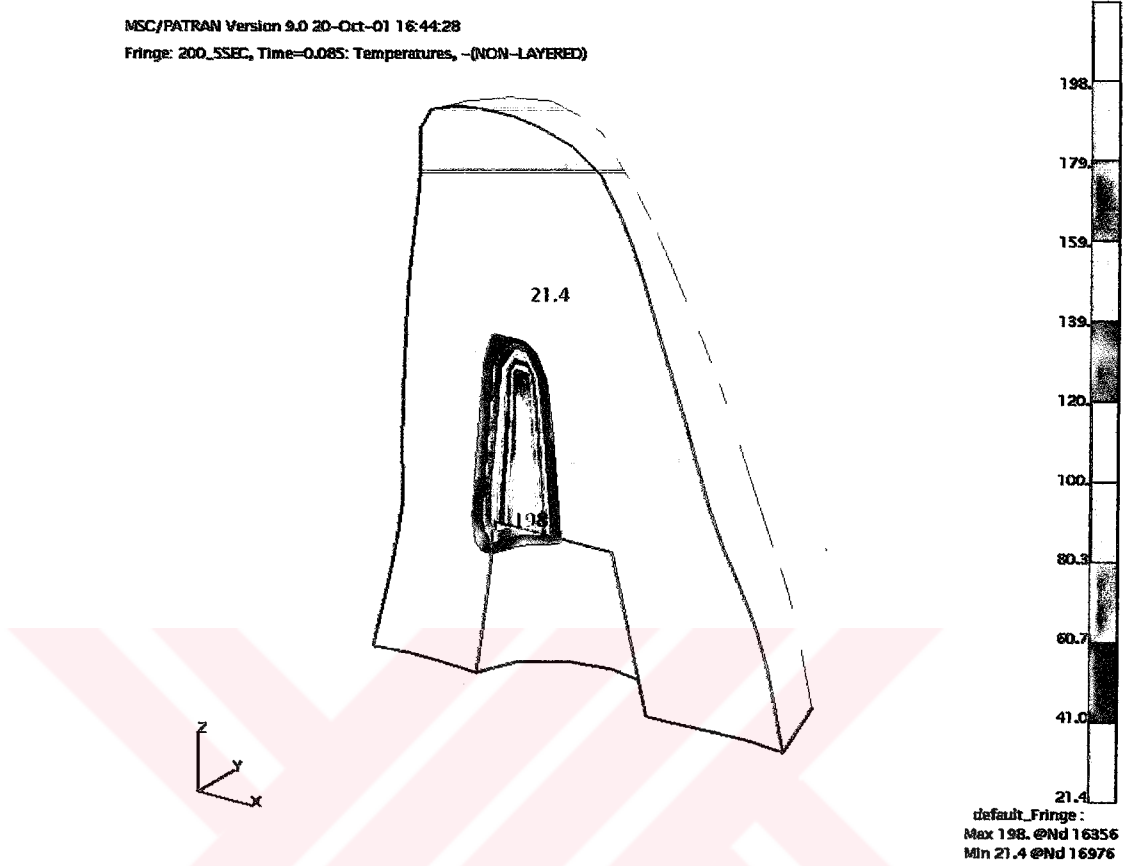
Fringe: 200_5SEC, Time=0.085: Temperatures, -(NON-LAYERED)



Şekil 15: 200°C'ye ayarlı System B uygulamasında 1. adımdaki sıcaklık dağılımı

($t=0.085$ sn)

MSC/PATRAN Version 9.0 20-Oct-01 16:44:28
Fringe: 200_SSEC, Time=0.085: Temperatures, -(NON-LAYERED)



Şekil 16: 200°C'ye ayarlı System B uygulamasında 1. adımdaki sıcaklık dağılımı

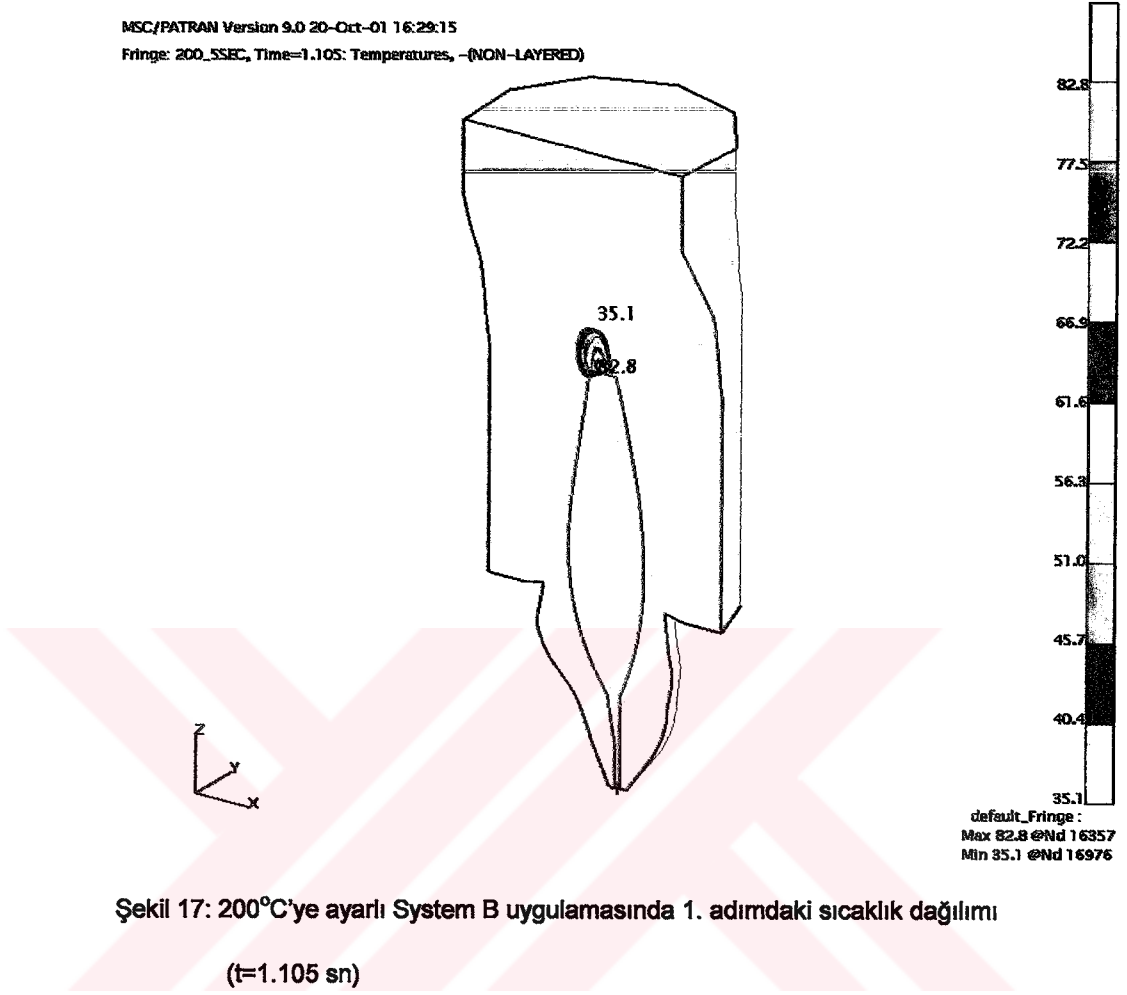
(t=0.085 sn)

200°C ısının uygulanmasından 1.105 saniye sonra tüm elemanlarda ve sadece guta perka, dentin, periodontal ligament ve kök kanalının bulunduğu bölgede oluşan sıcaklık değerleri sırasıyla Şekil 17 ve 18'de verilmiştir. Soğuma nedeniyle maksimum sıcaklık 82.8°C değerine inmiştir.

Diş elemanları arasındaki ısı iletimi nedeniyle dişte gerçekleşen soğuma esnasında, ısının uygulandığı bölgenin yani guta perkanın sıcaklığı azalmakta ancak buna karşın çevreleyen elemanlardaki sıcaklık artmaktadır. 200°C ısının uygulanmasından 1.265 saniye sonra periodontal ligamentte oluşan sıcaklık artışı maksimum değerine ulaşmaktadır. Şekil 19 ve 20'de sırasıyla guta perka, dentin, periodontal ligament ve kök kanalının bulunduğu bölgede oluşan sıcaklık değerleri ve sadece periodontal ligamentteki sıcaklık değerleri gösterilmiştir. Görüldüğü gibi Sytem B uygulama bölgesinde sıcaklık 200°C'den 75.7°C değerine inmiş ve periodontal ligamentteki sıcaklık 36°C'den 43.5°C değerine çıkmıştır.

Şekil 21 ve 22, 200°C ilk ısı uygulamasından 2.065 saniye sonra sırasıyla tüm elemanlarda ve sadece guta perka, dentin, periodontal ligament ve kök kanalının bulunduğu bölgede oluşan sıcaklık dağılımlarını göstermektedir. Şekil 23 ve 24, 3.025 saniye sonra, Şekil 25 ve 26, 3.985 saniye sonra ve Şekil 27 ve 28, 4.945 saniye sonra sırasıyla tüm elemanlarda ve sadece guta perka, dentin, periodontal ligament ve kök kanalının bulunduğu bölgede oluşan sıcaklık dağılımlarını göstermektedir. Görüleceği gibi 1. adım süresinde dişteki soğuma artarak sürmekte ve sıcaklık artışının periodontal ligamentteki etkisi azalmaktadır. 200°C uygulanan bölgenin sıcaklığı 4.985 saniye sonra 40.4°C değerine inmiştir.

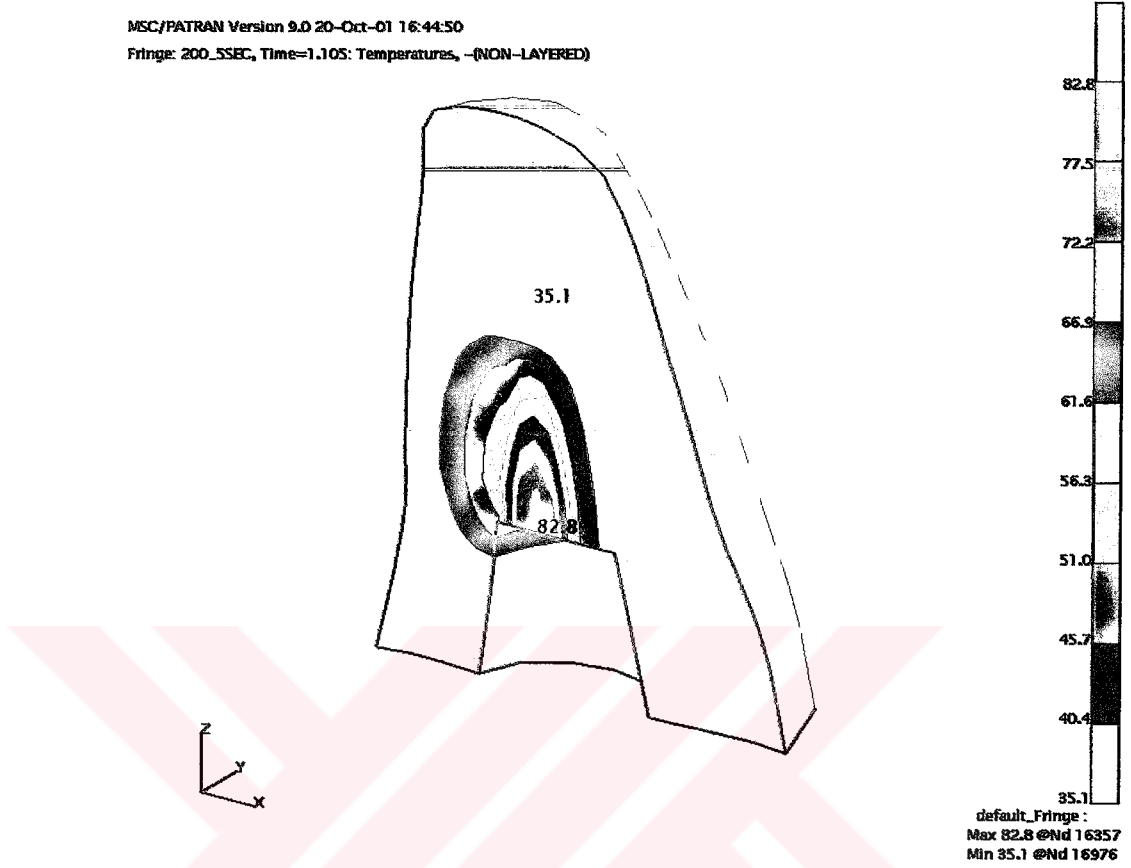
MSC/PATRAN Version 9.0 20-Oct-01 16:29:15
Fringe: 200_SSEC, Time=1.105: Temperatures, -(NON-LAYERED)



Şekil 17: 200°C'ye ayarlı System B uygulamasında 1. adımdaki sıcaklık dağılımı

(t=1.105 sn)

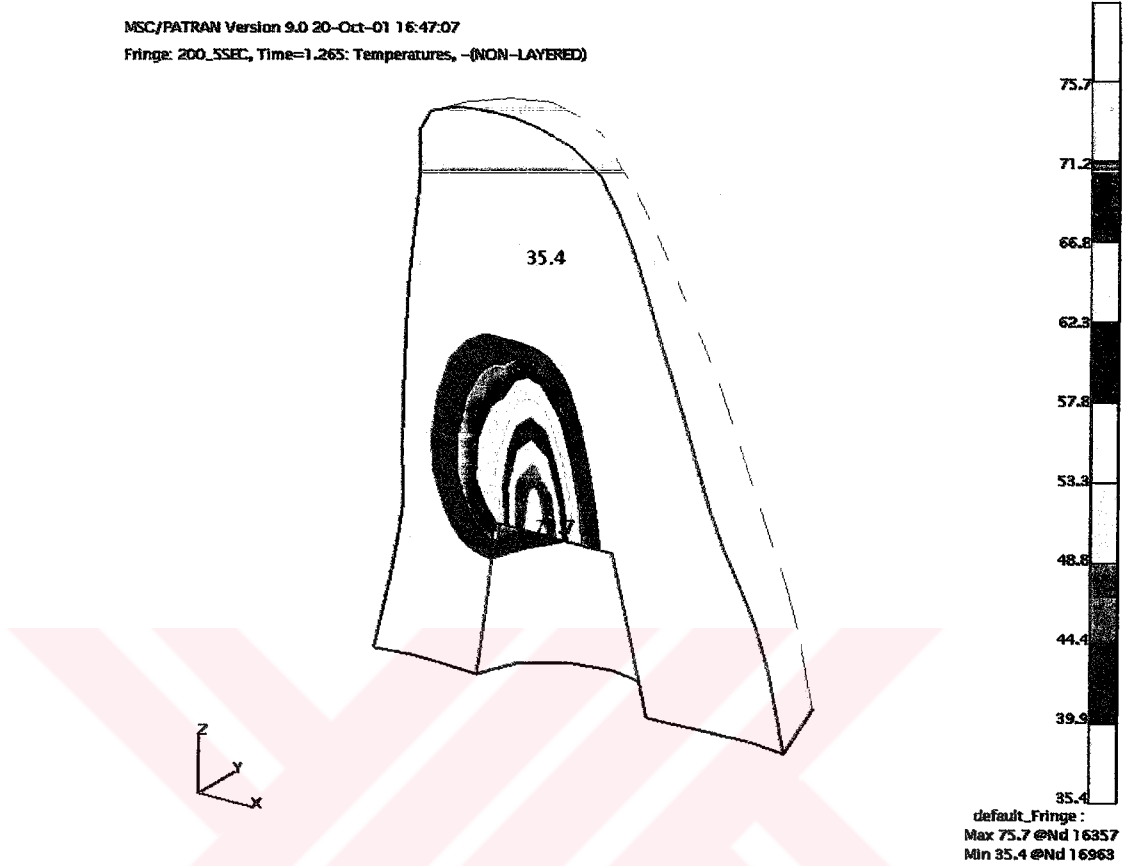
MSC/PATRAN Version 9.0 20-Oct-01 16:44:50
Fringe: 200_SSEC, Time=1.105: Temperatures, -(NON-LAYERED)



Şekil 18: 200°C'ye ayarlı System B uygulamasında 1. adımdaki sıcaklık dağılımı

(t=1.105 sn)

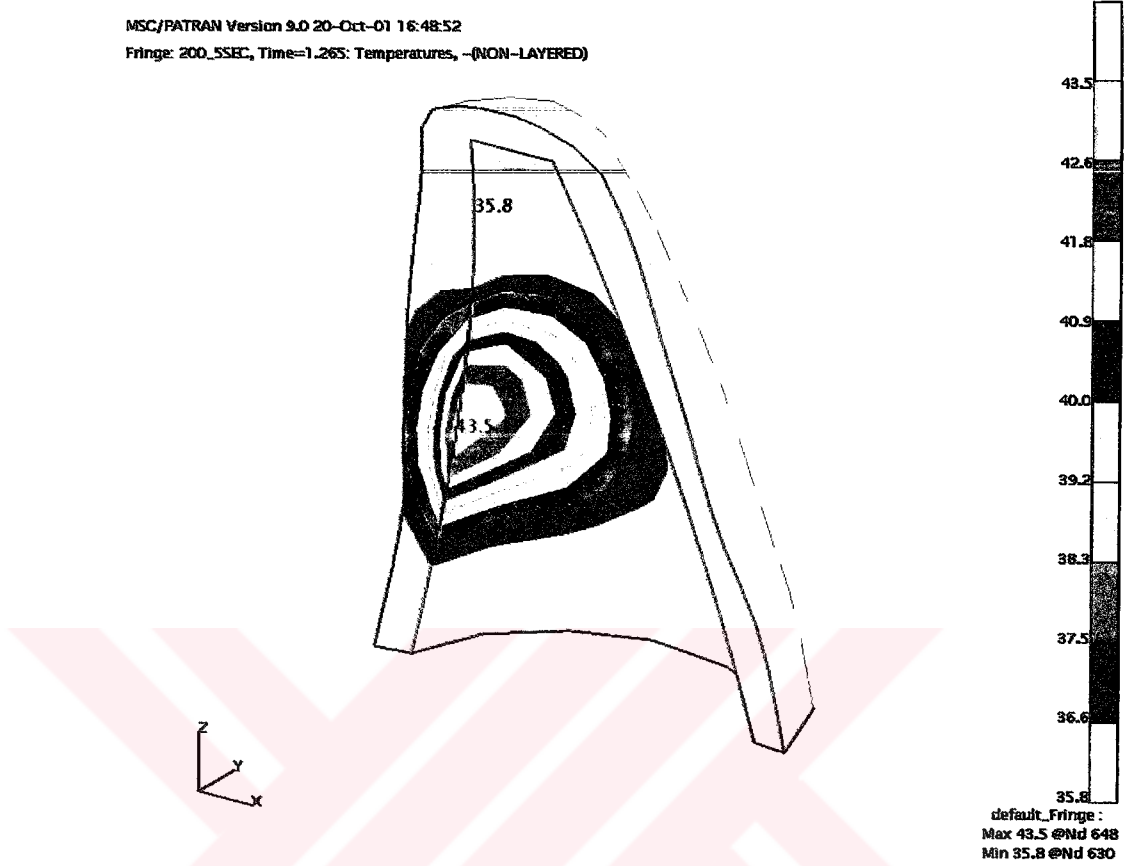
MSC/PATRAN Version 9.0 20-Oct-01 16:47:07
Fringe: 200_SSEC, Time=1.265: Temperatures, -(NON-LAYERED)



Şekil 19: 200°C'ye ayarlı System B uygulamasında 1. adımdaki sıcaklık dağılımı

(t=1.265 sn)

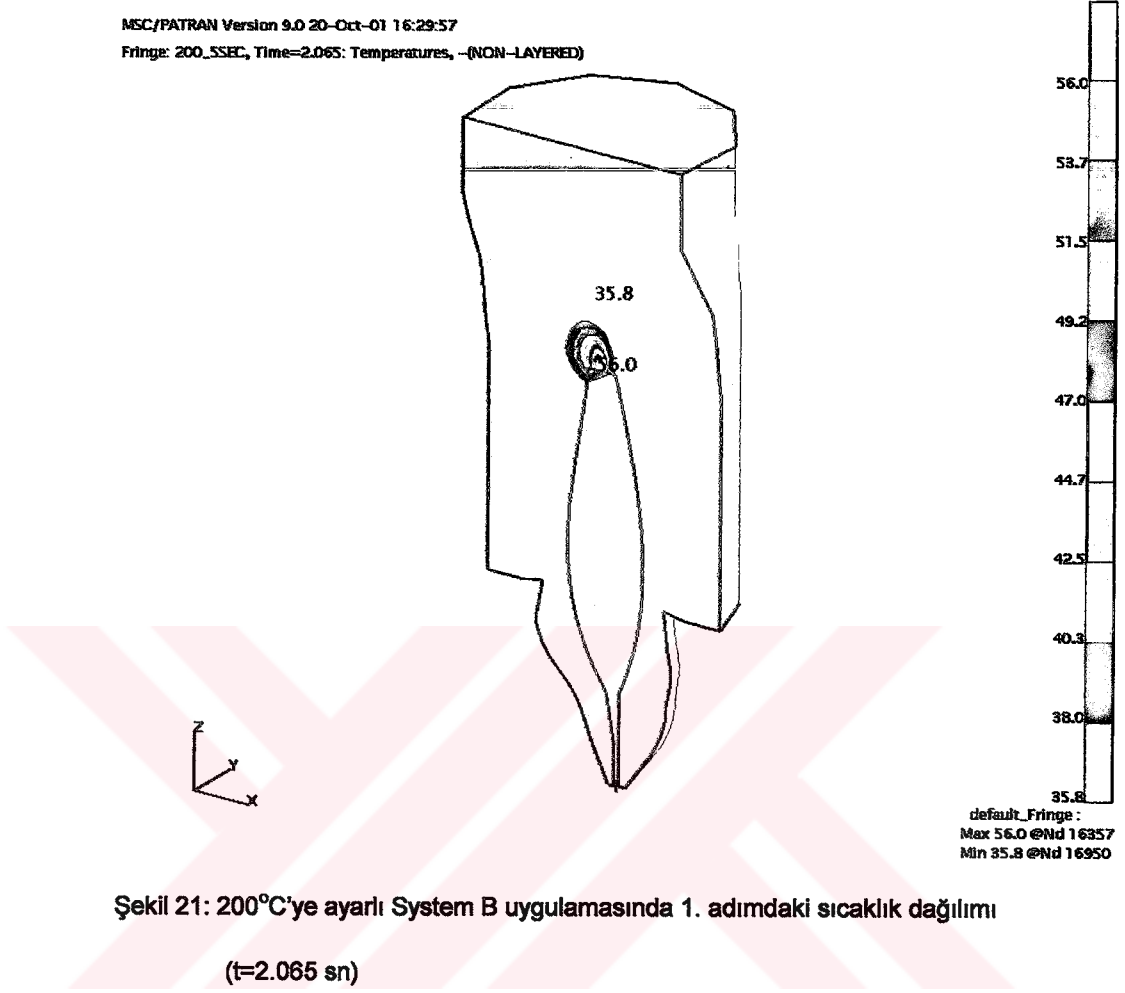
MSC/PATRAN Version 9.0 20-Oct-01 16:48:52
Fringe: 200_5SEC, Time=1.265: Temperatures, -(NON-LAYERED)



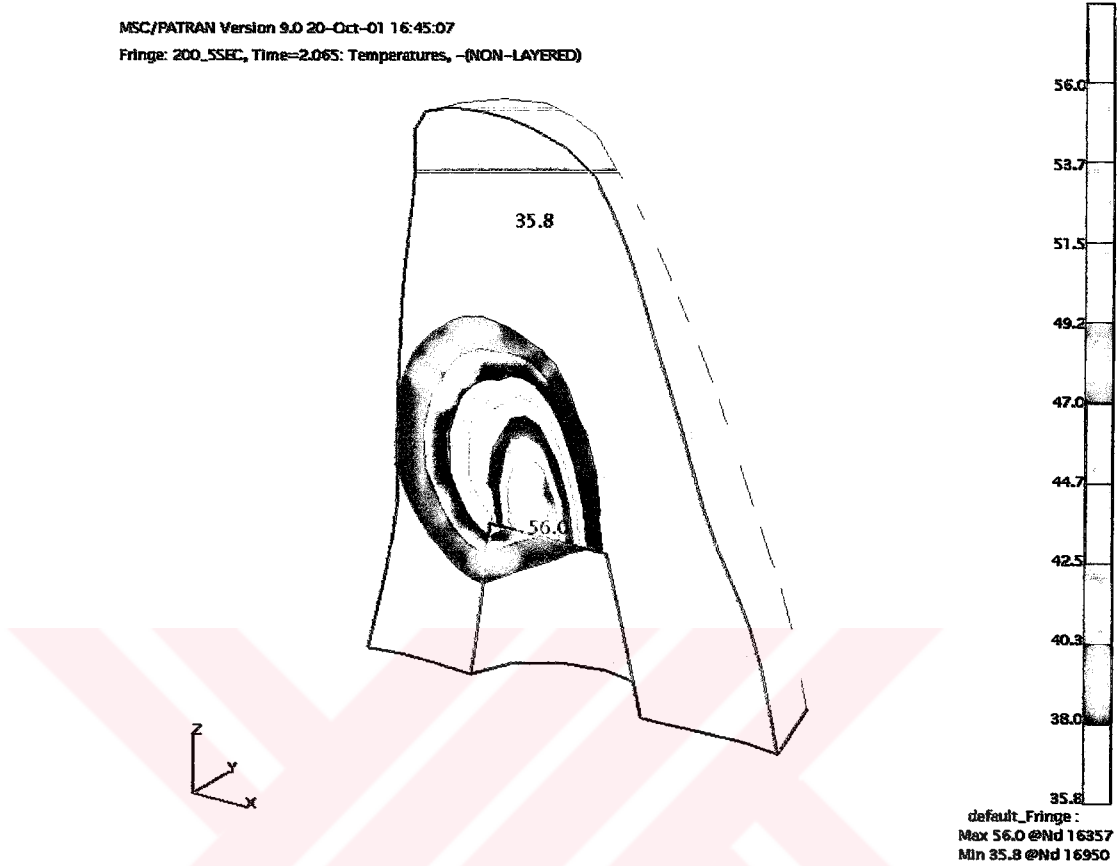
Şekil 20: 200°C'ye ayarlı System B uygulamasında 1. adımdaki sıcaklık dağılımı

(t=1.265 sn)

MSC/PATRAN Version 9.0 20-Oct-01 16:29:57
Fringe: 200_SSEC, Time=2.065: Temperatures, -(NON-LAYERED)



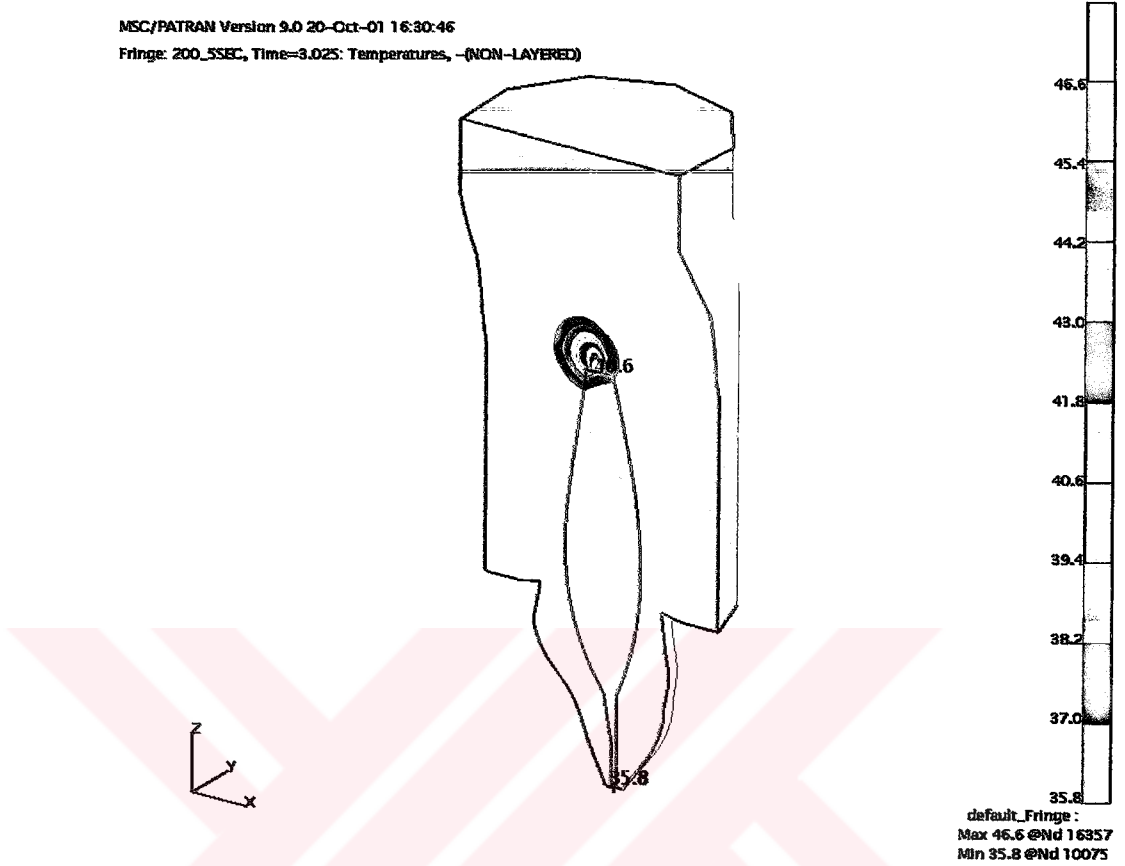
MSC/PATRAN Version 9.0 20-Oct-01 16:45:07
Fringe: 200_SSEC, Time=2.065: Temperatures, -(NON-LAYERED)



Şekil 22: 200°C'ye ayarlı System B uygulamasında 1. adımdaki sıcaklık dağılımı

(t=2.065 sn)

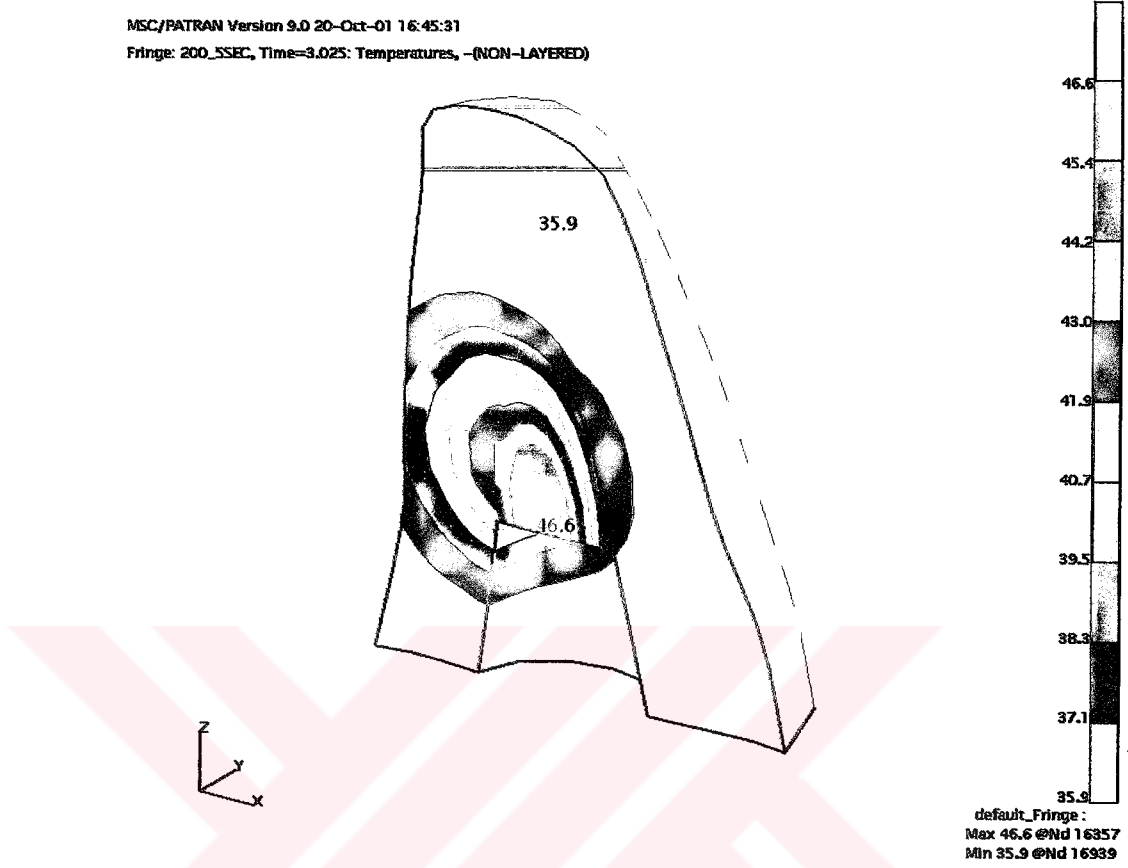
MSC/PATRAN Version 9.0 20-Oct-01 16:30:46
Fringe: 200_5SEC, Time=3.025: Temperatures, -(NON-LAYERED)



Şekil 23: 200°C'ye ayarlı System B uygulamasında 1. adımdaki sıcaklık dağılımı

(t=3.025 sn)

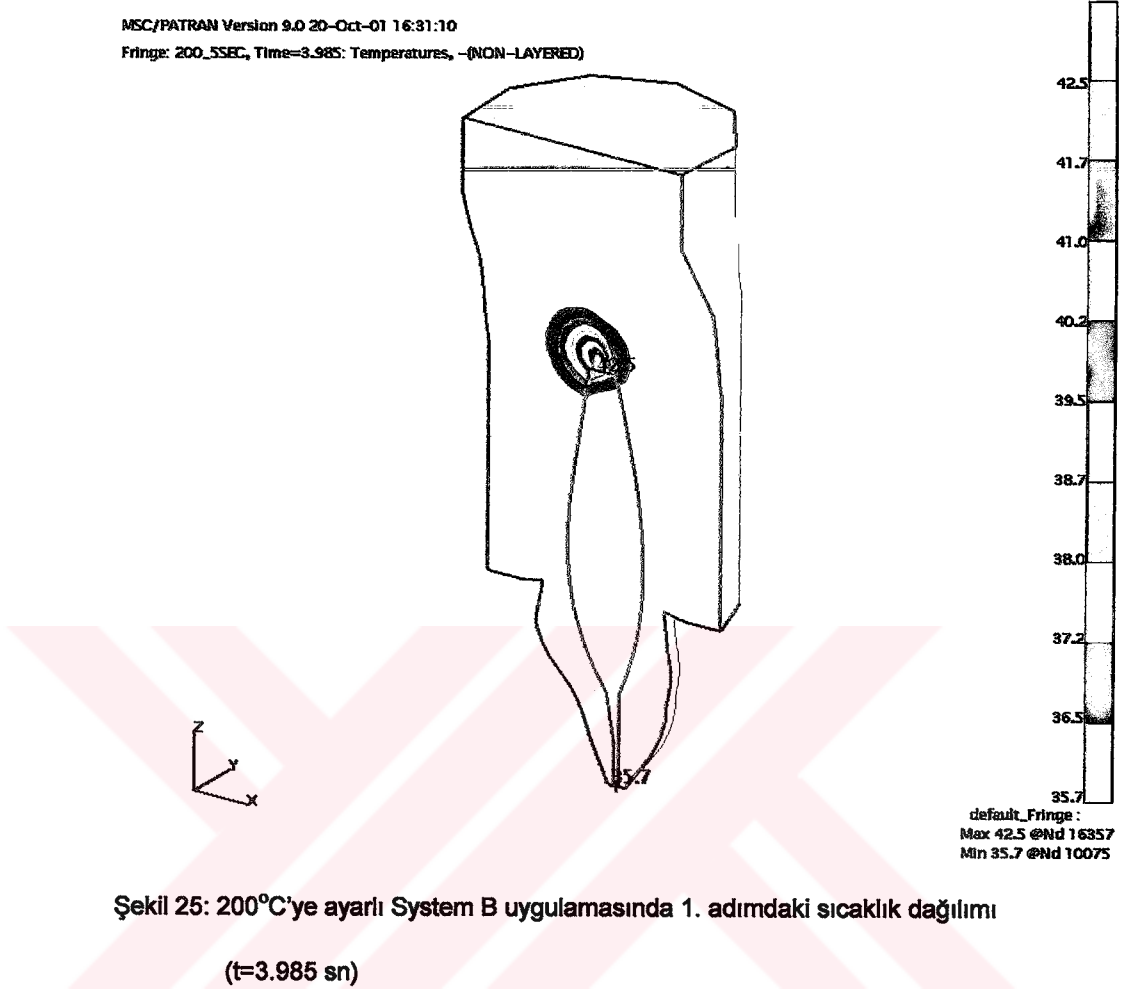
MSC/PATRAN Version 9.0 20-Oct-01 16:45:31
Fringe: 200_SSEC, Time=3.025: Temperatures, -(NON-LAYERED)



Şekil 24: 200°C'ye ayarlı System B uygulamasında 1. adımdaki sıcaklık dağılımı

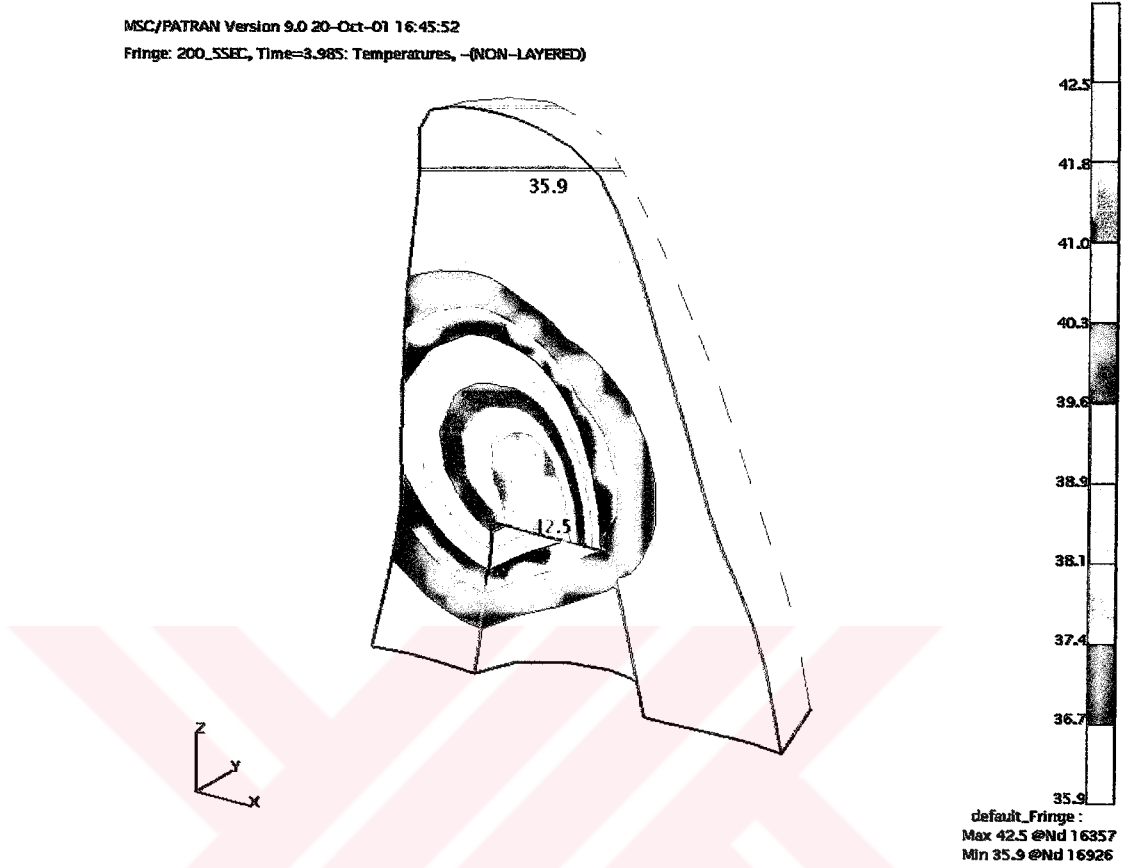
(t=3.025 sn)

MSC/PATRAN Version 9.0 20-Oct-01 16:31:10
Fringe: 200_5SEC, Time=3.985: Temperatures, -(NON-LAYERED)



Şekil 25: 200°C'ye ayarlı System B uygulamasında 1. adımdaki sıcaklık dağılımı
(t=3.985 sn)

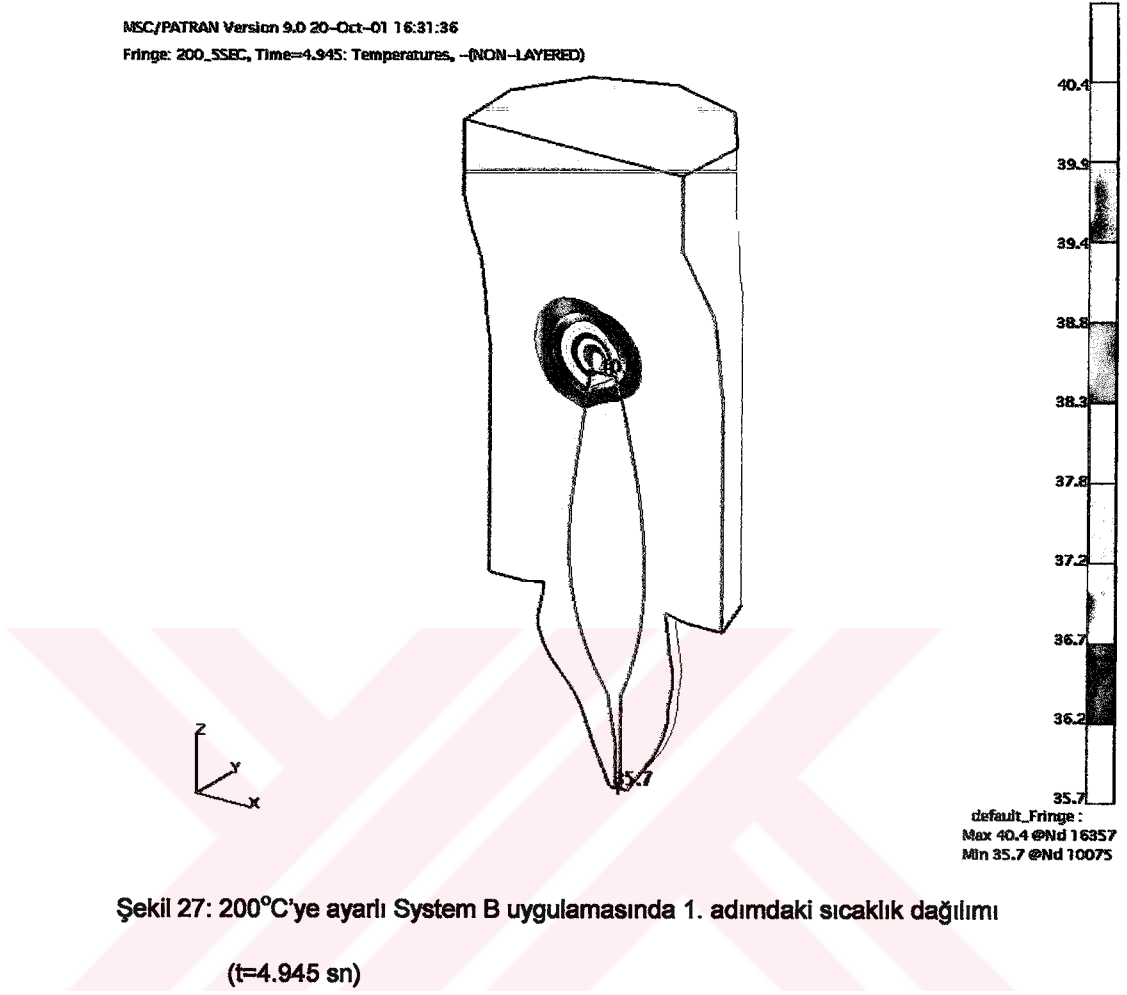
MSC/PATRAN Version 9.0 20-Oct-01 16:45:52
Fringe: 200_SSEC, Time=3.985: Temperatures, -(NON-LAYERED)



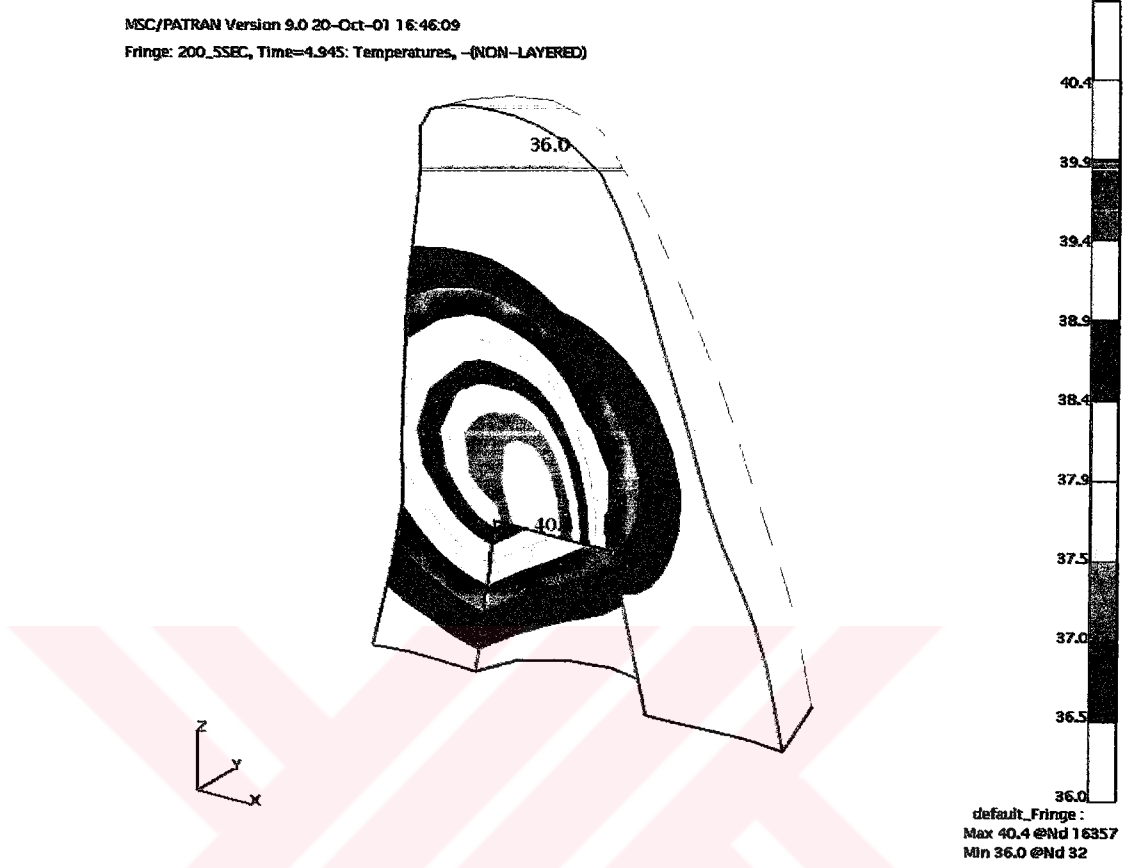
Şekil 26: 200°C'ye ayarlı System B uygulamasında 1. adımdaki sıcaklık dağılımı

(t=3.985 sn)

MSC/PATRAN Version 9.0 20-Oct-01 16:31:36
Fringe: 200_SSEC, Time=4.945: Temperatures, -(NON-LAYERED)



MSC/PATRAN Version 9.0 20-Oct-01 16:46:09
Fringe: 200_SSEC, Time=4.945: Temperatures, -(NON-LAYERED)



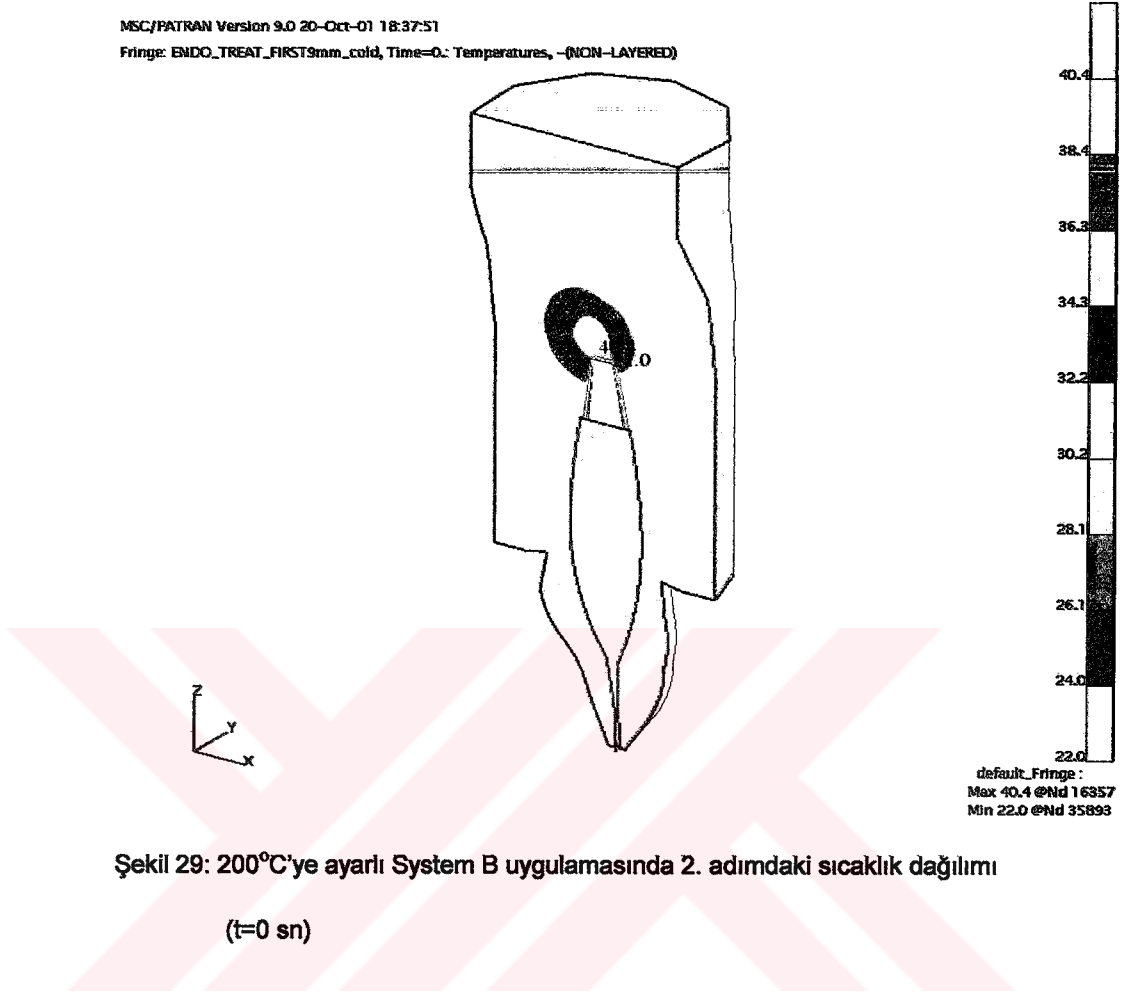
Şekil 28: 200°C'ye ayarlı System B uygulamasında 1. adımdaki sıcaklık dağılımı

(t=4.945 sn)

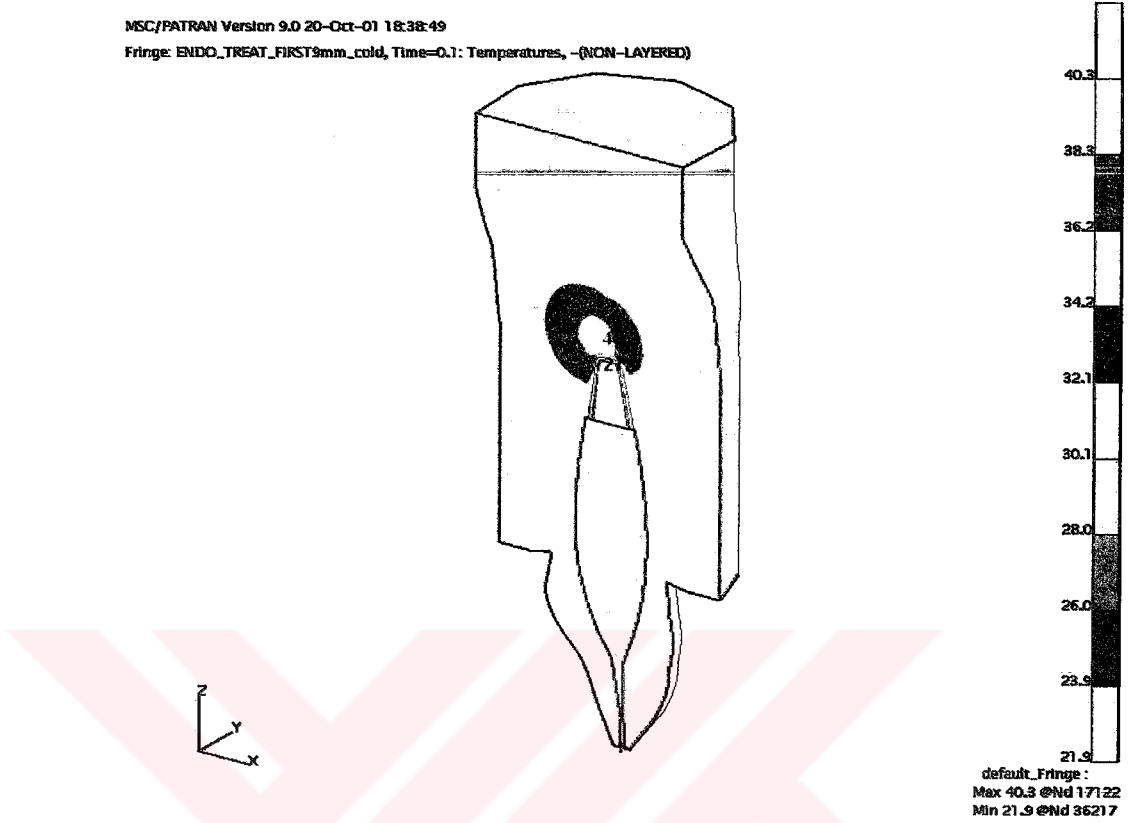
Bir numaralı işlem adımını gösteren şekillerin ardından, iki numaralı işlem adımıyla ilgili şekiller gösterildi. Şekil 29, apeksten itibaren ilk 9 mm'lik kısmın doldurulduğu durumun, yani oda sıcaklığında 4 mm daha guta perka konan durumun başlangıç anını göstermektedir. Şekil 30-33, sırasıyla 0.1 saniye sonra, 1.06 saniye sonra, 2.02 saniye sonra ve 2.98 saniye sonra tüm elemanlarda oluşan sıcaklık dağılımlarını göstermekte ve sürekli bir soğumayı simgelemektedirler. İlk adımın başında 200°C'ye ulaşan guta perka 37.9°C değerine inmiş, buna karşın 22°C olarak konan 4 mm'lik ilave guta perka 27.5°C değerine yükselmiştir.

Şekil 34-38, 3 numaralı işlem adımıyla ilgili tüm elemanlardaki sıcaklık dağılımlarını göstermektedir. Apeksten itibaren ilk 9 mm'lik kısmın doldurulmasının ardından 4 mm'lik ilave guta perkaya vertikal kondensasyon yöntemini benzeştirecek şekilde 100°C ısı uygulanan durumun başlangıç anı Şekil 34'te verilmiştir. Şekil 35-38, sırasıyla bu andan itibaren 0.74 saniye, 2.02 saniye, 3.14 saniye ve 5.06 saniye sonra tüm elemanlarda oluşan sıcaklık dağılımlarını göstermektedir. Şekillerden görüleceği gibi, dişte sürekli bir soğuma gerçekleşmiş ve 3. adımın başında 100°C değerine ısıtılan guta perkanın sıcaklığı, 3. adımın sonunda yani 5.06 saniye sonra 57.9°C değerine düşmüştür. 34-38 numaralı şekillerde gözlemlenen başka bir nokta da sıcaklık artışlarının genelde dentinde olduğudur. Dentinin sıcaklığı 34.6°C'den 40.4°C değerine yükselmiştir. Guta perkaya uygulanan 100°C dentin dışındaki elemanlarda ve dokularda aşırı sıcaklık değişimine neden olmamaktadır.

MSC/PATRAN Version 9.0 20-Oct-01 18:37:51
Fringe: ENDO_TREAT_FIRST9mm_cold, Time=0.: Temperatures, -(NON-LAYERED)

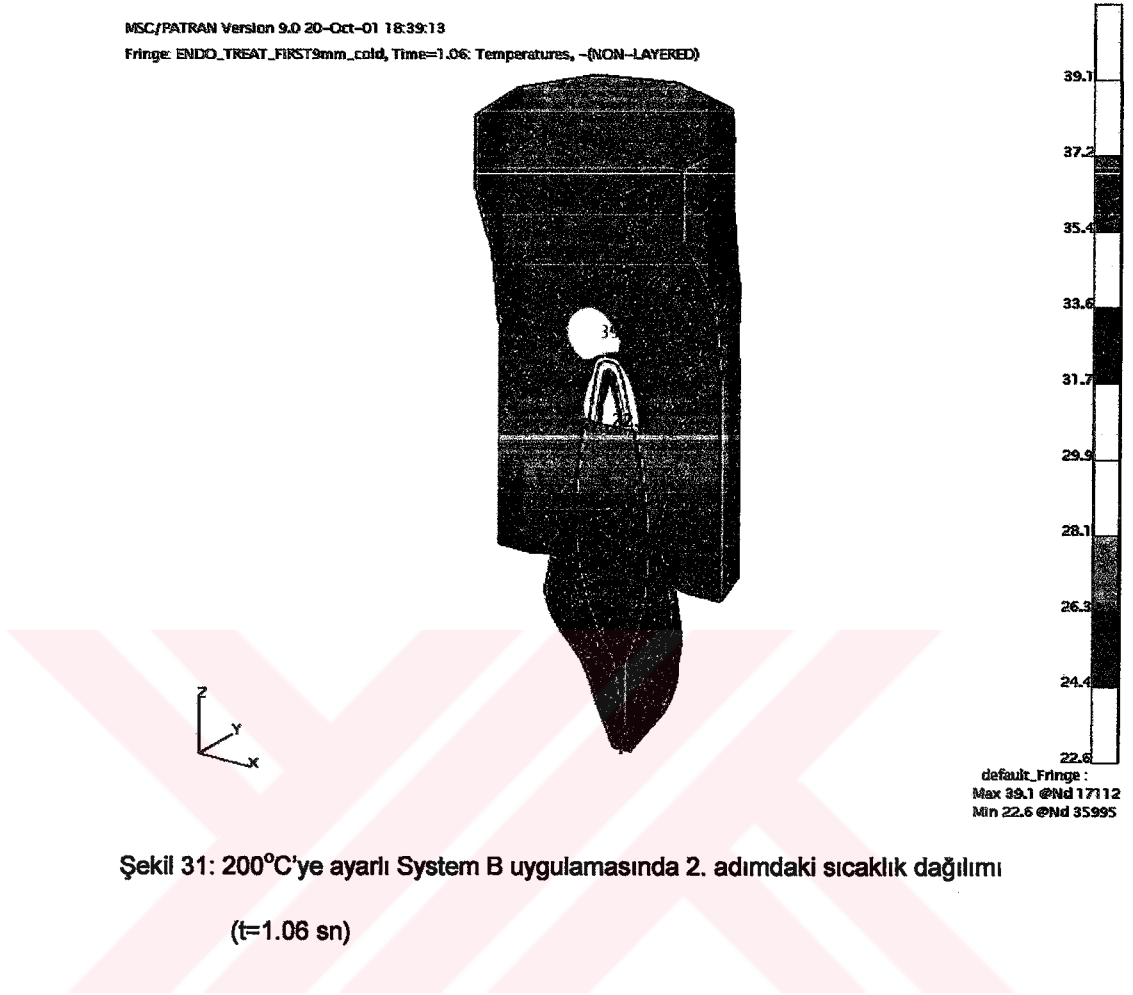


MSC/PATRAN Version 9.0 20-Oct-01 18:38:49
Fringe: ENDD_TREAT_FIRST9mm_cold, Time=0.1: Temperatures, -(NON-LAYERED)

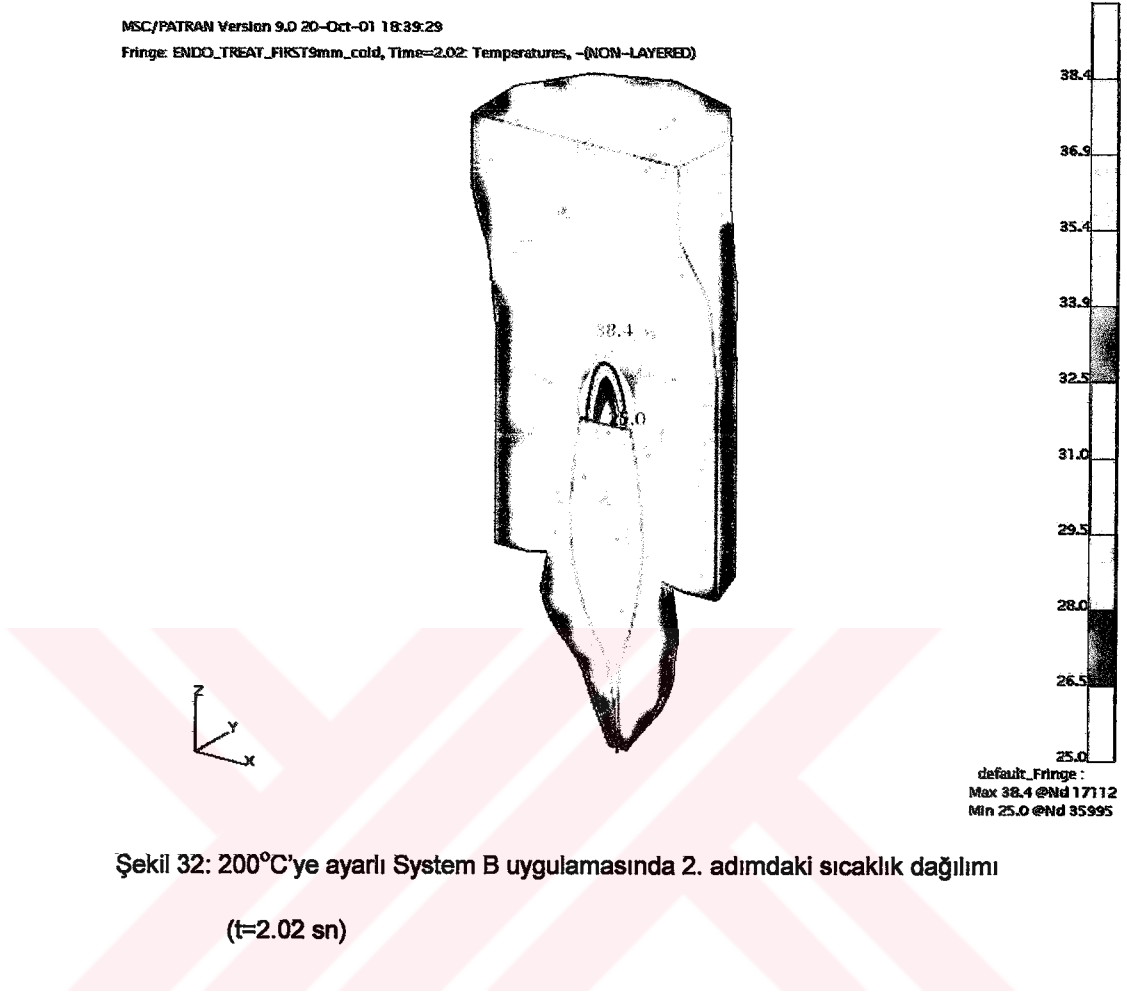


Şekil 30: 200°C'ye ayarlı System B uygulamasında 2. adımdaki sıcaklık dağılımı
(t=0.1 sn)

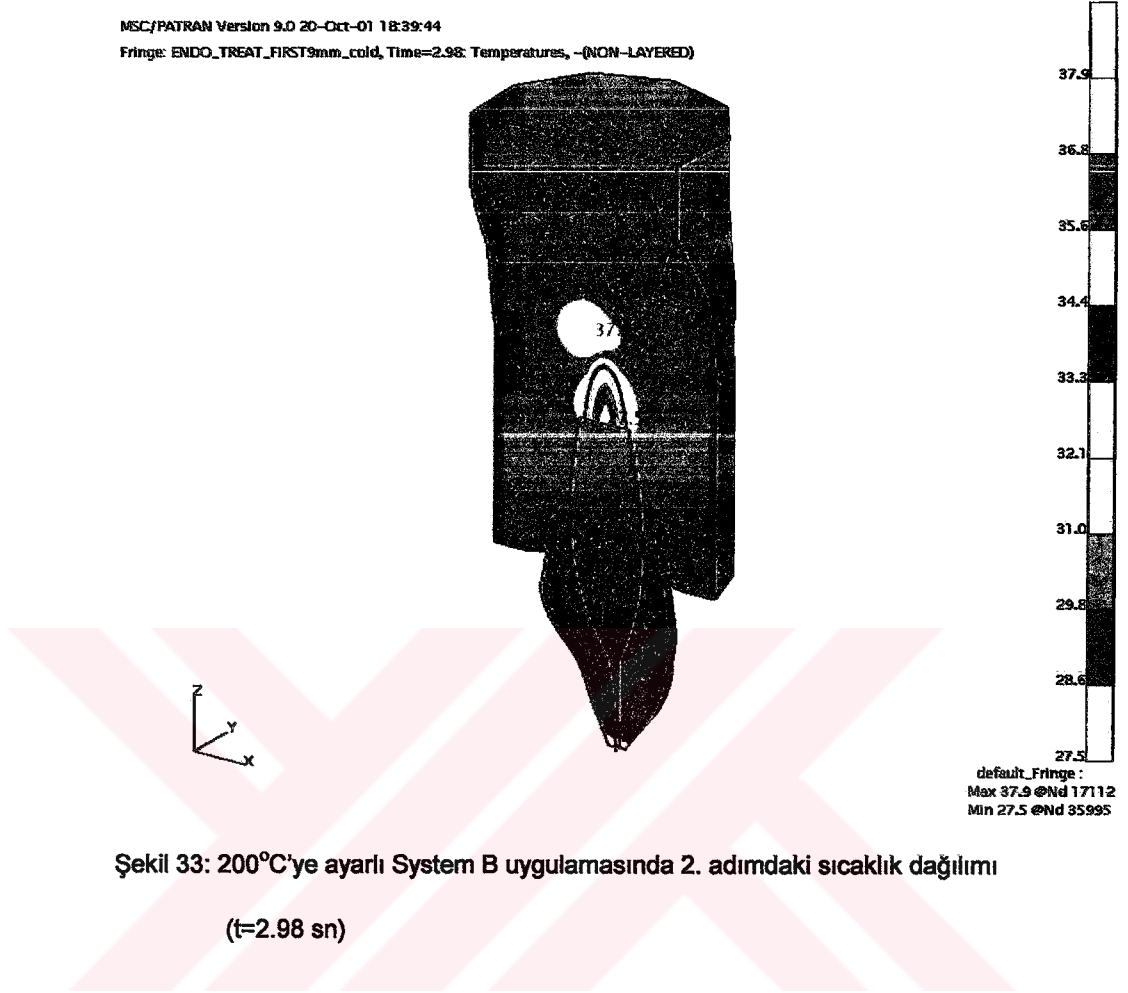
MSC/PATRAN Version 9.0 20-Oct-01 18:39:13
Fringe: ENDO_TREAT_FIRST9mm_cold, Time=1.06: Temperatures, -(NON-LAYERED)



MSC/PATRAN Version 9.0 20-Oct-01 18:39:29
Fringe: ENDO_TREAT_FIRST9mm_cold, Time=2.02: Temperatures, -(NON-LAYERED)

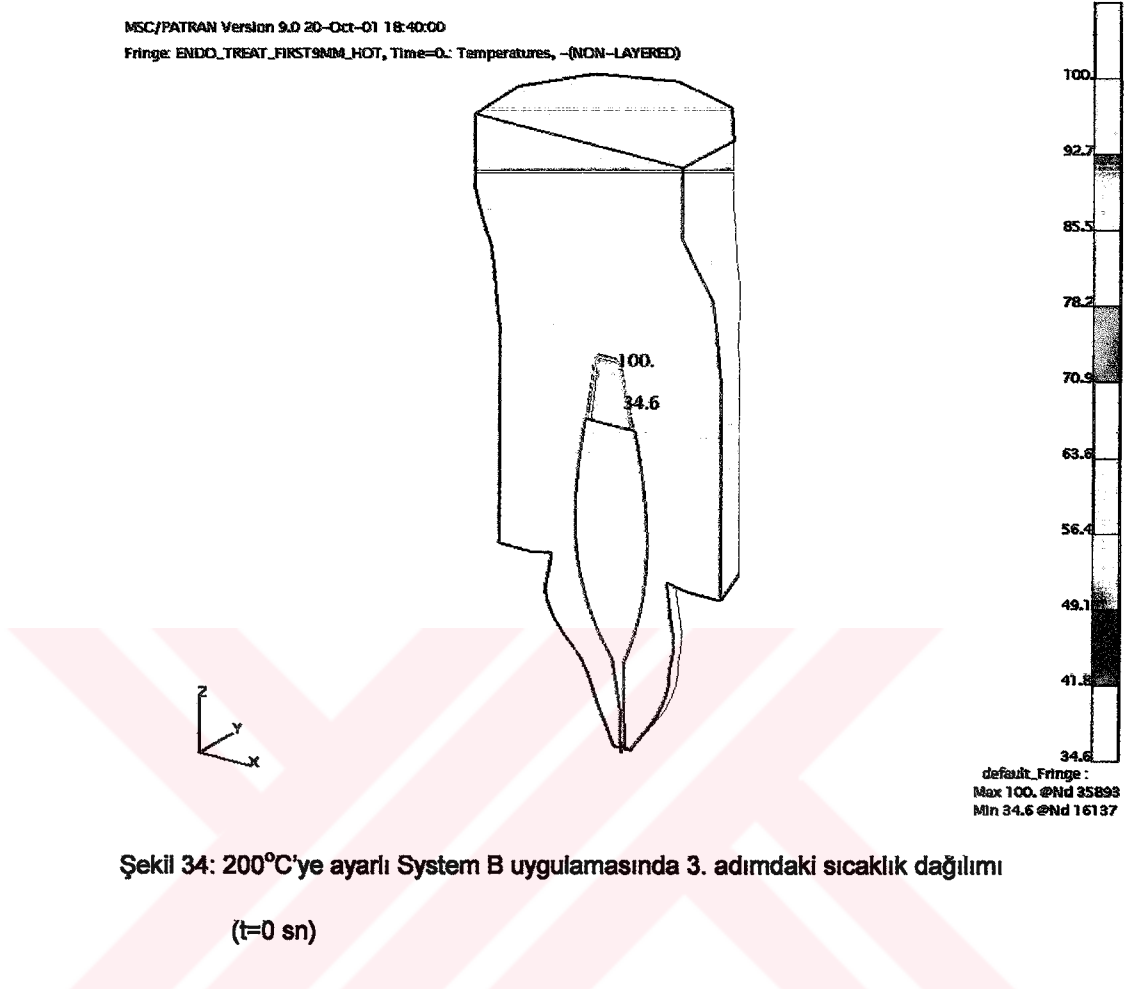


MSC/PATRAN Version 9.0 20-Oct-01 18:39:44
Fringe: ENDO_TREAT_FIRST9mm_cold, Time=2.98: Temperatures, -(NON-LAYERED)



Şekil 33: 200°C'ye ayarlı System B uygulamasında 2. adımdaki sıcaklık dağılımı
(t=2.98 sn)

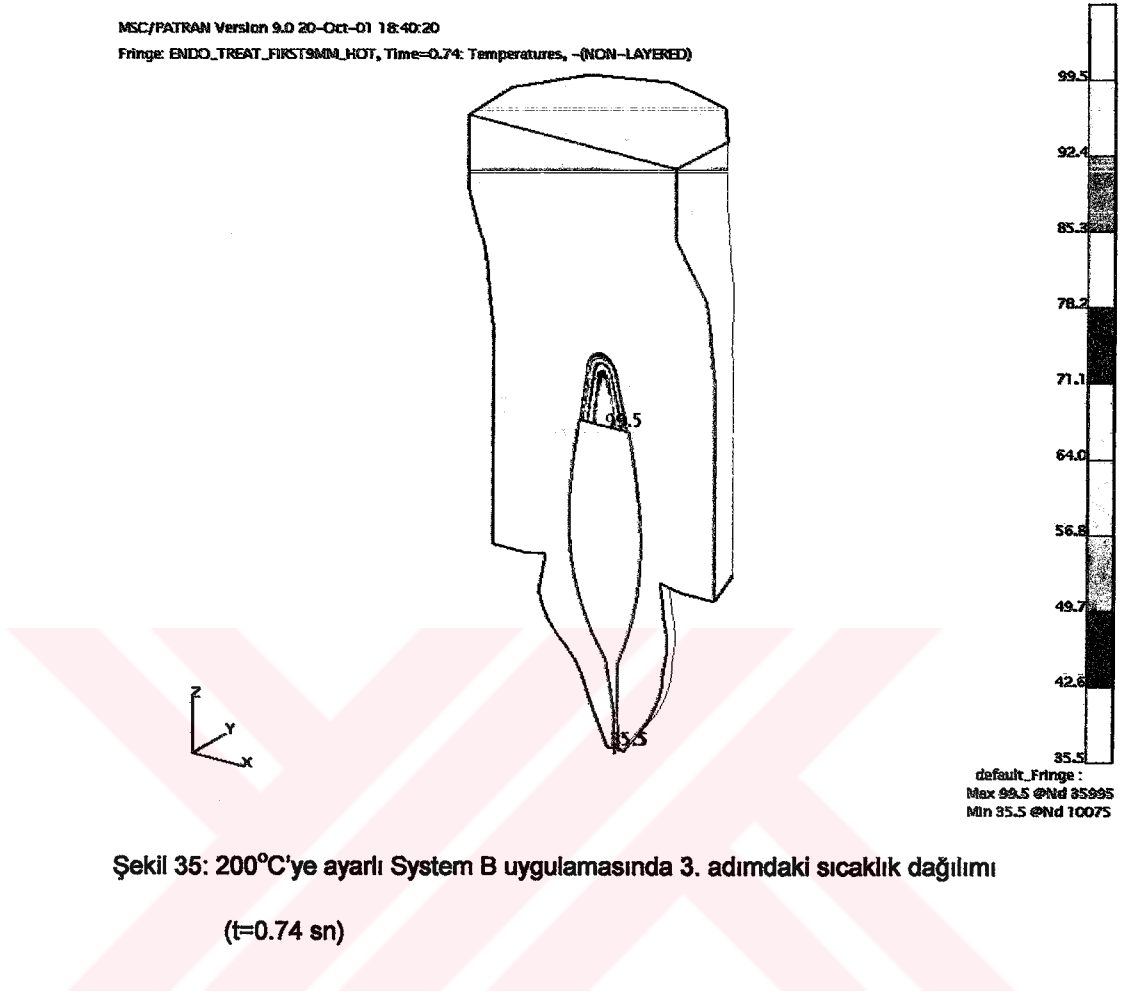
MSC/PATRAN Version 9.0 20-Oct-01 18:40:00
Fringe: ENDD_TREAT_FIRST9MM_HOT, Time=0.: Temperatures, -(NON-LAYERED)



Şekil 34: 200°C'ye ayarlı System B uygulamasında 3. adımdaki sıcaklık dağılımı

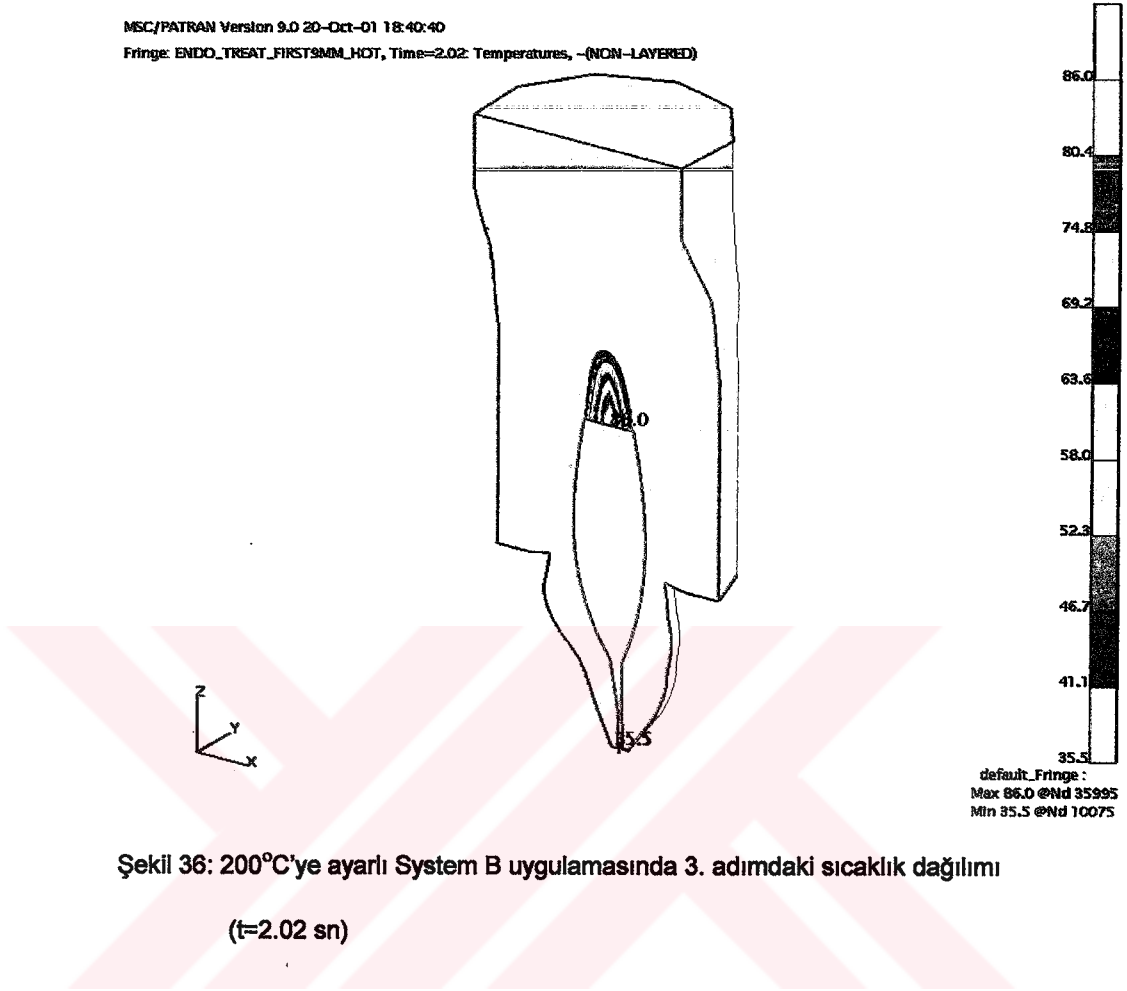
(t=0 sn)

MSC/PATRAM Version 9.0 20-Oct-01 18:40:20
Fringe: ENDO_TREAT_FIRST9MM_HOT, Time=0.74: Temperatures, -(NON-LAYERED)



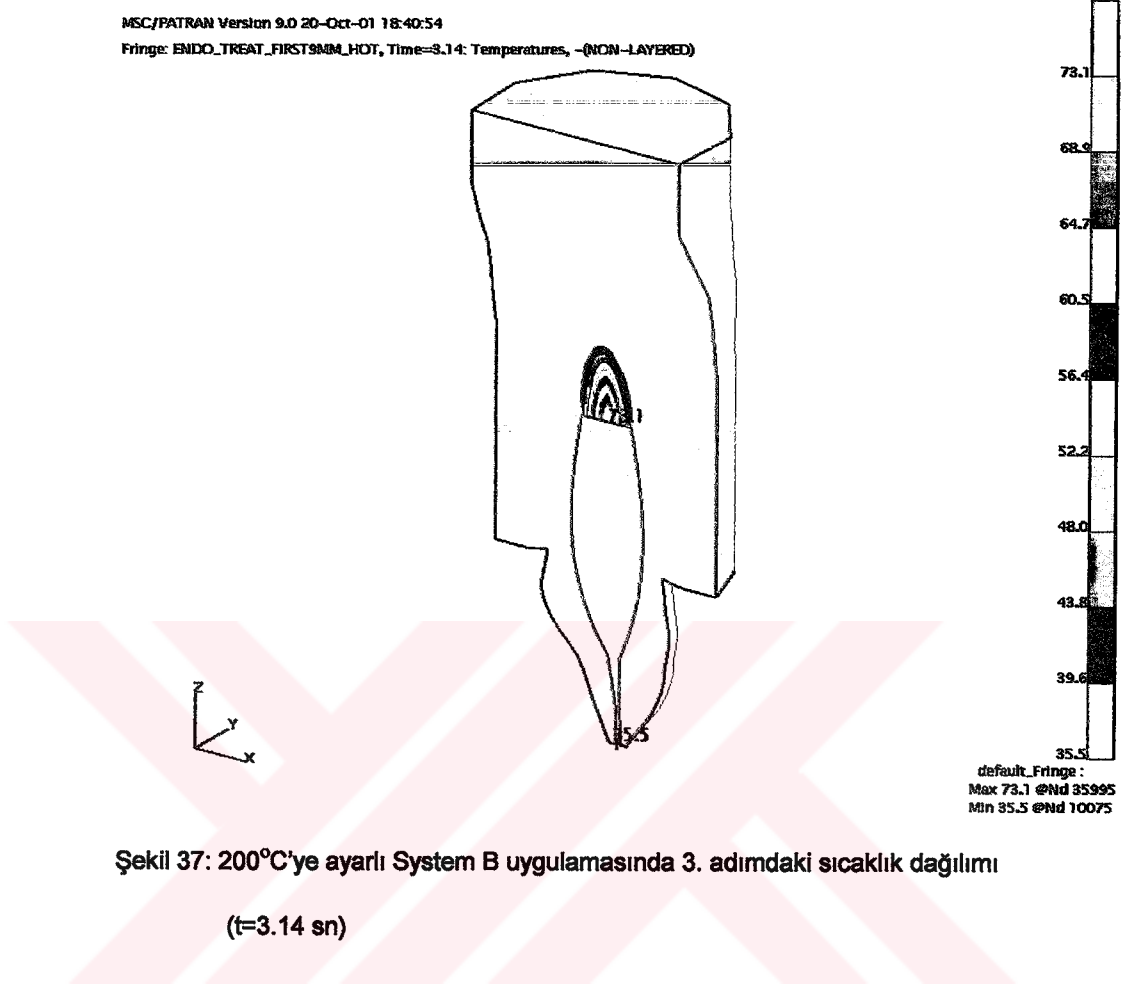
Şekil 35: 200°C'ye ayarlı System B uygulamasında 3. adımdaki sıcaklık dağılımı
(t=0.74 sn)

MSC/PATRAN Version 9.0 20-Oct-01 18:40:40
Fringe: ENDO_TREAT_FIRSTSMM_HOT, Time=2.02: Temperatures, -(NON-LAYERED)

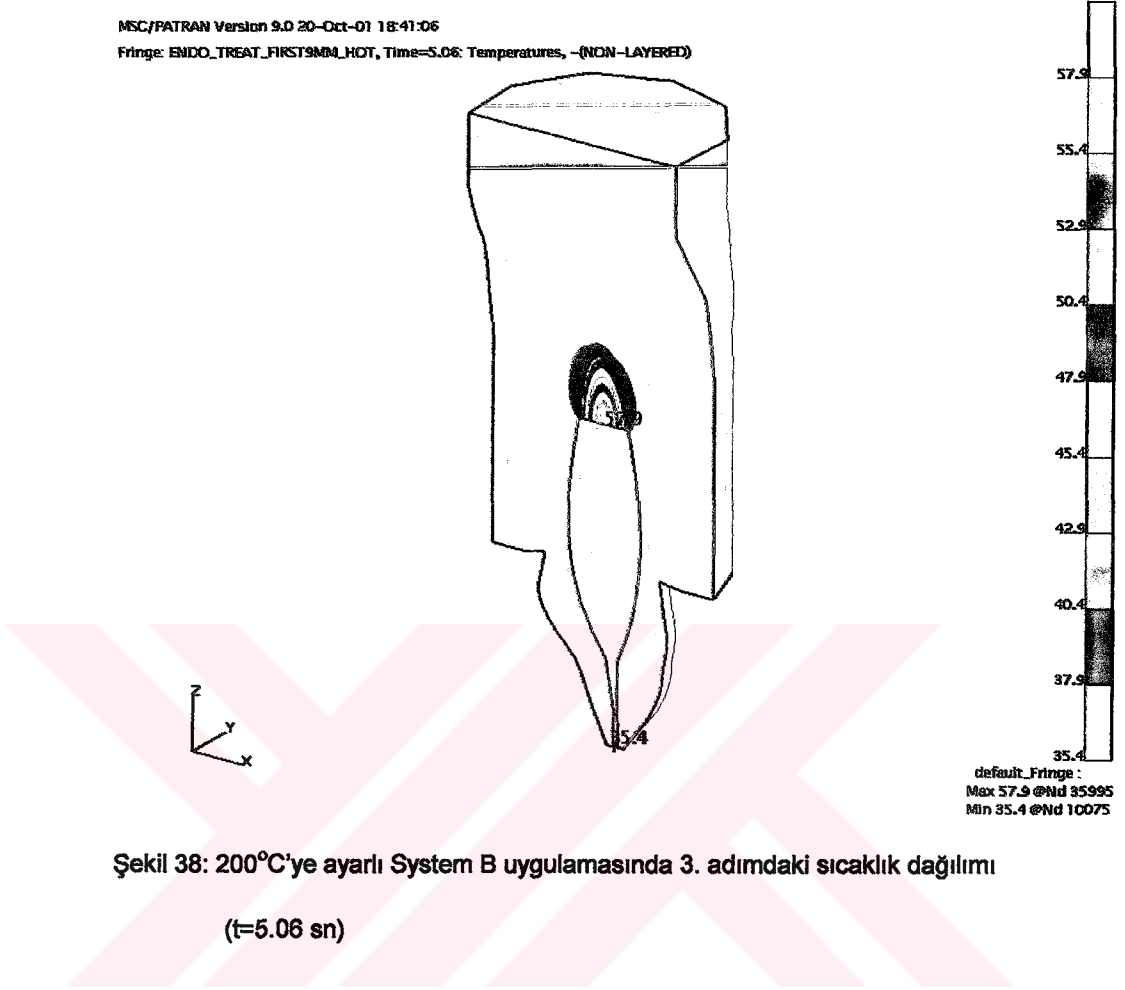


MSC/PATRAN Version 9.0 20-Oct-01 18:40:54

Fringe: ENDO_TREAT_FIRST9MM_HOT, Time=3.14: Temperatures, -(NON-LAYERED)



MSC/PATRAN Version 9.0 20-Oct-01 18:41:06
Fringe: ENDO_TREAT_FIRST9MM_HOT, Time=5.06: Temperatures, -(NON-LAYERED)



Şekil 38: 200°C'ye ayarlı System B uygulamasında 3. adımdaki sıcaklık dağılımı

(t=5.06 sn)

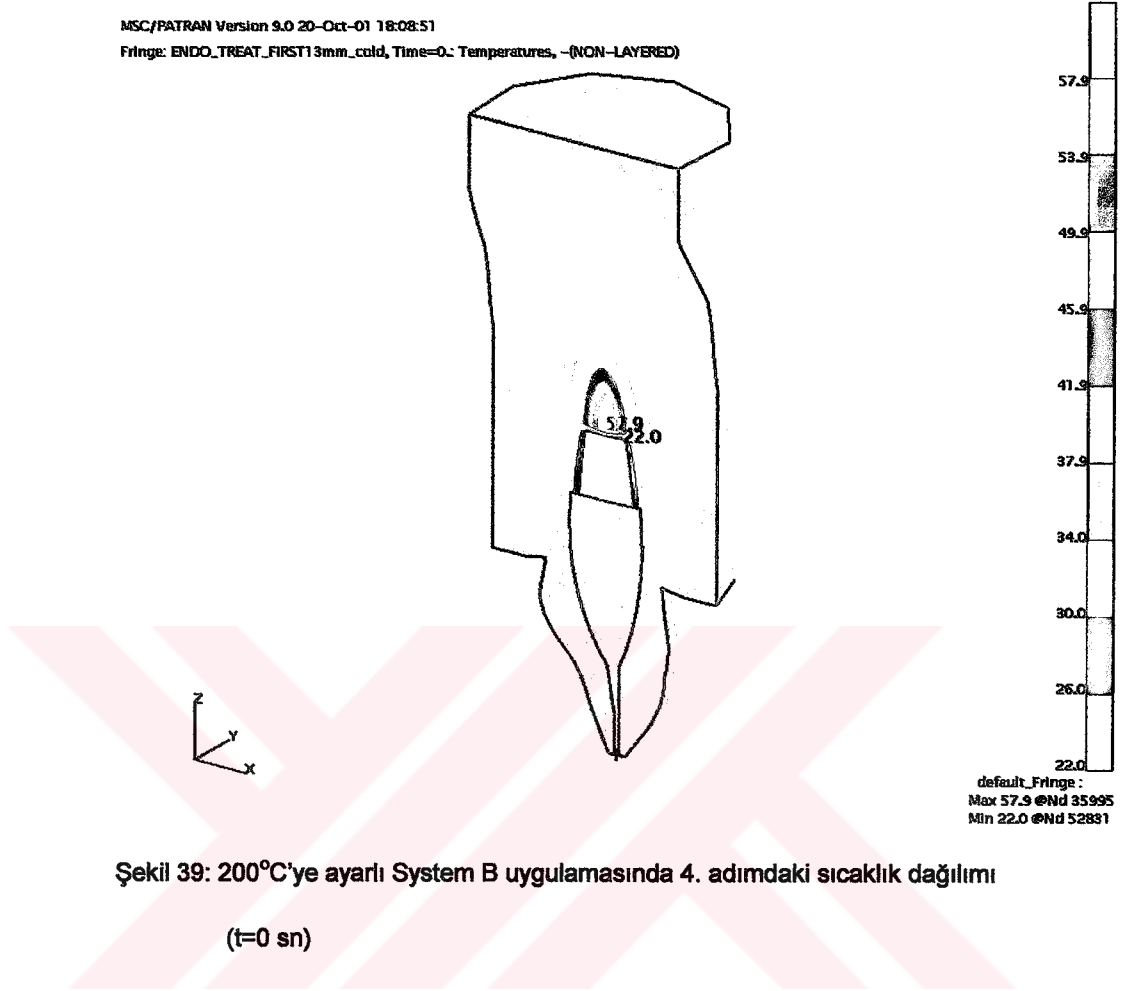
4 numaralı işlem adımıyla ilgili sonuçlar Şekil 39-43 ile gösterilmiştir. Şekil 39 apektan itibaren 13 mm'lik kısmın doldurulması için oda sıcaklığında eklenen 4 mm'lik guta perkanın konduğu anı simgelemektedir. Şekil 40-43 ise sırasıyla bu andan itibaren 0.3 saniye, 1.1 saniye, 2.06 saniye ve 3.02 saniye sonra elemanlarda oluşan sıcaklık dağılımlarını göstermektedir. Şekil 43'te görüldüğü gibi ilk 9 mm'lik guta perkanın sıcaklığı, soğuma sonucunda 44.3°C değerine inmiş, buna karşın 22°C olarak yerleştirilen ilave 4 mm'lik guta perkanın sıcaklığı 24.2°C değerine yükselmiştir.

Son eklenen 4 mm'lik guta perkanın vertikal kondensasyon yöntemini benzeştirecek şekilde 100°C değerine ısıtılması ve soğumaya bırakılmasını içeren 5 numaralı işlem adımına ait sonuçlar Şekil 44-49 ile gösterilmiştir. Şekil 44 100°C uygulandığı andaki sıcaklık dağılımını vermektedir. Şekil 45-49 sırasıyla, o andan itibaren 1.5 saniye, 1.98 saniye, 3.1 saniye, 4.06 saniye ve 5.02 saniye sonra elemanlarda oluşan sıcaklık dağılımlarını göstermektedir. Guta perkadaki sıcaklık 100°C tan 76.2°C değerine düşmüş, diğer elemanlarında oluşan en yüksek sıcaklık ise 39.7°C değerini bulmuştur. Uygulanan ısı yönteminin dişe bir zararı olmamaktadır.

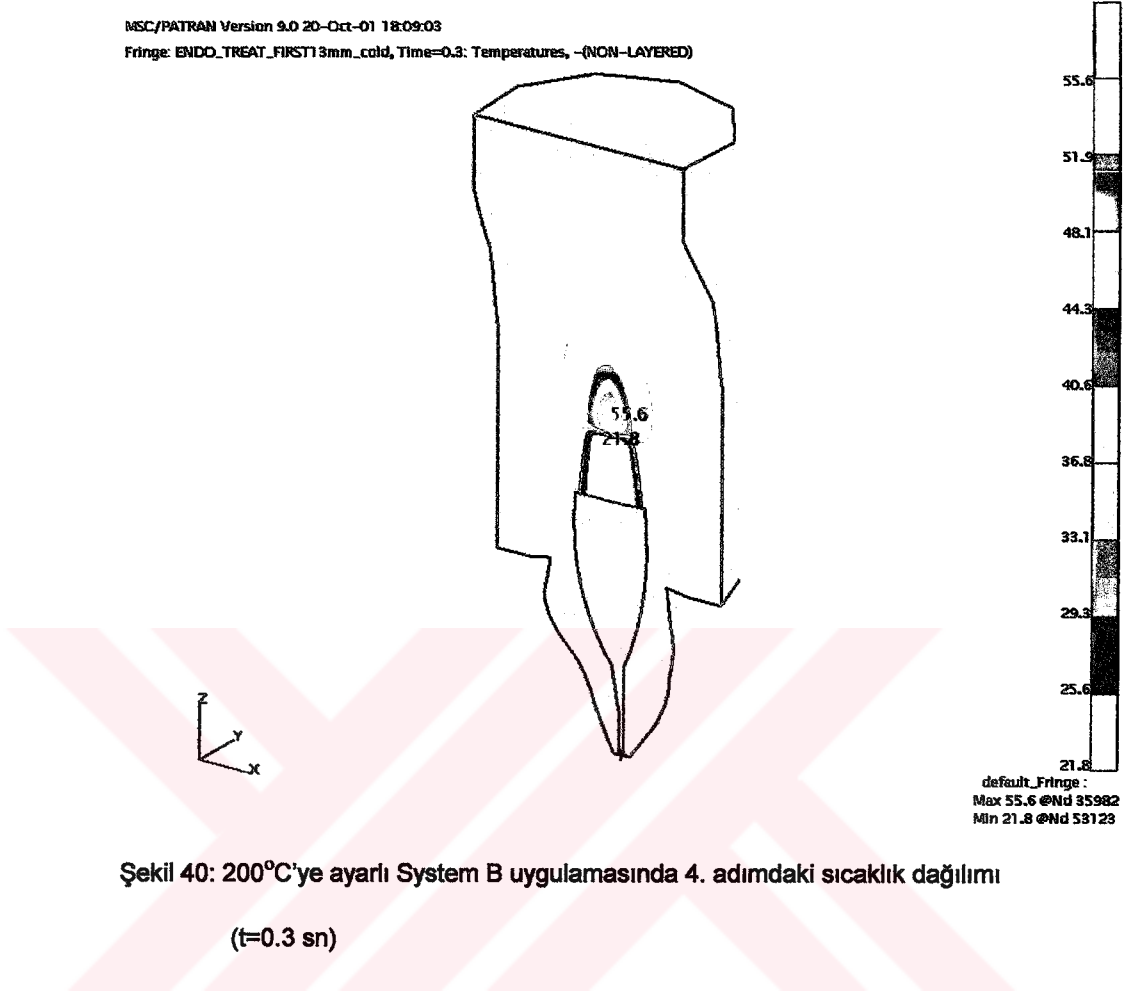
Dişin tamamının doldurulduğu 6 numaralı işlem adımının başlangıç anı Şekil 50'de gösterilmiştir. Şekil 51-54, sırasıyla o andan itibaren 0.54 saniye, 1.02 saniye, 1.98 saniye ve 2.94 saniye sonra dişte oluşan sıcaklık dağılımlarını vermektedir. Şekillerden görüldüğü gibi diş ve çevre dokulara zararlı olabilecek bir sıcaklık dağılımı bulunmamıştır. 5 numaralı işlem adımında 100°C değerine ısıtılan guta perkanın sıcaklığı 59.4°C değerine inmiş, diğer elemanlarda erişilen maksimum sıcaklık ise 39.7°C olmuştur.

MSC/PATRAN Version 9.0 20-Oct-01 18:08:51

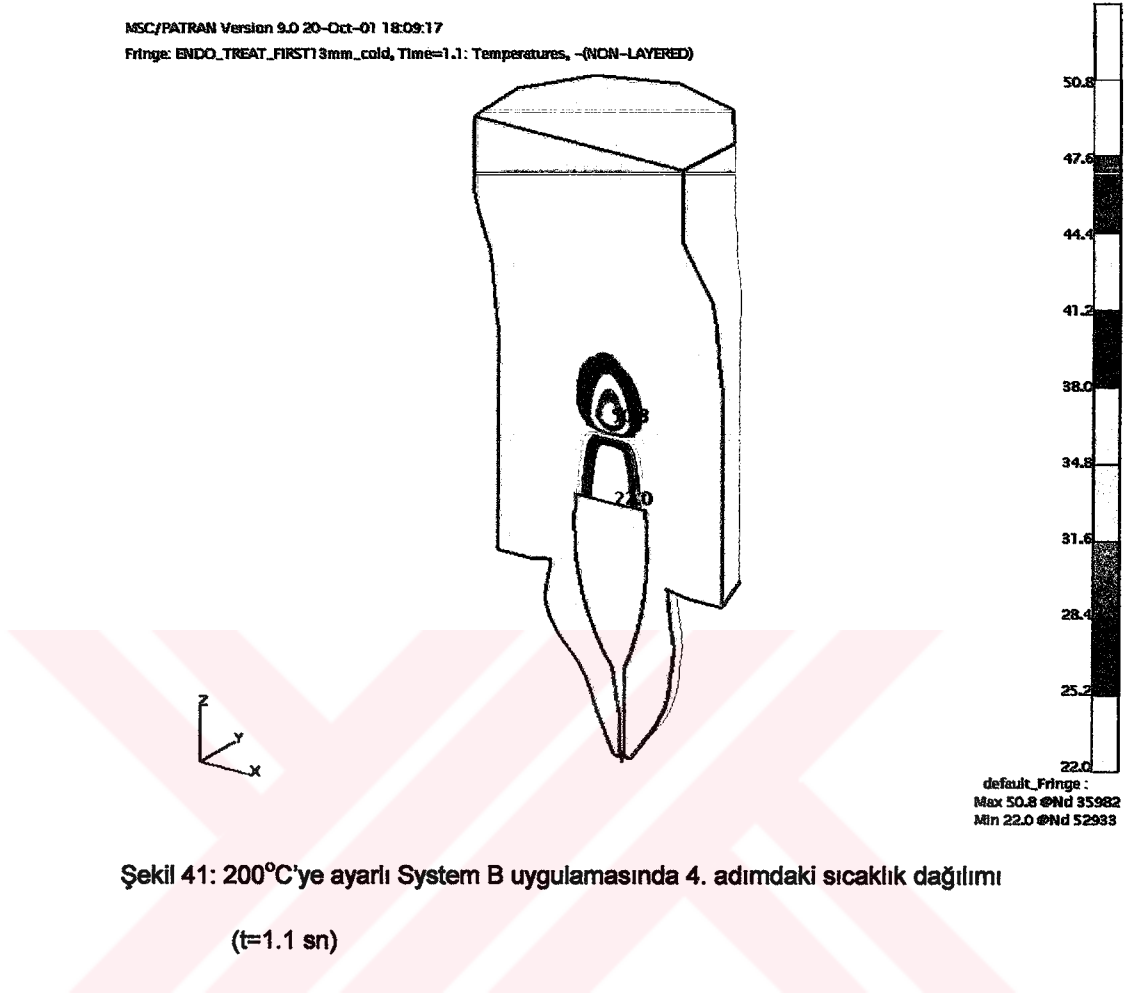
Fringe: ENDO_TREAT_FIRST13mm_cold, Time=0.: Temperatures, -(NON-LAYERED)



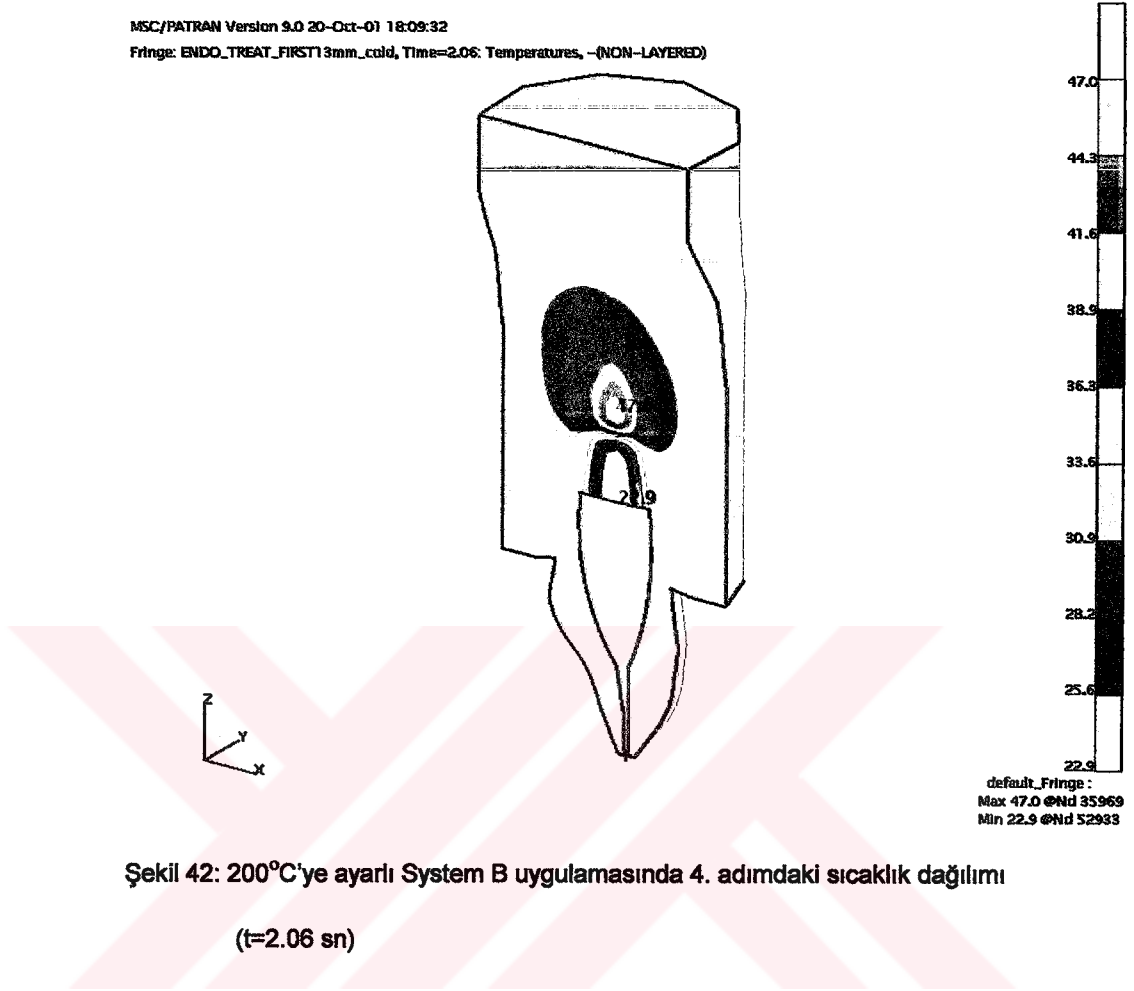
MSC/PATRAN Version 9.0 20-Oct-01 18:09:03
Fringe: ENDD_TREAT_FIRST13mm_cold, Time=0.3: Temperatures, -(NON-LAYERED)



MSC/PATRAN Version 9.0 20-Oct-01 18:09:17
Fringe: ENDO_TREAT_FIRST13mm_cold, Time=1.1: Temperatures, -(NON-LAYERED)



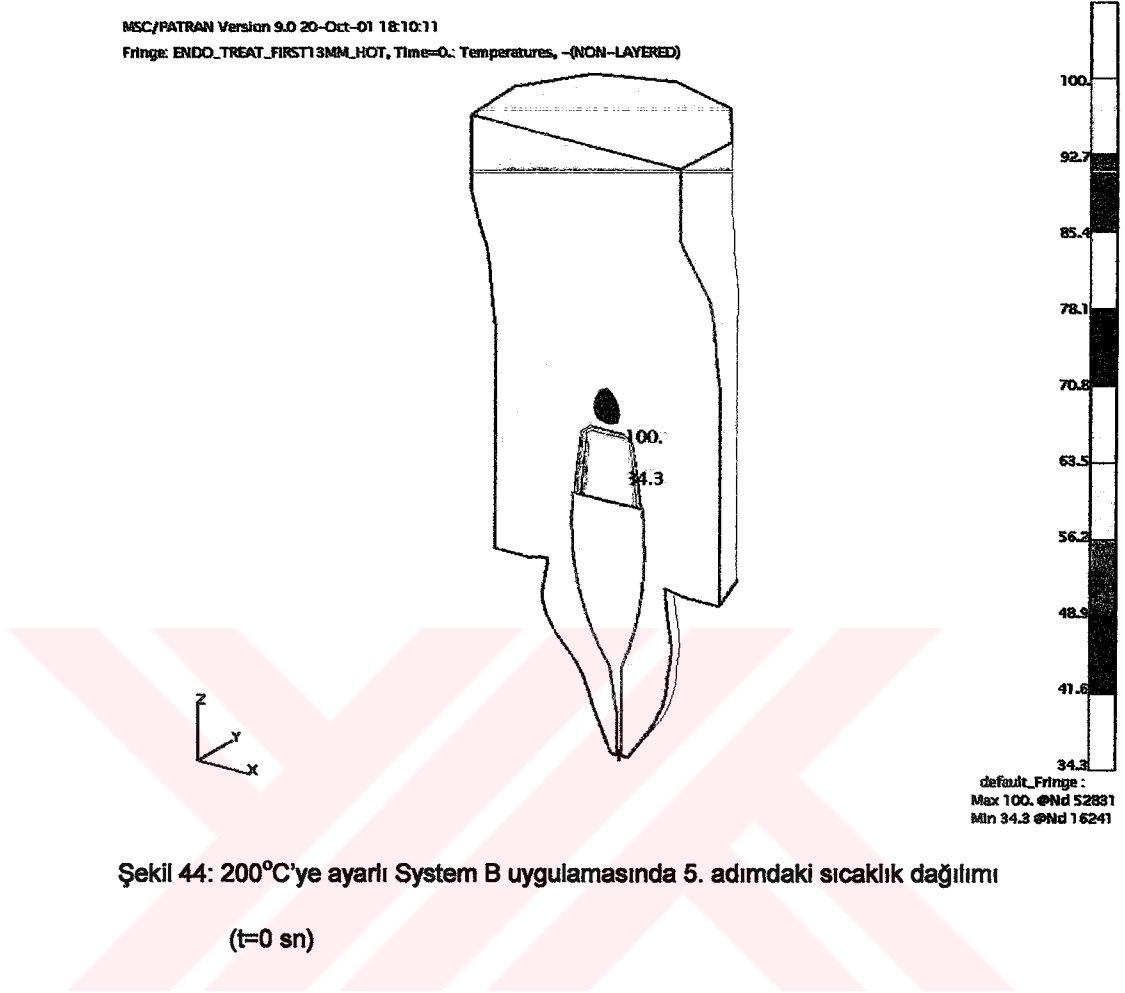
MSC/PATRAN Version 9.0 20-Oct-01 18:09:32
Fringe: ENDO_TREAT_FIRST13mm_cold, Time=2.06: Temperatures, -(NON-LAYERED)



MSC/PATRAN Version 9.0 20-Oct-01 18:09:55
Fringe: ENDO_TREAT_FIRST13mm_cold, Time=3.02: Temperatures, -(NON-LAYERED)



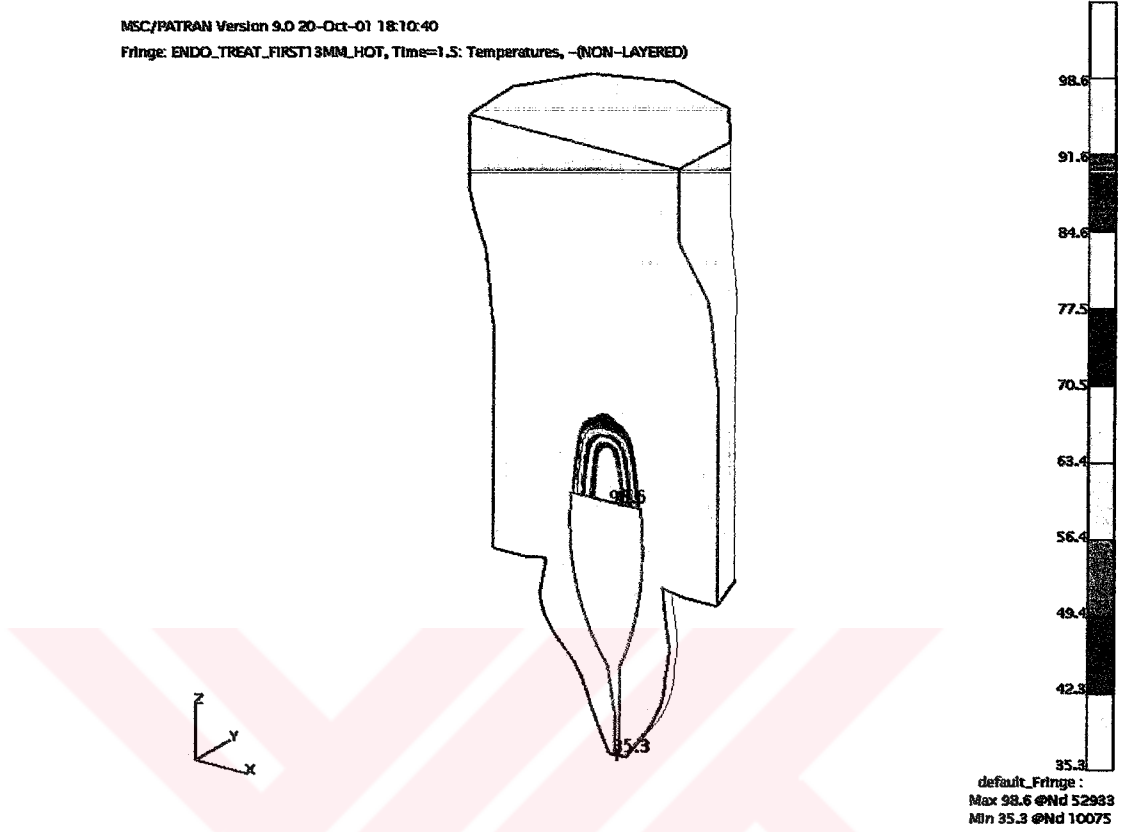
MSC/PATRAN Version 9.0 20-Oct-01 18:10:11
Fringe: ENDO_TREAT_FIRST13MM_HOT, Time=0.: Temperatures, -(NON-LAYERED)



Şekil 44: 200°C'ye ayarlı System B uygulamasında 5. adımdaki sıcaklık dağılımı

(t=0 sn)

MSC/PATRAN Version 9.0 20-Oct-01 18:10:40
Fringe: ENDO_TREAT_FIRST13MM_HOT, Time=1.5: Temperatures, -(NON-LAYERED)

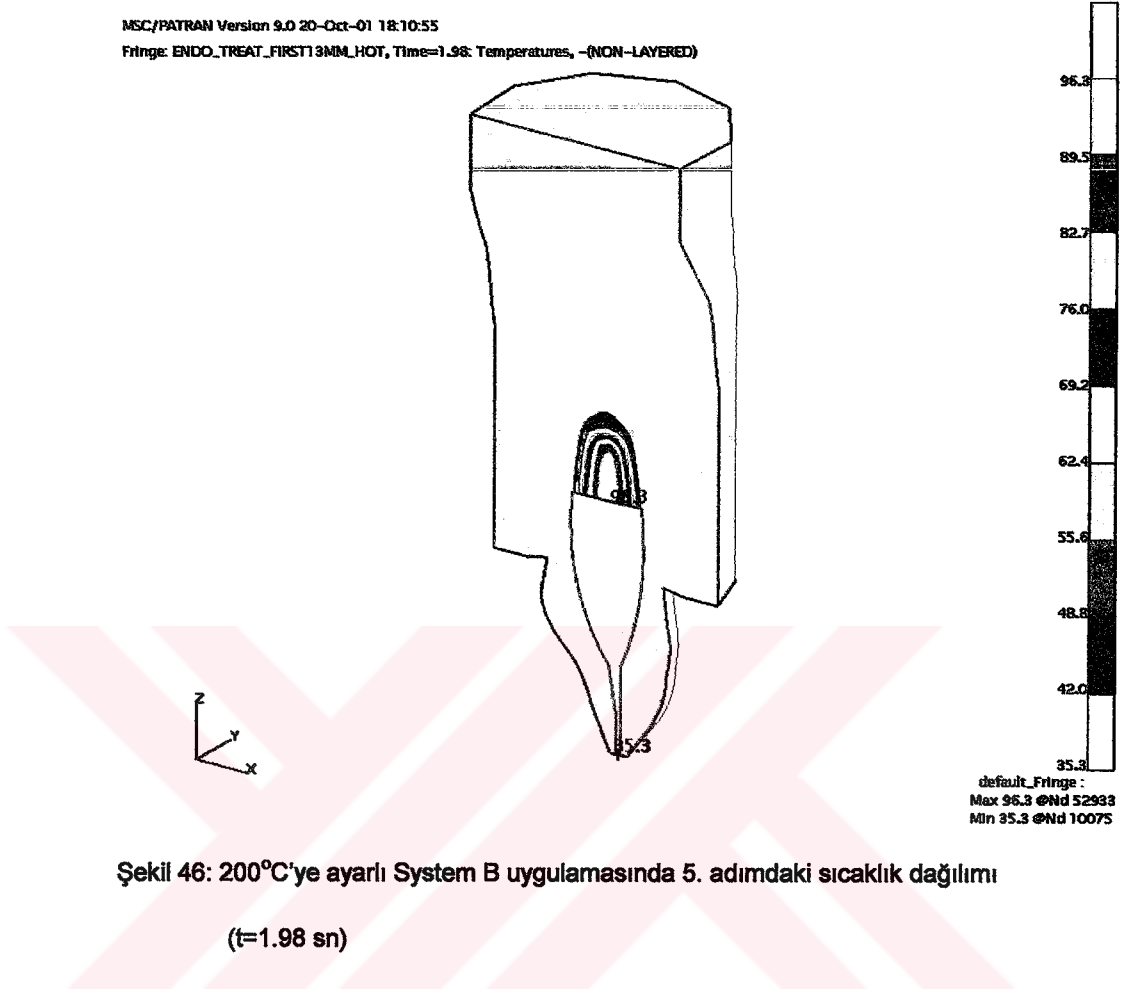


Şekil 45: 200°C'ye ayarlı System B uygulamasında 5. adımdaki sıcaklık dağılımı

(t=1.5 sn)

MSC/PATRAN Version 9.0 20-Oct-01 18:10:55

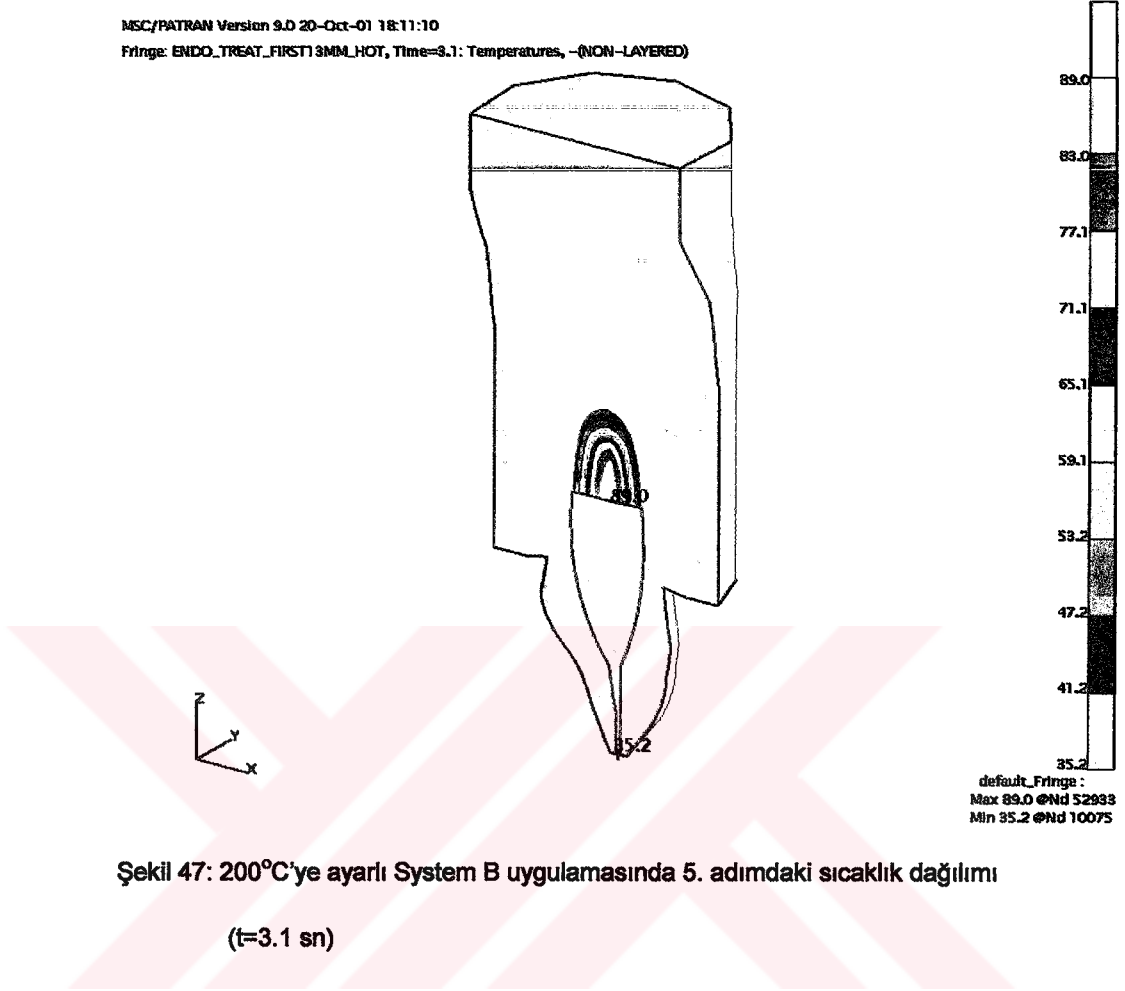
Fringe: ENDO_TREAT_FIRST13MM_HOT, Time=1.98: Temperatures, -(NON-LAYERED)



Şekil 46: 200°C'ye ayarlı System B uygulamasında 5. adımdaki sıcaklık dağılımı

(t=1.98 sn)

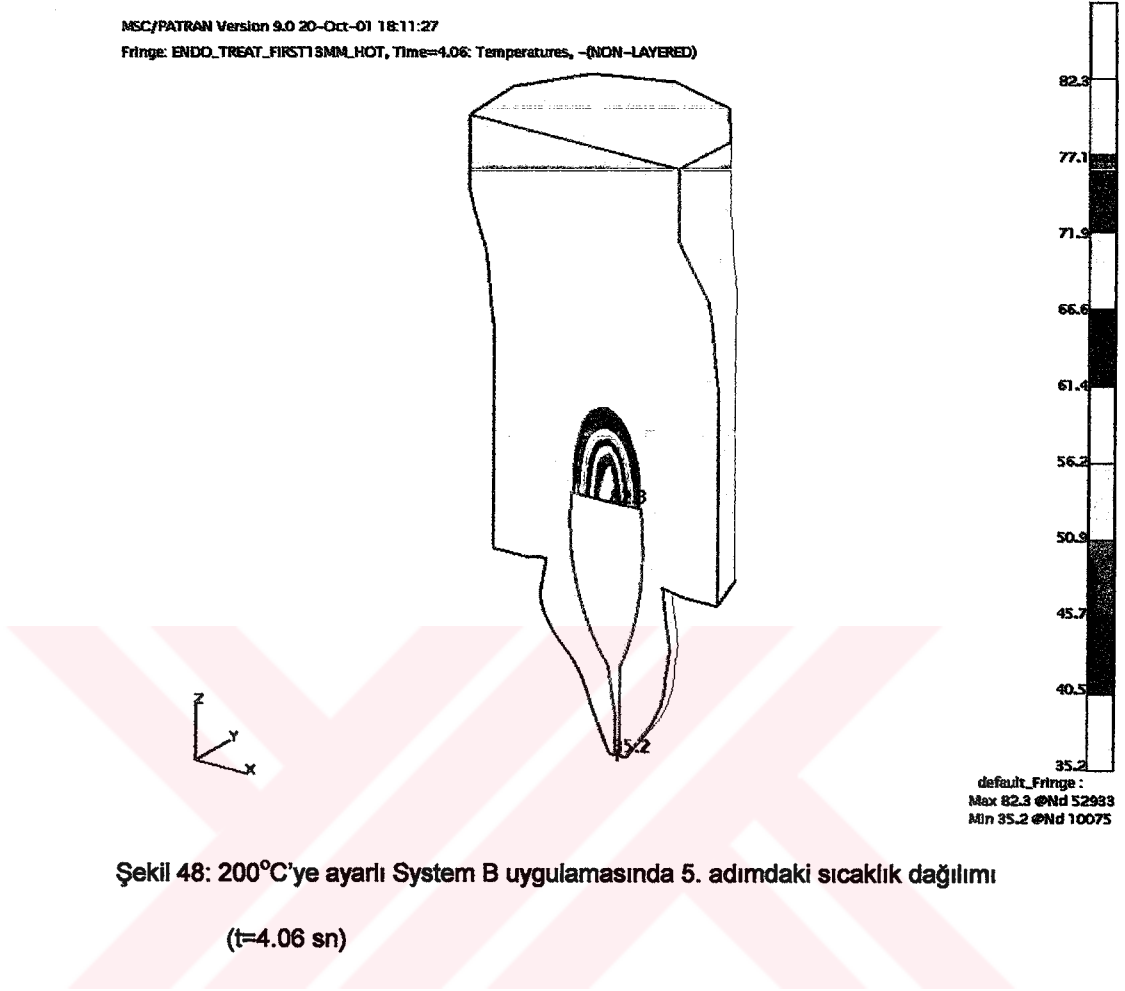
MSC/PATRAN Version 9.0 20-Oct-01 18:11:10
Fringe: ENDO_TREAT_FIRST13MM_HOT, Time=3.1: Temperatures, -(NON-LAYERED)



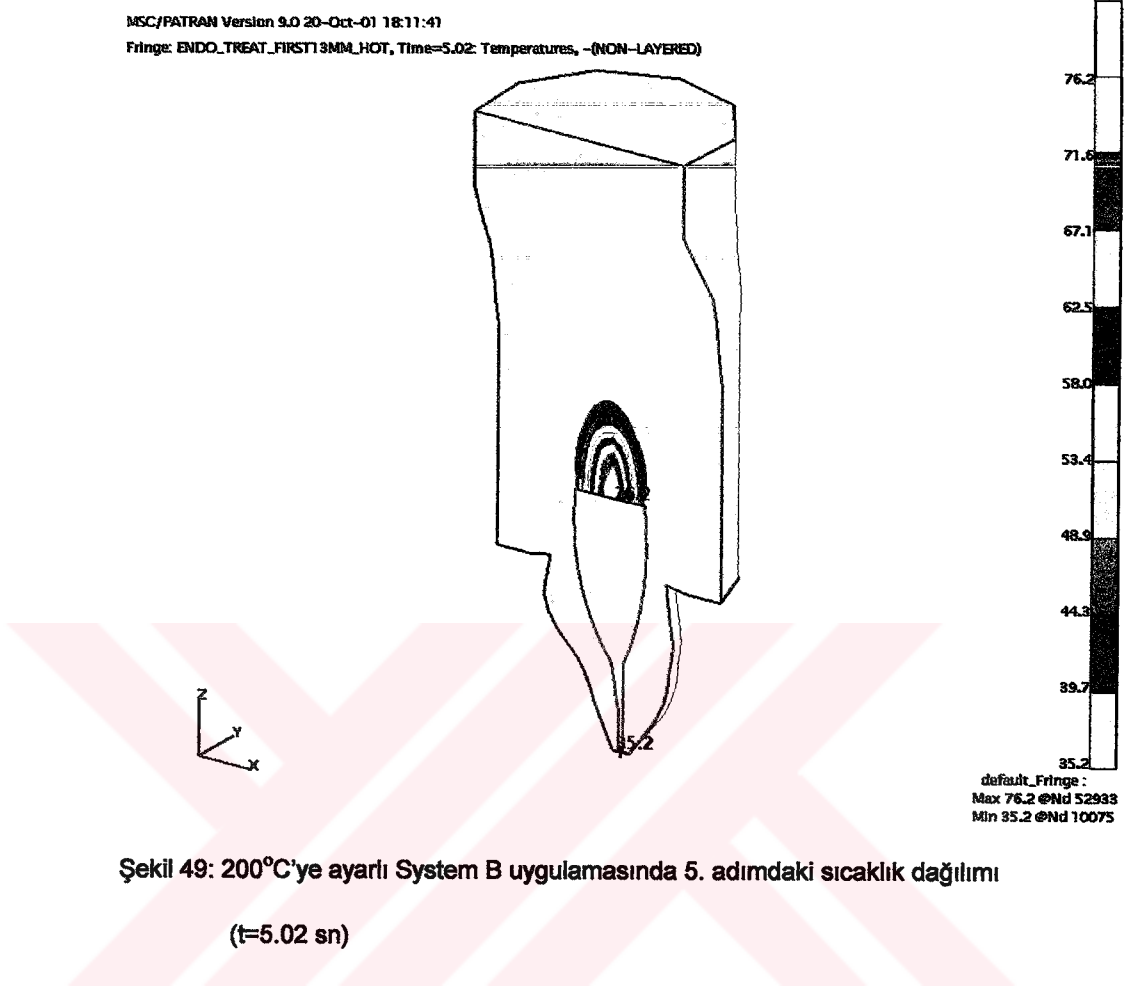
Şekil 47: 200°C'ye ayarlı System B uygulamasında 5. adımdaki sıcaklık dağılımı
(t=3.1 sn)

MSC/PATRAN Version 9.0 20-Oct-01 18:11:27

Fringe: ENDO_TREAT_FIRST13MM_HOT, Time=4.06: Temperatures, -(NON-LAYERED)



MSC/PATRAN Version 9.0 20-Oct-01 18:11:41
Fringe: ENDO_TREAT_FIRST13MM_HOT, Time=5.02: Temperatures, -(NON-LAYERED)

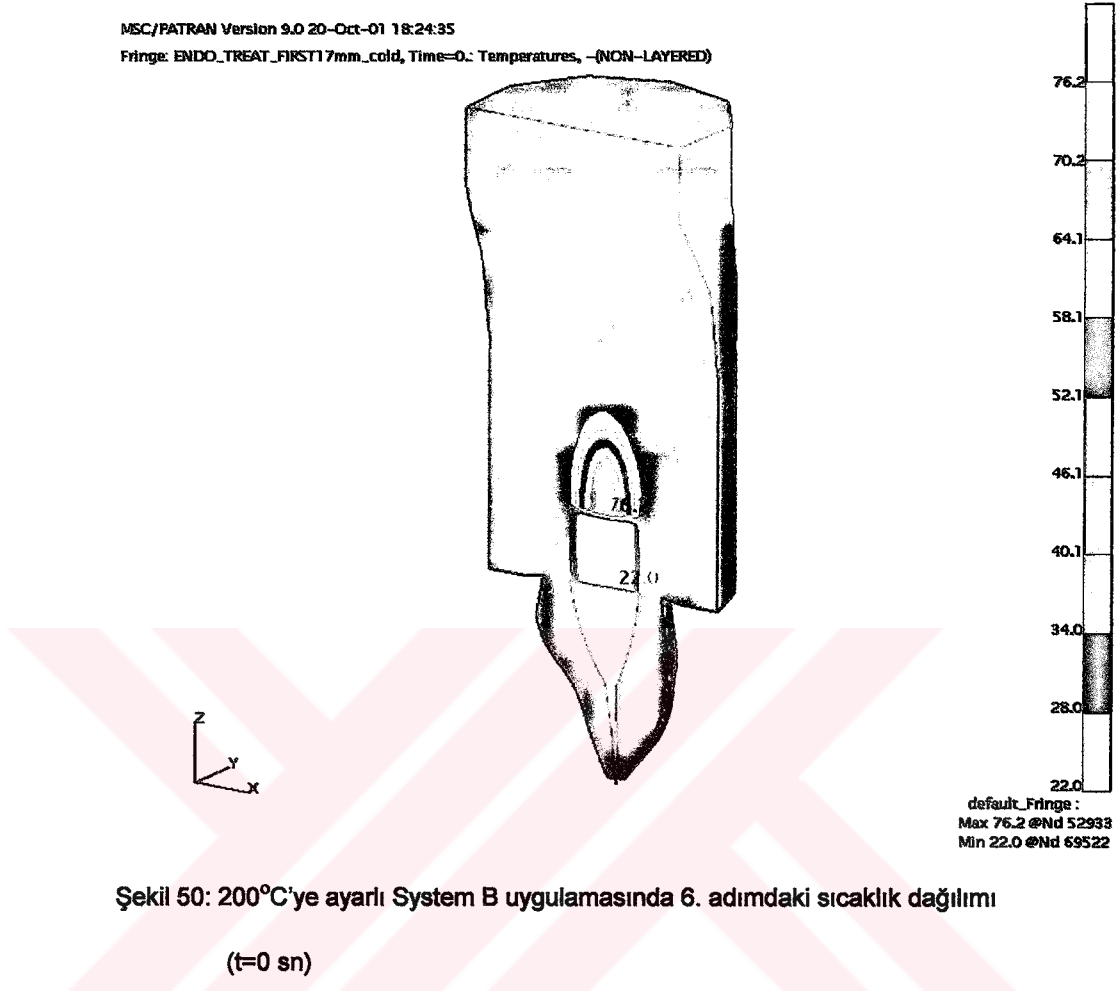


Şekil 49: 200°C'ye ayarlı System B uygulamasında 5. adımdaki sıcaklık dağılımı

(t=5.02 sn)

MSC/PATRAN Version 9.0 20-Oct-01 18:24:35

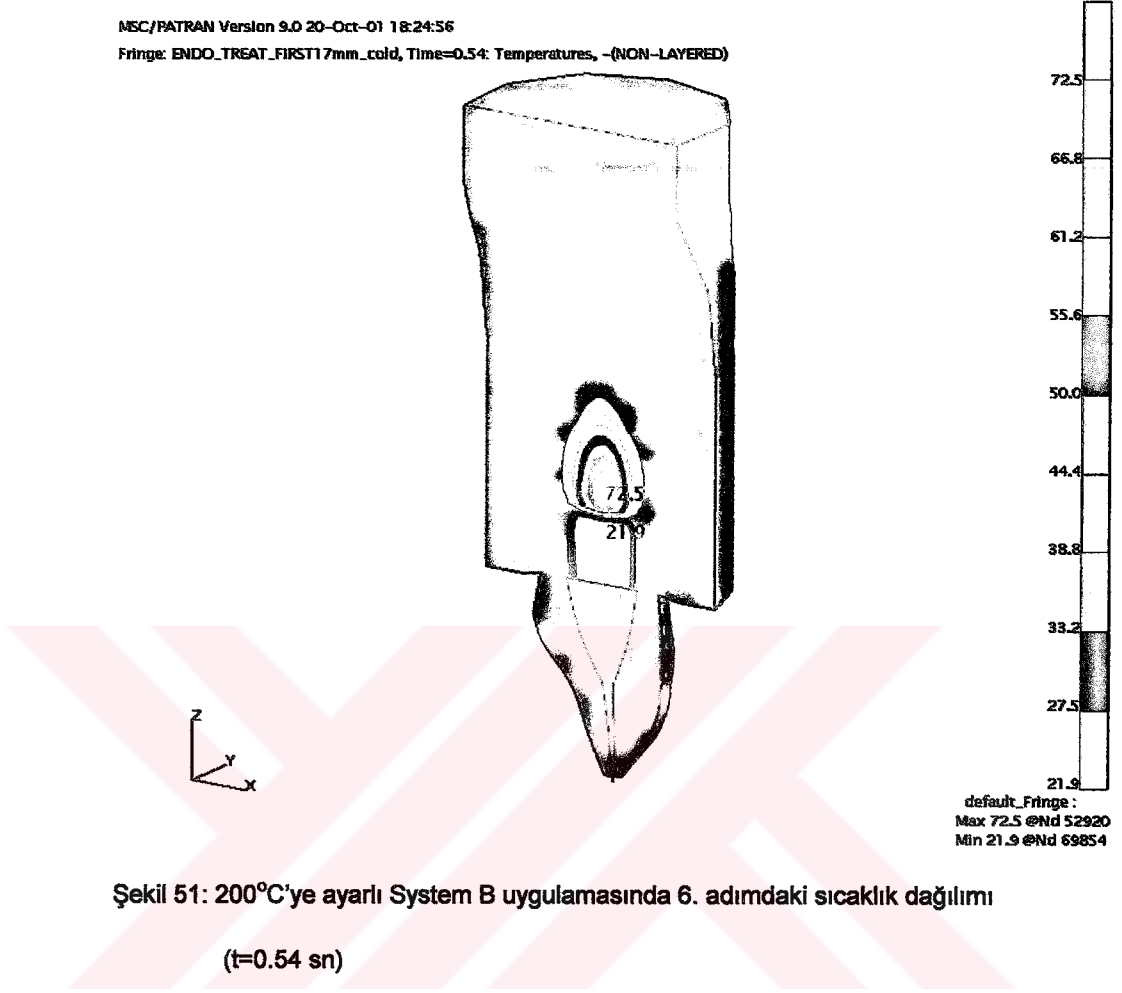
Fringe: ENDO_TREAT_FIRST17mm_cold, Time=0.: Temperatures, -(NON-LAYERED)



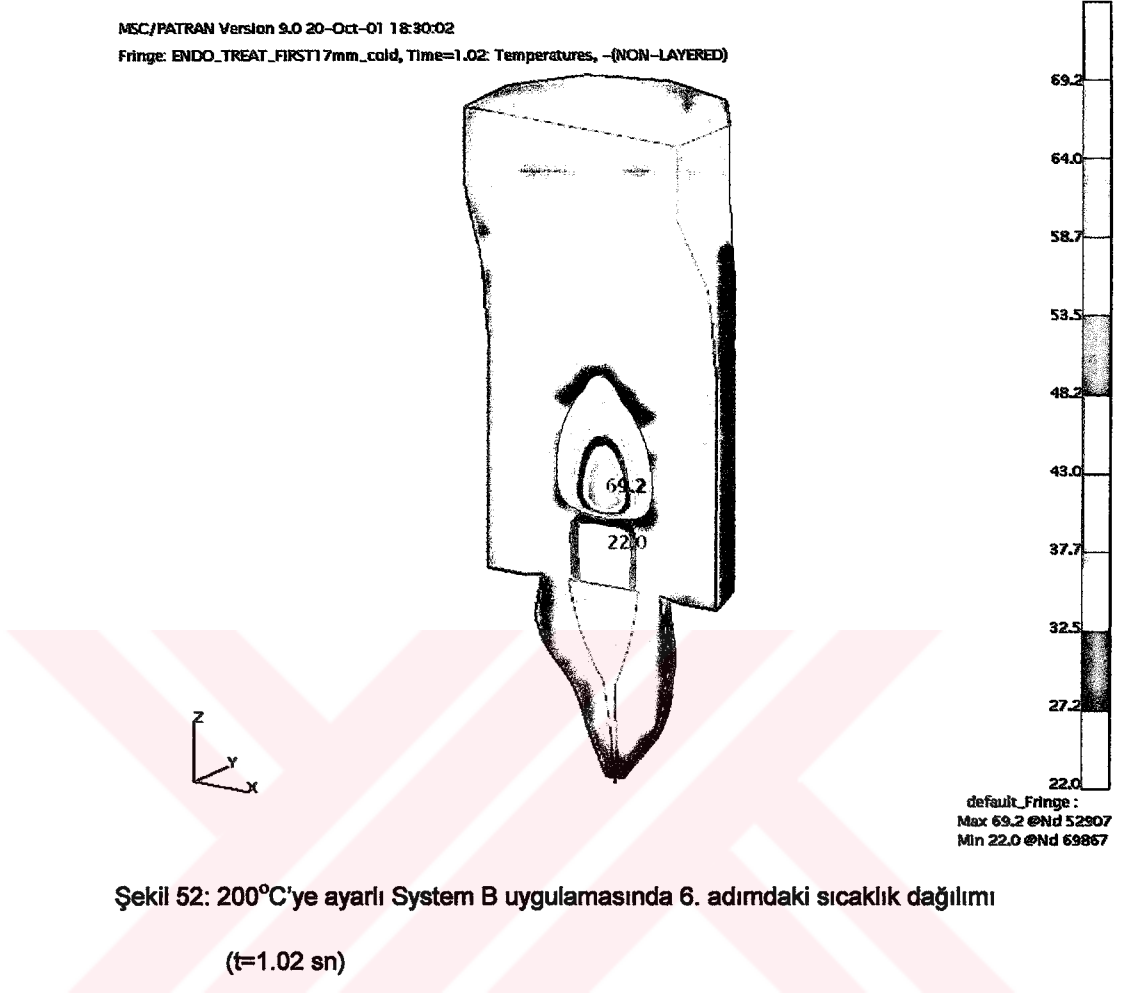
Şekil 50: 200°C'ye ayarlı System B uygulamasında 6. adımdaki sıcaklık dağılımı

(t=0 sn)

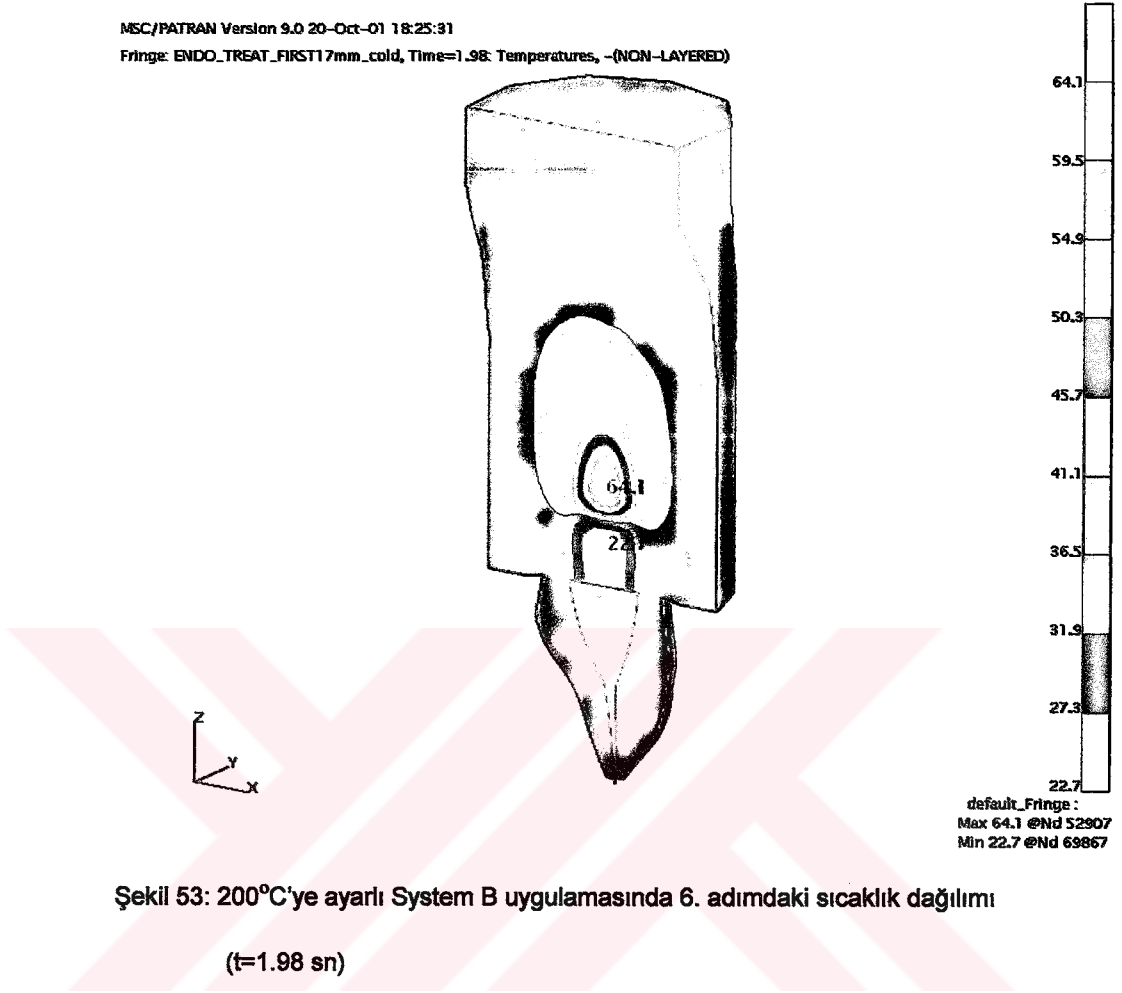
MSC/PATRAN Version 9.0 20-Oct-01 18:24:56
Fringe: ENDO_TREAT_FIRST17mm_cold, Time=0.54: Temperatures, -(NON-LAYERED)



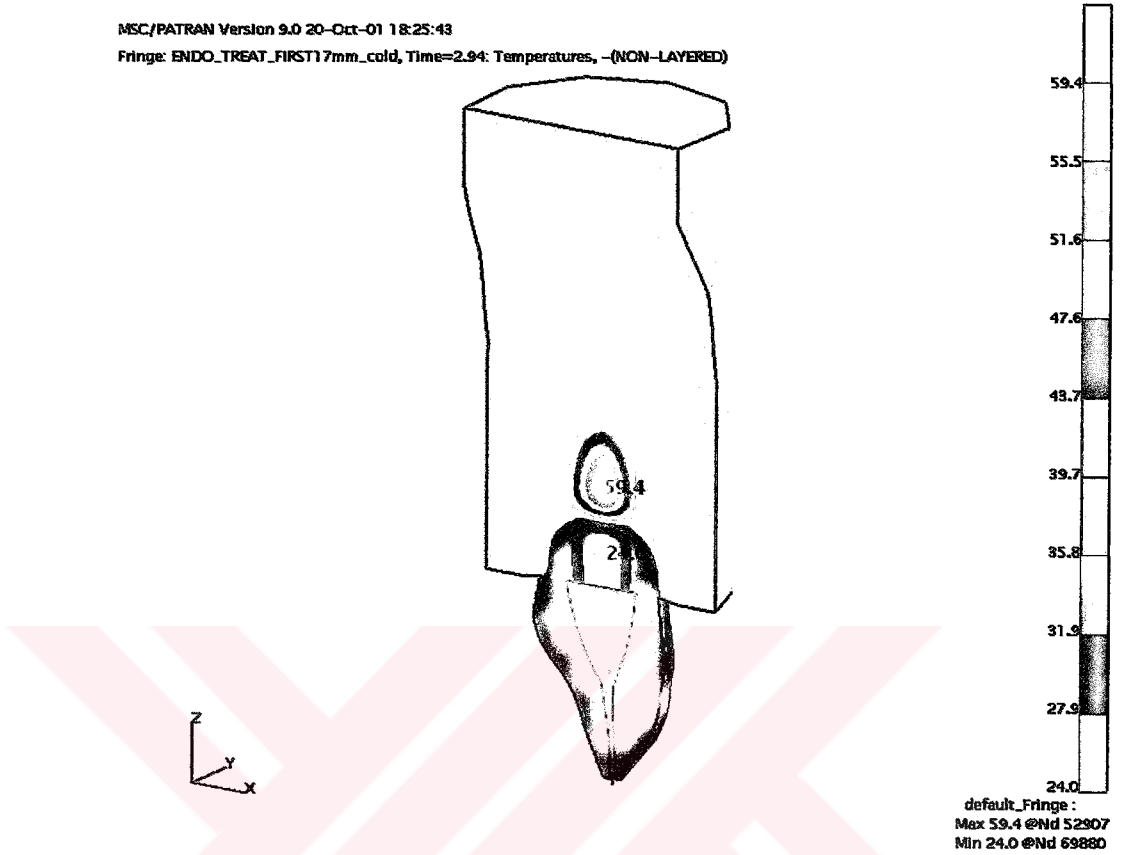
MSC/PATRAN Version 9.0 20-Oct-01 18:30:02
Fringe: ENDO_TREAT_FIRST17mm_cold, Time=1.02: Temperatures, -(NON-LAYERED)



MSC/PATRAN Version 9.0 20-Oct-01 18:25:31
Fringe: ENDO_TREAT_FIRST17mm_cold, Time=1.98: Temperatures, -(NON-LAYERED)



MSC/PATRAM Version 9.0 20-Oct-01 18:25:43
Fringe: ENDO_TREAT_FIRST17mm_cold, Time=2.94: Temperatures, -(NON-LAYERED)



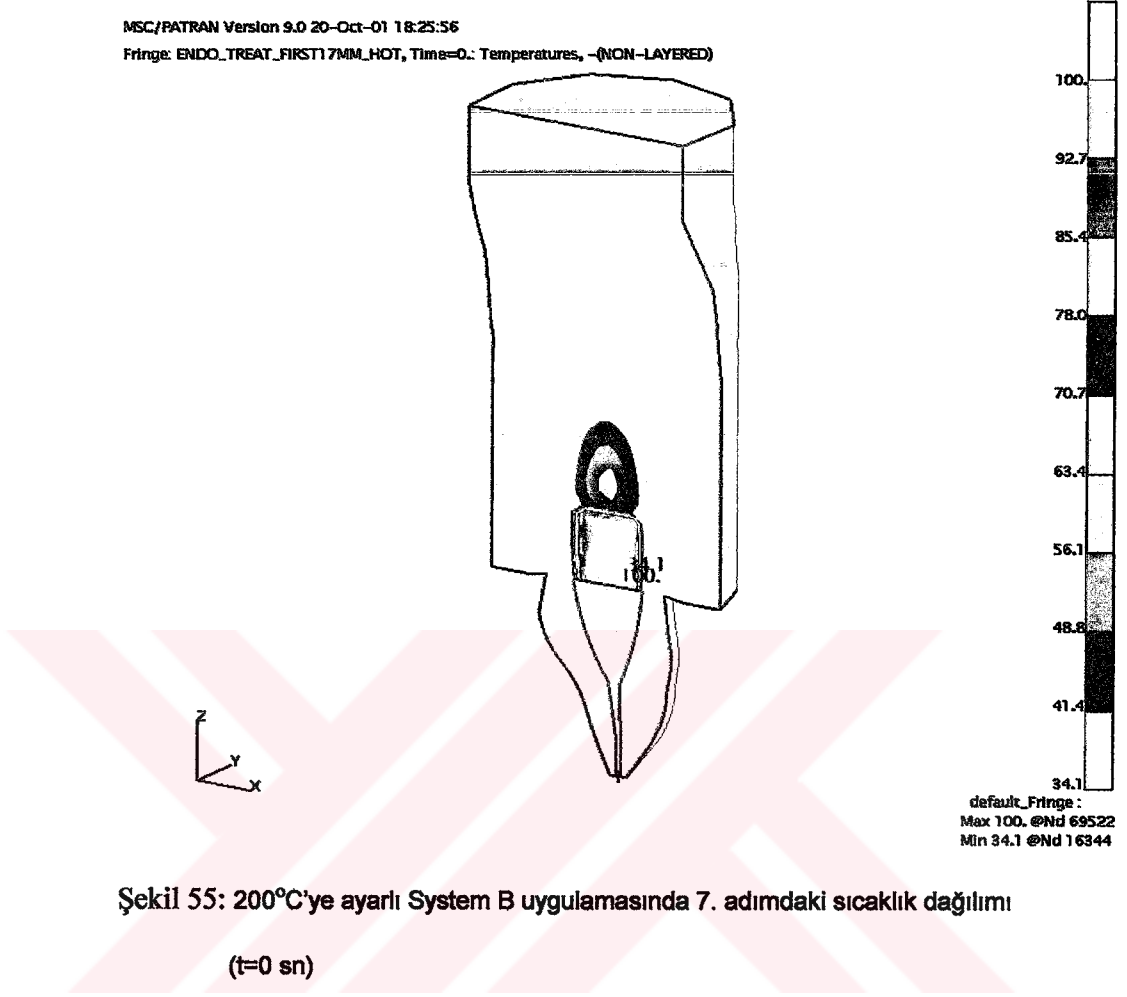
Şekil 54: 200°C'ye ayarlı System B uygulamasında 6. adımdaki sıcaklık dağılımı

(t=2.94 sn)

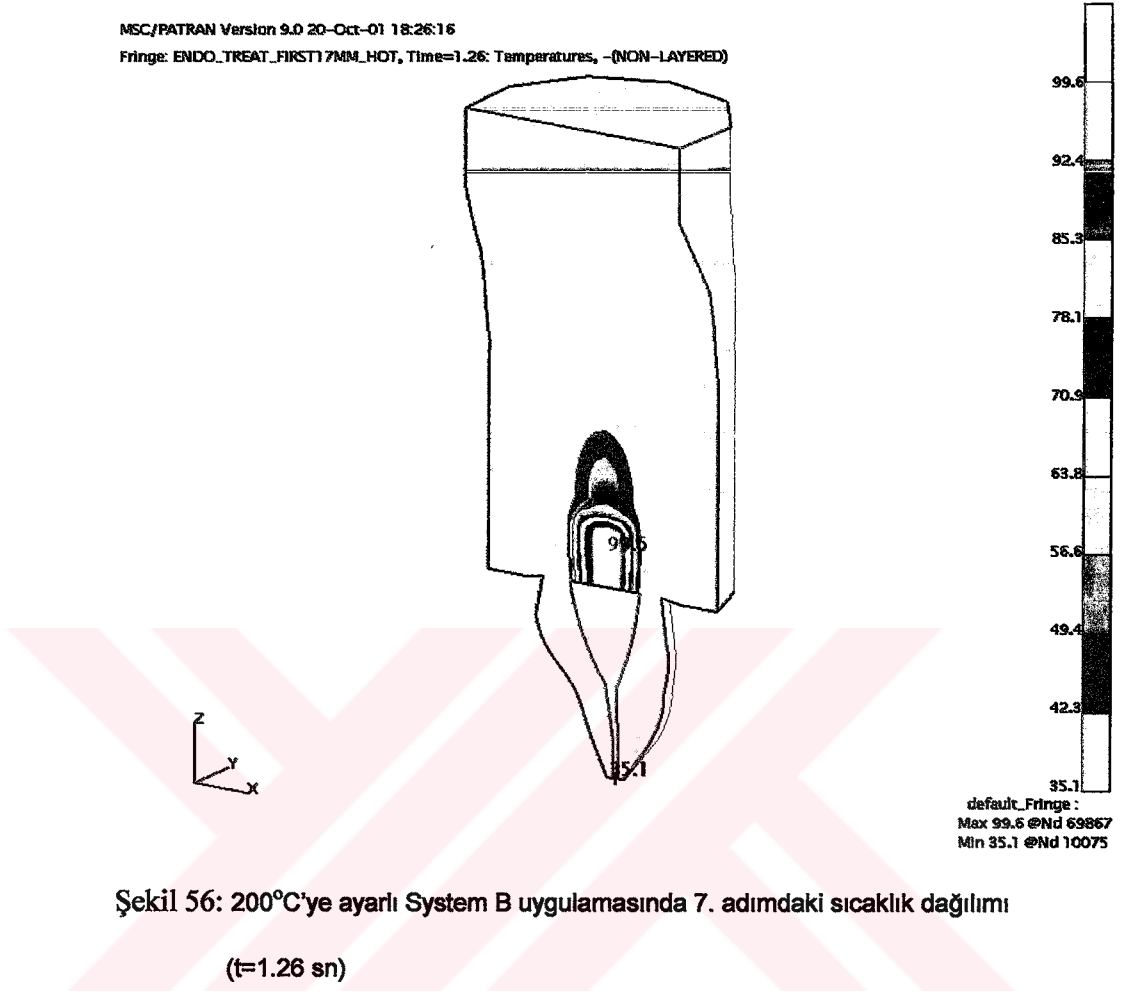
Son işlem adımı olan ve doldurulan 17 mm'lik guta perkanın son 4 mm'lik kısmını 100°C değerine ısıtmak ve 10 saniye soğumasını beklemek olan 7 numaralı işlem adımı ile ilgili sıcaklık dağılımları Şekil 55-62 ile gösterilmiştir. Şekil 55 guta perkanın 100°C değerine ısıtıldığı anı göstermektedir. Bu andan itibaren sırasıyla 1.26 saniye, 2.06 saniye, 3.02 saniye, 3.98 saniye, 6.06 saniye, 7.98 saniye ve 10.06 saniye sonra gerçekleşen sıcaklık dağılımları Şekil 56-62 ile gösterilmiştir. Şekil 62 işlem başladıktan yaklaşık 34 saniye sonra ulaşılan durumu göstermektedir. Dentinin maksimum sıcaklığı 39.7°C, diğer elemanlarında erişilen en yüksek sıcaklık ise 37.3°C olarak bulunmuştur.

Isı uygulamaları esnasında kritik bölge periodontal ligament dokuları olduğu için ilk ısı uygulamasının 250°C olması durumu da incelenmiş ve sadece periodontal ligamentte oluşan sıcaklık dağılımı Şekil 63'te gösterilmiştir. Görüldüğü gibi 250°C'lik uygulamadan 1.265 saniye sonra sıcaklık 45.8°C değerine çıkmıştır. Bu da 200°C'lik uygulamanın diş ve diş dokuları açısından daha sağlıklı olduğunu göstermektedir.

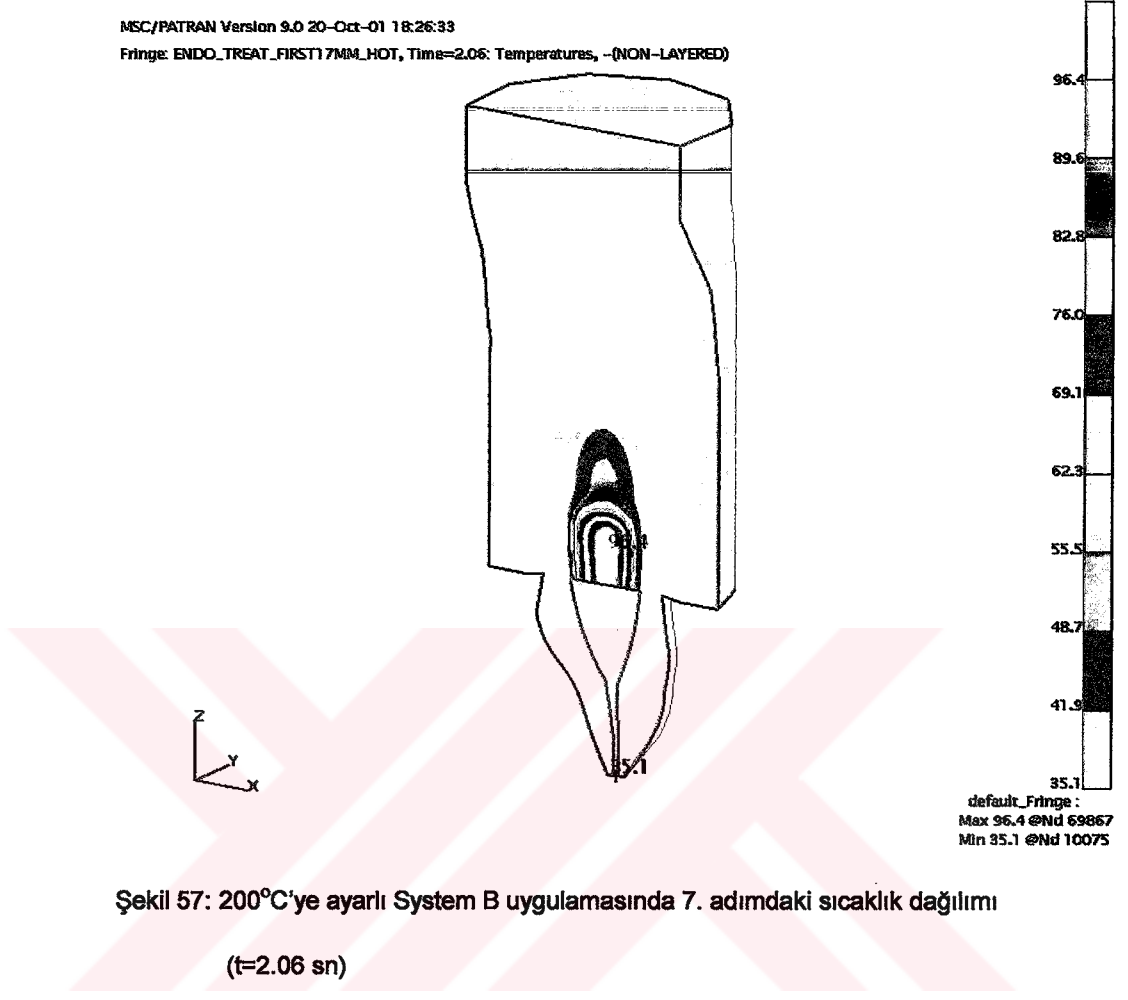
MSC/PATRAN Version 9.0 20-Oct-01 18:25:56
Fringe: ENDO_TREAT_FIRST17MM_HOT, Time=0.: Temperatures, -(NON-LAYERED)



MSC/PATRAN Version 9.0 20-Oct-01 18:26:16
Fringe: ENDO_TREAT_FIRST17MM_HOT, Time=1.26: Temperatures, -(NON-LAYERED)



MSC/PATRAN Version 9.0 20-Oct-01 18:26:33
Fringe: ENDO_TREAT_FIRST17MM_HOT, Time=2.06: Temperatures, -(NON-LAYERED)

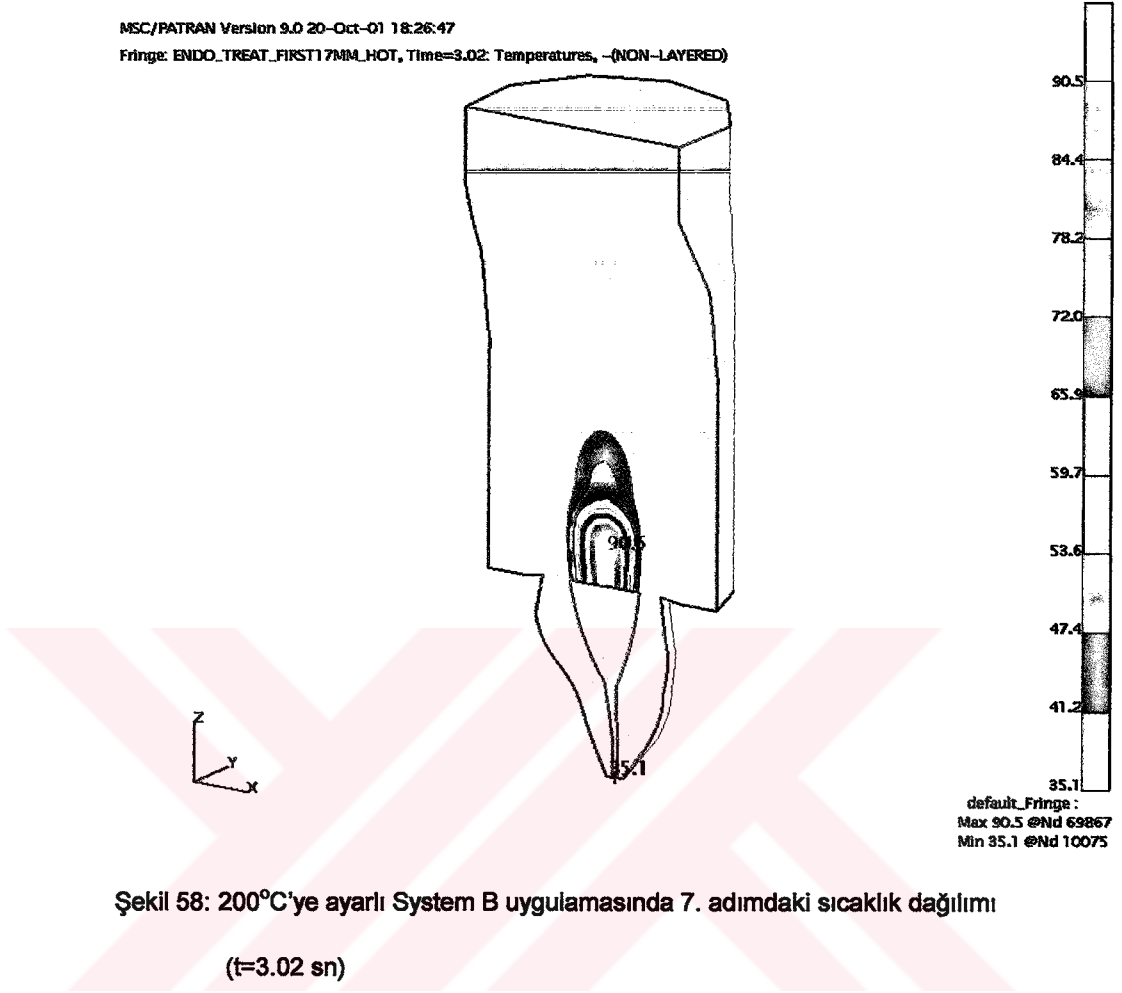


Şekil 57: 200°C'ye ayarlı System B uygulamasında 7. adımdaki sıcaklık dağılımı

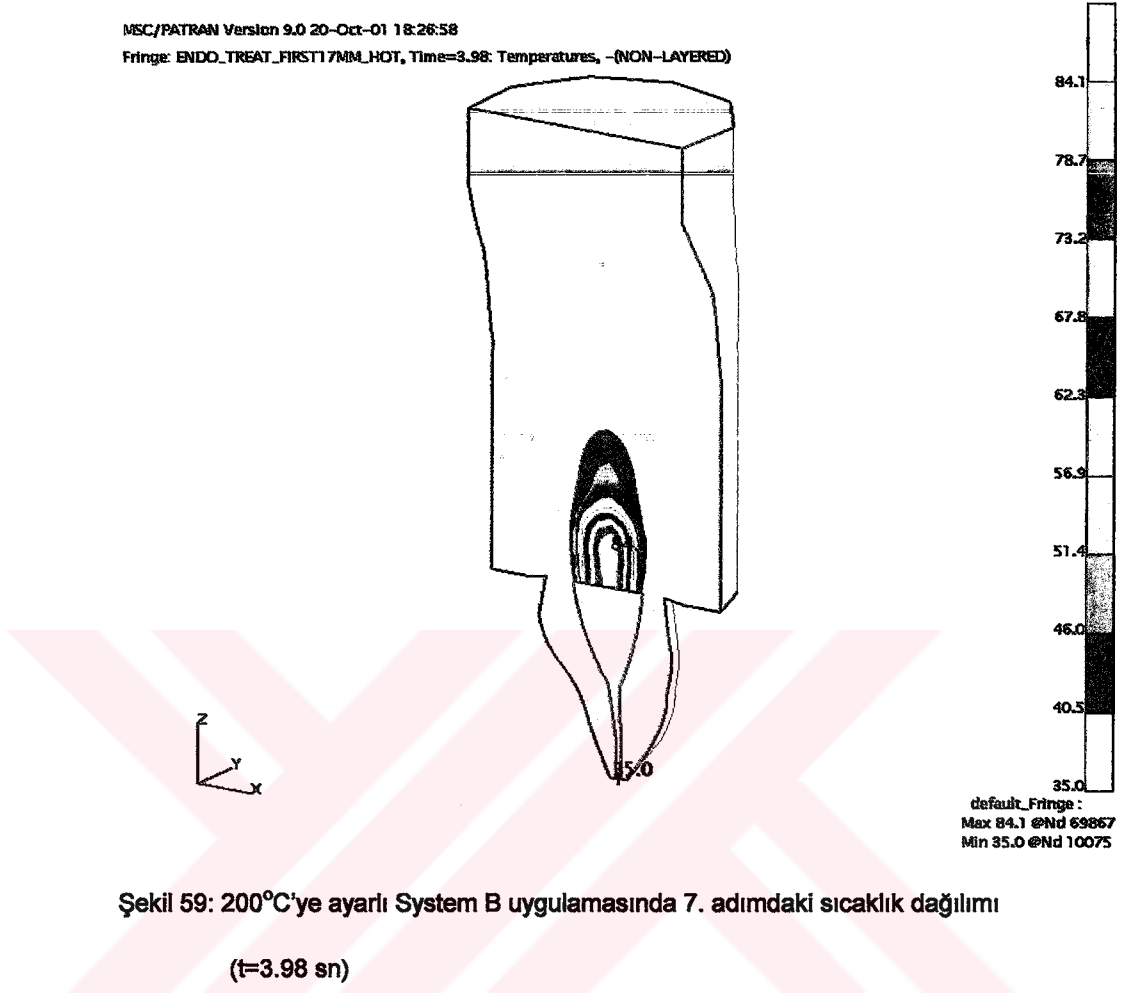
(t=2.06 sn)

MSC/PATRAN Version 9.0 20-Oct-01 18:26:47

Fringe: ENDO_TREAT_FIRST17MM_HOT, Time=3.02: Temperatures, -(NON-LAYERED)

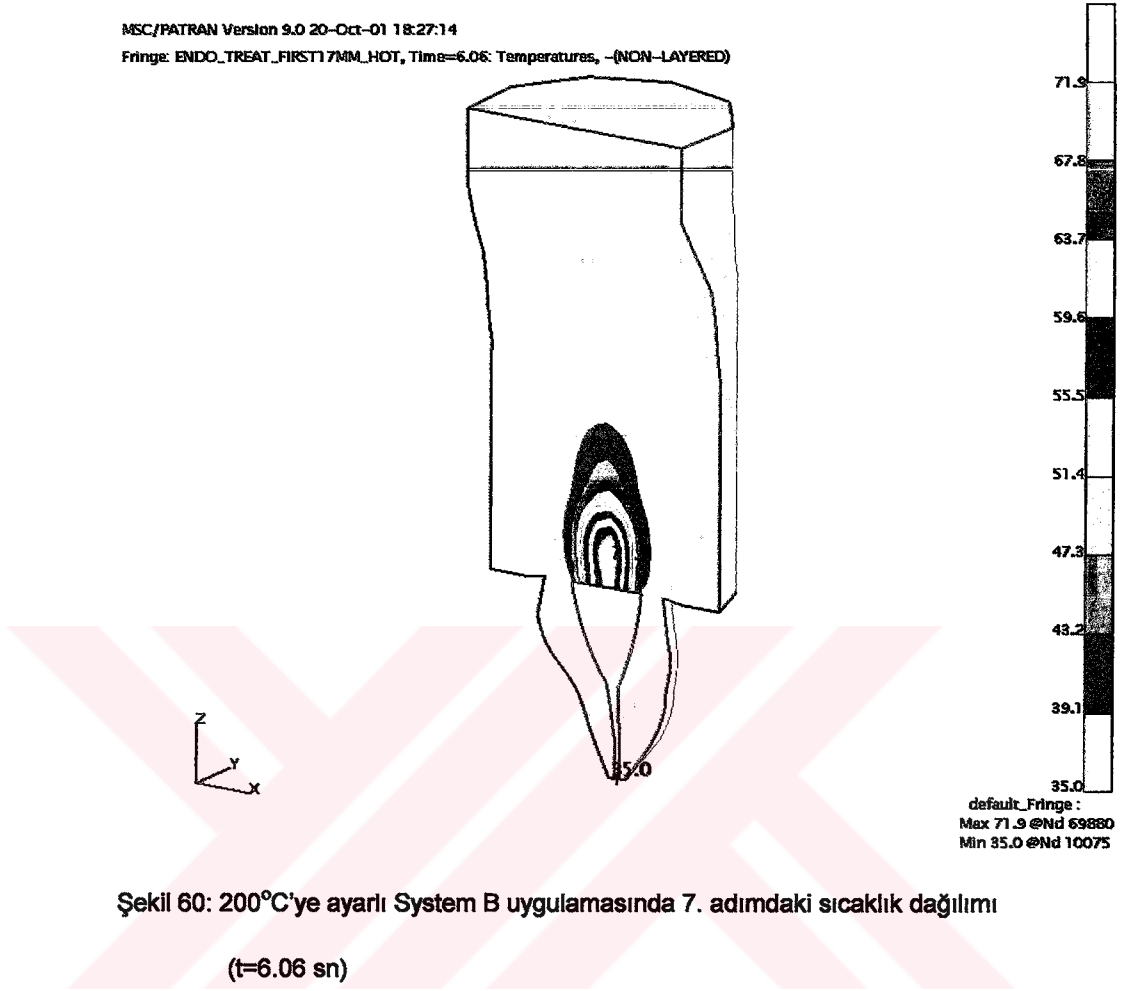


MSC/PATRAN Version 9.0 20-Oct-01 18:28:58
Fringe: ENDD.TREAT_FIRST17MM_HOT, Time=3.98: Temperatures, -(NON-LAYERED)

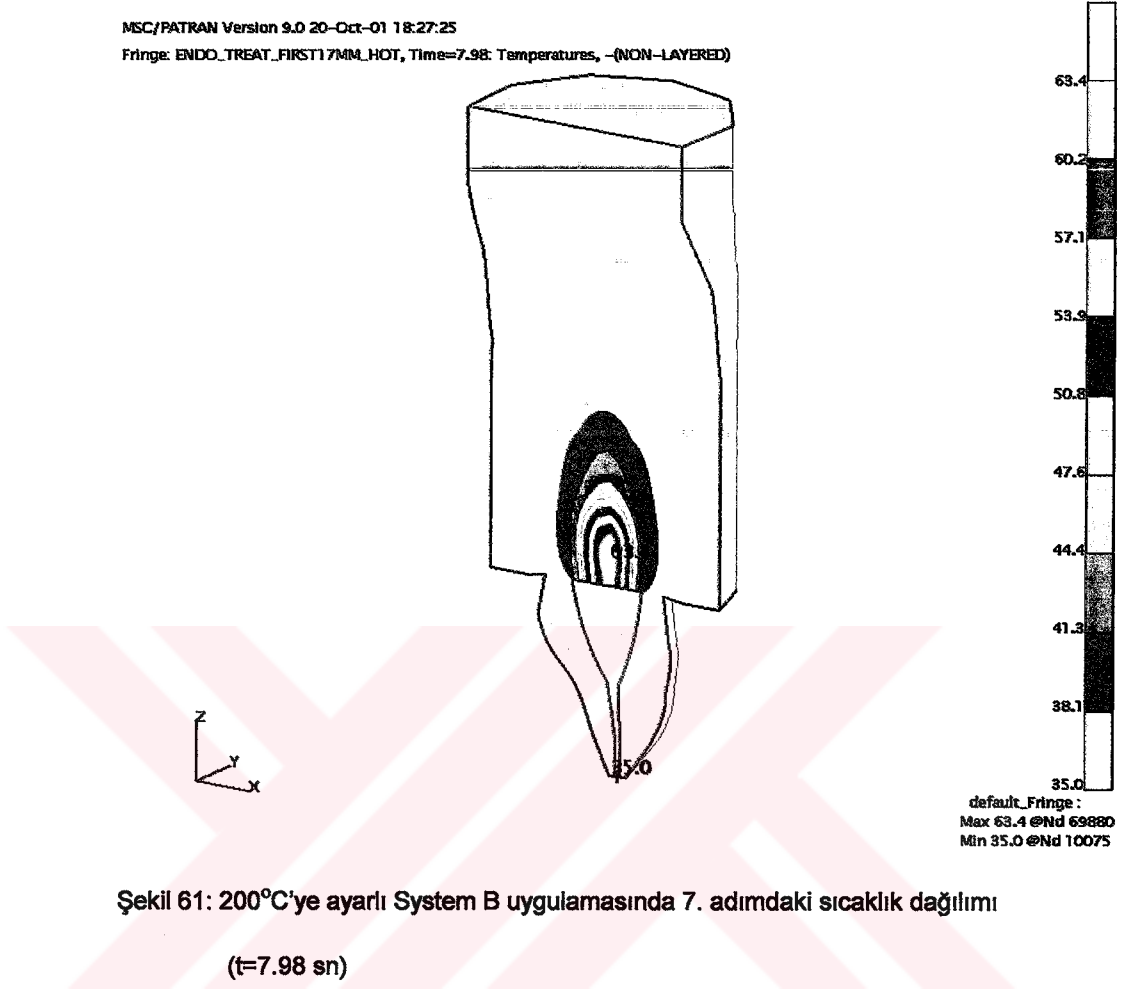


MSC/PATRAN Version 9.0 20-Oct-01 18:27:14

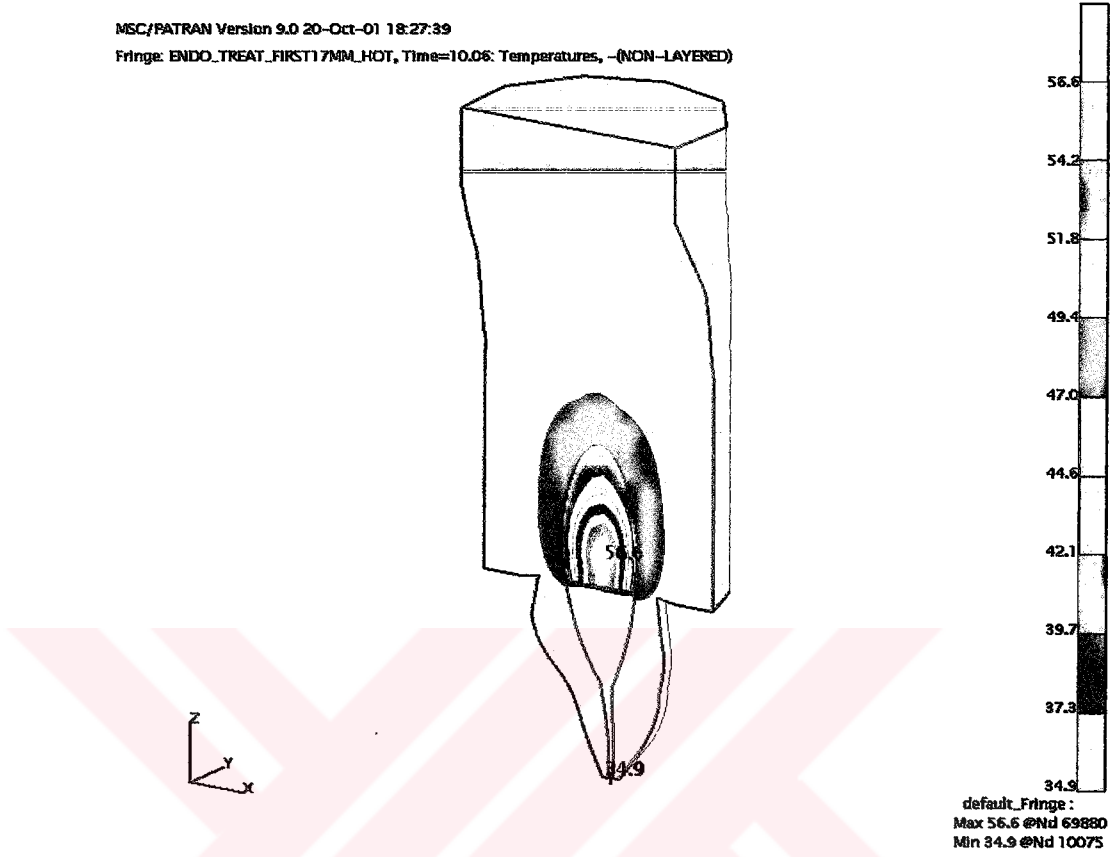
Fringe: ENDO_TREAT_FIRST17MM_HOT, Time=6.06: Temperatures, -(NON-LAYERED)



MSC/PATRAN Version 9.0 20-Oct-01 18:27:25
Fringe: ENDO_TREAT_FIRST17MM_HOT, Time=7.98: Temperatures, -(NON-LAYERED)



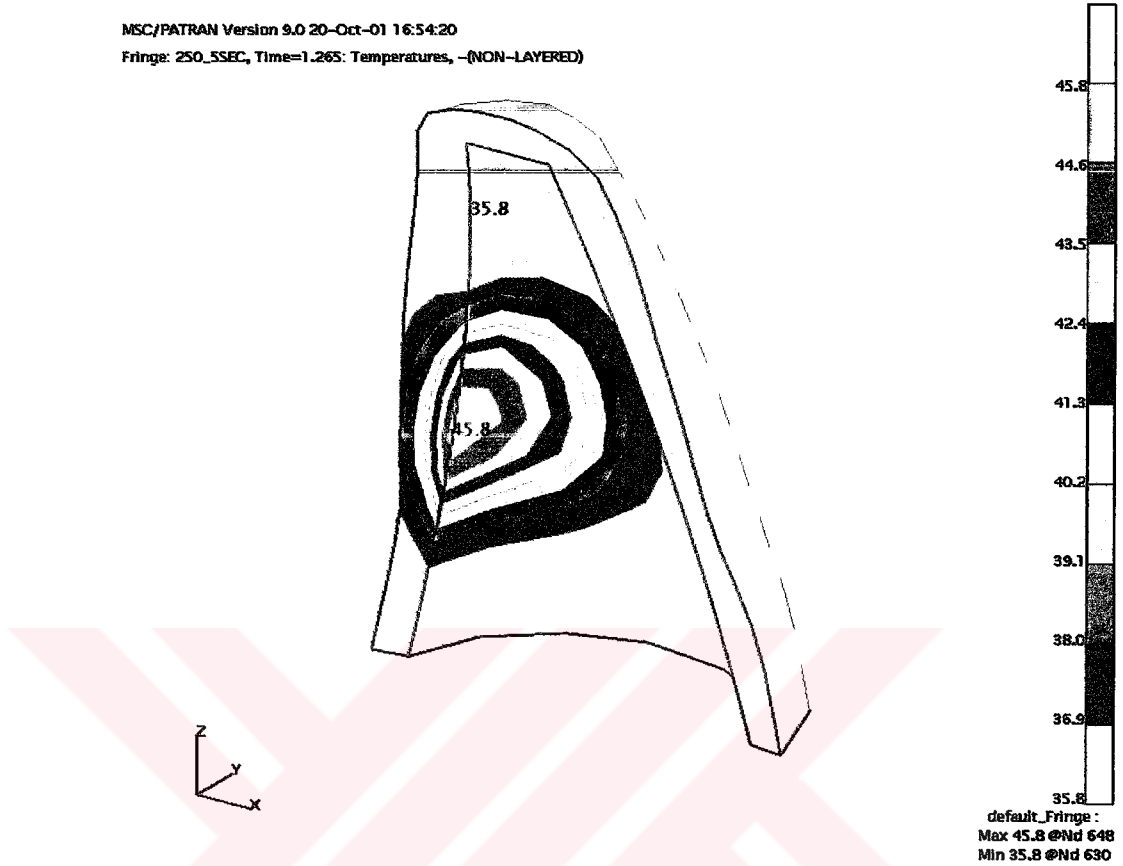
MSC/PATRAN Version 9.0 20-Oct-01 18:27:39
Fringe: ENDO_TREAT_FIRST17MM_HOT, Time=10.06: Temperatures, -(NON-LAYERED)



Şekil 62: 200°C'ye ayarlı System B uygulamasında 7. adımdaki sıcaklık dağılımı

(t=10.06 sn)

MSC/PATRAN Version 9.0 20-Oct-01 16:54:20
Fringe: 250_SSEC, Time=1.265: Temperatures, -(NON-LAYERED)



Şekil 63: 250°C'ye ayarlı System B uygulamasında 1. adımdaki sıcaklık dağılımı
(t=1.265 sn)

TARTIŞMA

Son yıllarda, kök kanallarının doldurulmasında guta perkanın ısı ile yumuşatılarak kullanıldığı dolgu teknikleri giderek daha çok ilgi çekmektedir. Bu yöntem ile işlem kolaylaşmakta ve hedeflenen amaca en yakın tıkama sağlanmaktadır. Ancak yüksek ısı uygulamalarının diş ve çevre dokularda ne gibi etkiler yarattığı araştırmacılar için merak konusu olmuştur²⁴. Bu çalışmanın amacı da ısıtılmış guta perka tekniği ile doldurulan kök kanalı ve çevre dokulardaki sıcaklık değişimlerini belirlemek ve periodontal doku için zararlı olabilecek sıcaklık değerini saptamaktır.

Isı uygulanan tekniklerde, ısının çevre dokulara etkileri, kök kanalı ve diş kök yüzeyi arasında kalan dentinin kalınlığına bağlıdır. Dentinin zayıf ısı iletkenliği, ısının periodontal atışmana geçişini önleyecek ve kanal ve dentin içerisinde dağılmasına yardımcı olacaktır¹⁵. Ancak yüksek miktarlarda ısı transferi kök etrafındaki destek yapılarına iletilmekte ve bu bölgelerde yaralanmaya neden olabilmektedir^{5,18,19,20}.

Isı ile uygulanan tıkama tekniklerinde uygulama süresinde kanal içinde oluşan sıcaklık değişimlerinin kök yüzeyine olan geçişleri hakkında çalışmalar yapılmıştır. Bu çalışmalarda da kök yüzey sıcaklıklarını belirlemek için çeşitli teknikler kullanılmıştır. Bunlar ısılıçift yöntemi ve infrared termografidir. Çalışmaların çoğunda sıcaklık değişimlerinin ölçümünde ısılıçiftler kullanılmıştır. Bu metod kök yüzeyi üzerindeki belli noktadaki sıcaklık hakkında bilgi vermektedir. Ancak tüm kök yüzeyi hakkında bilgi veremez. İn vitro ısılıçift kullanımının en büyük dezavantajı ısılıçift uçlarının, sadece kontakt noktasındaki sıcaklığı ölçebilmeleridir. Bu sebeple tüm yüzeyde oluşan sıcaklık ölçümünü vermemekte ve geniş yüzey alanlarının araştırılması gerektiğinde yetersiz kalmaktadır. Aynı zamanda, tam kayıtların sağlanması için ısılıçift ve yüzey arasındaki temasın tam olarak sağlanması gerekmektedir. Daha fazla sayıda ısılıçift kullanmanın faydalı olabileceğini ancak bununla, simultane ısılıçift analizleri süresince, kök yüzeyinin

topoğrafik yapısı nedeniyle engellerle karşılaşacağını ve ilave olarak ısılıçiftlerin düzensiz yapıdaki kök yüzeyine zayıf teması nedeniyle düşük sıcaklık değerleri ile sonuçlandığı belirtilmiştir⁴².

Weller ve arkadaşları²⁸, ısılıçift sisteminin dezavantajı olarak, tıkama esnasında kullanılan tepicilerin, bazı ısılıçiftlerin kayıt cihazından ayrılmasına neden olduğunu belirtmişlerdir. Bununla beraber ısılıçiftlerin istenilen yerlere yerleştirilip ölçüm alma serbestliğinin bulunduğunu da ifade etmişlerdir. Oysaki sonlu elemanlar yöntemi kullanıldığında hem istenilen bölgenin detaylı sıcaklık bilgileri elde edilebilmekte hemde operasyonda hekim ve malzemeye bağlı aksaklıklara olanak vermemektedir.

Infrared termografi ise ekonomik açıdan yüksek değerlerde olması, özel çevre şartları gerektirmesi gibi olumsuz taraflarının yanısıra kullanımda hassas değerler verememektedir.

McCullagh ve arkadaşlarının⁴² yaptıkları bir çalışmada ısılıçift kayıtları ile infrared termografik kayıtlar arasında 14,5°C'lik sıcaklık ölçüm farklılıkları görülmüştür. Bu gibi dezavantajlar gözönüne alınarak, bu çalışmada bu tekniklere alternatif olarak kök yüzey sıcaklık ölçümü ve değerlendirilmesinde sonlu elemanlar yöntemi kullanılmıştır.

Fors ve arkadaşları¹¹, iki materyal arasındaki ısı geçişinin belirlenebilmesi için ısı kaynağının enerji dağılım oranlarının bilindiği kadar materyallerin özelliklerinin de bilinmesinin gerekli olduğunu ve her ne kadar ısı yardımı ile doldurma tekniklerinde ısı transferinin sadece iletim yoluyla transferi söz konusuysa da, her iki materyalinde termal iletkenliği ve aynı zamanda ısı iletkenlik katsayısının mutlaka bilinmesi gerektiğini belirtmişlerdir.

Yapılan in vivo ve in vitro çalışmalar şeklinde değerlendirildiğinde, kök yüzeyindeki sıcaklık artışı değerlerinde farklı sonuçlar gözlenmiştir.

In vivo çalışmalar incelendiğinde; Hand ve arkadaşları⁷ ısıtılmış guta perka ile vertikal kondensasyon süresince kök kanalındaki ısı seviyelerinin domuz periodontal dokusundaki etkilerini incelemişler 3-4 saatlik örneklerde önemsiz inflamatuvar cevap, 12-72 saatlik örneklerde ise normal doku morfolojisi gözlemlemişlerdir. Bu teknik kullanılarak kök yüzeyinde 4°C'lik minimal bir sıcaklık artışının komşu mikrovaskülarite ile etkisizleştirildiği düşünülmektedir.

Gutmann ve arkadaşları²⁹, in vivo olarak köpeklerde yapmış oldukları bir çalışmada kısa dönemde herhangi bir doku değişimi bulunamamasına rağmen, uzun dönemde bazı doku farklılıklarının gerçekleşebileceğini belirtmişlerdir. Bu araştırmada da dijital bir termometreye bağlı termistörler kullanılmıştır ancak ölçümler dişlerin orta üçlusu seviyesini örten kemik üzerinden yapılmıştır. Bu nedenle de, in vivo deneylerde de dişin bütünü ele alındığında belirli noktalardan sıcaklık ölçümü yapılabileceğini ve bu ölçümlerde hata payının yüksek olabileceği görülmektedir. Gutmann ve arkadaşları²⁹ da bu bölgede yapılan ölçümlerde ısıçiftlerin dokuya temasındaki aksaklıkları ve ölçüm esnasında meydana gelen kanamanın da ölçümde hata payına neden olabileceğinden bahsetmişlerdir. Ancak bu çalışmada bir dişin tüm çevre dokularının her noktasındaki sıcaklık değişimlerini istenen her an için belirleyebilme olanağı bulunmaktadır.

Atrizadeh ve arkadaşları¹⁸, maymun dişlerinin mine sement sınırına elektro cerrahi ucu yerleştirerek 1 saniye süre ile aktive ederek ve ardından aralıklarla histolojik kesitler alarak yaptıkları in vivo çalışmalarında ise, elektriksel yaralanmanın 1. haftasında periodontal ligamentin nekrozunun gerçekleştiğini, birkaç hafta içinde, osteoklastların görüldüğü ve alveoler kemik, sement ve dentinde rezorbsiyon başladığını ve 2 aylık süreçte ise iyileşme, ankiloz veya periodontal ligamentin yeniden oluşmasıyla

sonuçlandığını bildirmişlerdir. Ancak çalışmada elektrik akımının kanal içerisinde oluşturduğu ve kök yüzeyine taşınan sıcaklığın miktarı ölçülmemiştir.

Her ne kadar yukarıda bahsedilen bu in vivo çalışmalar, periodonsiyumun kanal sisteminden taşınan ısıya az yada çok olumsuz cevap vermediğini gösterse de termal uyarı ve oluşan ısı seviyelerinin tam doğasının doku cevabı ile ilişkisi belirlenememiştir. Bununla beraber, geri dönüşümsüz kemik hasarı 47-53°C ve kırıldak nekrozu 42-66°C gibi bazı diğer dokularda belirli sıcaklık değerlerinde termal yaralanma tanımlanmıştır^{14,67}

Saunders^{68,69}'ın deney sansarında yapmış olduğu in vivo çalışmada, ısıçift, kanin dişin gingival marjininin 4 mm altına mukoza ve kortikal kemikte frezle bir pencere açarak o noktadan dişe yerleştirmiştir. Termomekanik sıkıştırma süresince kök yüzeyinde 18,3°C'lik sıcaklık artışı bulmuştur. In vivo araştırma tekniklerinde soğumanın in vitro deney tekniklerine oranla daha hızlı gerçekleştiğini bildirmiştir. Aynı çalışmanın ikinci bölümünde ise bu kez histolojik açıdan değerlendirme yapılmış, termomekanik sıkıştırma yöntemiyle doldurulan dişlerin periapikal bölgelerinde ilk 24 saat herhangi bir inflamatuvar cevap gözlemlenmemişken, 20 günlük grupta deney dişlerinin % 20'sinde sementte yüzey rezorbsiyonu, nadir inflamatuvar hücreler ve çok küçük ankiloz sahaları gözlemlenmiştir. 40 günlük grupta da dişlerin yaklaşık % 22'sinde yine aynı sonuçlarla karşılaşmıştır. Elde edilen bu sonuçların insan diş ve çevre dokularında da benzer histolojik etkiler uyandırması beklenebilir.

Yukarıda belirtildiği gibi bu sonuçlar in vivo deney sonuçları olması nedeniyle, in vitro çalışmalara göre daha üstün olduğu düşünülse de dişin bütünü ele aldığımızda yine belirli noktalardan sıcaklık ölçümü yapılabileceği ve bu ölçümlerde hata payının yüksek olabileceği de gözardı edilmemelidir. In vivo çalışmaların sağladığı fayda ancak hangi miktarda ısının hücrelerde ne tür etki yarattığının histolojik ve biyokimyasal

açından belirlenmesiyle sınırlı kalmıştır. Çünkü kök yüzeylerinden sıcaklık ölçmek için kullanılan teknikler yeterli sonuç verememektedir. Ayrıca in vivo çalışmalarda ısıçiftlerin dişe uygulanabilmesi için kemik doku kaldırılmaktadır. Bu nokta da in vitro çalışmayı taklit etmektedir. Bu çalışmada ise bir dişin ve çevre dokularının her noktasındaki sıcaklık değişimleri saptanabilmekte ve istenen her an için belirlenebilmektedir.

In vitro çalışmalar değerlendirildiğinde; Hardie'nin⁸ in vitro olarak Mc Spadden tekniği kullanarak yaptığı çalışmada kök yüzeyinin 64°C'lik bir sıcaklık değeri gösterdiğini, bununla periodonsiyum hasarına neden olabileceğini ve bu çalışmasının, laboratuvar hayvanlarının temel alındığı histolojik kesitli çalışmalarla desteklenmesi gerektiğini belirtmiştir.

Barkholder ve arkadaşları²¹, in vitro ısıçiftle, sıcak vertikal teknik kullanılarak apikal foramenden 2 mm mesafede 4-7°C'ye kadar sıcaklık artışları kaydetmişlerdir. Bu çalışmada ölçümler tek ısıçiftle yapıldığı için kök yüzeyi hakkında genel bir fikir verememektedir. Oysaki bu çalışmada dişin her bir noktasındaki ısı hareketleri her an için ölçülebilmektedir.

McCullagh ve arkadaşları⁴², ısıçift ve infrared termografiyi karşılaştırmışlardır. Termal inceleme sonucu, tepicinin ucundan itibaren terminal 10-15 mm'lik mesafenin en yüksek sıcaklık değerlerine ulaştığını görmüşlerdir. Bu bulguda, çalışma sonucunda dişin apikal bölümünün koronaline oranla daha yüksek sıcaklık değerlerine ulaşmasını açıklamaktadır. Bu çalışmada da aynı ısı miktarı uygulandığında en fazla sıcaklık artışı apikal bölgedeki uygulamalarda olmuştur. Ancak McCullagh ve arkadaşlarının çalışmasında aynı örnek için gözlemlenen farklı ölçümler ilginç bir sonuç ortaya çıkarmıştır. Isıçiftle kök yüzeyinde 13.9°C'lik sıcaklık ölçülürken, aynı örnek termal görüntüleme 28.4°C ölçülmüştür. Bu, tekniklerin güvenilirliği hakkında şüphelere yol açmaktadır. Ancak bu sonuçlarda, kritik bir değer olan 10°C'nin üstündedir.

Bu çalışmada ise kök yüzeyi üzerinde dolayısıyla periodontal ligamentte bulunan maksimum sıcaklık artışı 7°C'dir. Dolayısıyla in vitro çalışma da kullanılan teknik nedeniyle sonuçları yanlış yönlendirmektedir. Bu farklılıklar göz ardı edilemez, çünkü klinik uygulamalar bilimsel çalışmalara dayanmaktadır. Dolayısıyla bilimsel çalışmalarda yapılacak deneyler daima gerçeklerle örtüşmelidir.

Weller ve Koch²⁴, kök yüzeyindeki en yüksek artışı kanal çapının en geniş olduğu kök kanalının koronal bölgesinde bulmuşlardır. Periodontal atışmada hasarın, geniş çaplı kanallar ve ince dentin duvarlarının ısıtılmış bir enstrümanla tıkanmasıyla gerçekleşebileceğini ve aynı şekilde ince dentin duvarlarının, kanalların aşırı konikleştirilmesine ve tıkama metoduna bağlı olarak kök yüzeyine daha fazla ısı geçişine izin verebileceğini bildirmişlerdir.

Saunders⁷⁰, 1988'de termomekanik sıkıştırma tıkama tekniği ile Eriksson ve Albrektsson'un¹³ işaret ettiği gibi kemik yaralanması için gereken 10°C'lik artışı kök dış yüzeyinin orta kesiminde kaydetmiştir.

Sweatman ve arkadaşlarının⁷¹, in vitro ısıçift kullanarak yaptıkları çalışmalarında, System B ısı taşıyıcısının farklı boyutlardaki tepicilerini farklı ısılarda kullanmışlar, kökün dış yüzeyinde 300°C'lik grupta 9.12°C, 250°C'lik grubunda 6.49°C, 200°C'lik grubunda 5.29°C sıcaklık artışı bulmuşlardır. Çalışmanın sonuçları 200, 250 ve 300°C'lik ısı uygulamalarında kritik değer altında sıcaklık değişimleri olduğunu bildirmiştir. Ancak bu çalışmada ise kritik değer olan 10°C'lik sıcaklık artışına 250°C'lik uygulamada ulaşılmıştır. Bu nedenle 250°C'lik uygulama diş ve çevre dokuları için sakıncalıdır. Bunun üzerindeki ısı değerleri kesinlikle kullanılmamalıdır.

Romero ve arkadaşlarının²², devamlı dalga kondensasyon tekniği ile System B cihazı 200°C'ye ayarlıyken, 2 noktada ısıçiftler ile yaptıkları analizlerde apekte 1°C, apikalden 5 mm koronalde kök yüzeyinde ise yaklaşık 2°C'lik sıcaklık artışı bulmuşlardır. Kök yüzeyinde oluşan sıcaklığın bu kadar düşük değerlerde bulunması çalışmada dış çevre dokularını simule etmek amacıyla kullandıkları materyalin uyumsuz olmasından kaynaklanmaktadır. Bu çalışmada ise dış ve çevre dokuların tüm özelliklerini yansıtabilecek değerler kullanılması nedeniyle, gerçek yapılarla örtüşen ve 3-boyutlu bir model kullanılmıştır.

Floren ve arkadaşlarına²⁷ göre, in vitro olarak System B ısı kaynağı ile ısıçiftlerle yapılan değerlendirmelerde, farklı ısı uygulamalarında (250°C – 600°C) yaklaşık 10°C'lik sıcaklık yükselmeleri bulmuşlardır. Bu ısılar arasında çok farklılık bulunmasına rağmen oluşan sıcaklık değişiminin en fazla 12.06°C bulunması, bunun da kritik 10°C'nin üstünde olması nedeniyle dokularda zarar oluşturabileceğini düşünmüşlerdir. Bu kadar farklı ısı uygulamalarına rağmen sıcaklık değerlerindeki değişimin bu kadar düşük olması çalışmanın güvenilirliği açısından düşündürücüdür.

Silver ve Purton²⁵, rezin blokları kullanarak iç ve dış kök yüzey sıcaklıklarını değerlendirdikleri çalışmalarında, System B tekniğini 200-250°C'lik, 250-300°C'lik ısı değerlerinde ve ayrıca Touch'N Heat ısı kaynağını kullanmışlardır. ısıçiftle yapılan ölçümlerde System B ısı tekniği uygulamaları arasında önemli bir sıcaklık değişimi farkı gözlemlenmezken, apikal 4 mm'de 200-250°C'lik grupta $4,0 \pm 1,0^{\circ}\text{C}$ ve 250-300°C'lik grupta $4,1 \pm 1,0^{\circ}\text{C}$, apikal 9 mm'de 200-250°C'lik grupta $6,4 \pm 1,2^{\circ}\text{C}$ ve 250-300°C'lik grupta $6,2 \pm 0,8^{\circ}\text{C}$ değerleri bulunmuş, Touch'N Heat vertikal kondensasyon uygulamasında dış kök yüzeyinde 10°C'nin üzerinde sıcaklık artışı bulmuşlardır. Bu çalışmada ise System B ısı tekniği ile en yüksek sıcaklık ilk 5 mm de bulunurken apikalden uzaklaştıkça daha düşük sıcaklık değişimleri bulunmuştur. Yine

Silver ve Purton²⁵,un çalışmasının aksine System B ısı tekniği uygulamaları için kritik başlangıç sıcaklık değeri olarak 250°C belirlenmiştir.

Behnia ve McDonald⁷², 2001'de thermafil plus sistemini in vitro olarak diş kök yüzeyinde oluşturduğu sıcaklığı infrared termografik sistemle değerlendirmiş, anterior dişlerde 4,87°C, üst molar dişlerin mesiobukkal köklerinde 4,26°C, distobukkal kökünde 4,58°C, palatinal kökünde 4,76°C'lik sıcaklık artışı bulmuşlar ve infrared termografinin in vitro olarak diş kök yüzeyinde sıcaklık ölçümünde kullanılabileceğini bildirmişlerdir.

Lipski ve Woźniak⁷³, Thermafil tekniği ile tedavisi yapılmış dişlerde meydana gelebilecek tekrarlayan tedavi uygulamalarında , System B ısı kaynağının kullanımının diş kök yüzeyinde oluşturabileceği sıcaklık artışlarını infrared termografi yöntemi ile incelemişlerdir. 5 saniyelik ve 8 saniyelik uygulamaların aynı ısı ayarında kullanıldığı çalışmada 8 saniyelik grupta 46°C'lik sıcaklık oluşumu gözlemlenmiştir. Bu çalışmada da termal görüntülerin elde edilmesi sürecinde ortamdaki ısı, özel hazırlanmış şartlarda korunmuştur.

Weller ve Koch²⁴, Obtura II ısıtılmış guta perka sistemini kullanarak kök yüzey sıcaklıklarını değerlendirmişler, kök kanalı içinde 40,21-55,40°C arasında sıcaklık değerleri ölçmüşlerdir. Kök dış yüzeyinde ise en yüksek 8,9°C sıcaklık artışı tespit etmişlerdir. Bu sonuçlardan yola çıkarak in vivo olgularda dentin tübüllerindeki sıvı varlığı ve periodontal dokulardaki dolaşım nedeniyle sıcaklık artışının daha alt seviyelerde gerçekleşebileceğini bildirmişlerdir.

Fors ve arkadaşlarının¹¹ seçtikleri in vitro deney düzeneğine göre iki yüzey arasındaki sıcaklık derecesinin tahmininde, materyallerin özellikleri ile birlikte, ısı kaynağının enerji dağılımı oranları da bilinmelidir. Fors ve arkadaşlarının¹¹ sisteminde sadece iletim ile transfer edilen ısının önemli olmasından dolayı, her iki materyalin ısı

iletkenliğinin ve ara yüzeylerin ısı transfer katsayılarının bilinmesi yeterli bulunmuştur. Eğer materyallere ait bu özellikler ayrı ayrı belirlenmezlerse sıcaklık değişimi hesaplanamaz. Bununla birlikte , alt ve üst sınırları tahmin etmek mümkündür. Fors¹¹'a göre bu görüş temel alınarak, açık havada dış herhangi bir yere gömülmeden yapılan bir deneyde, ısı dağılımı, saçılma ve iletimi ve hava ihmal edilerek, çıkan sonuç sıcaklığın üst sınırı olarak kabul edilebilir. In vivo olarak bu süre muhtemelen bölgedeki kan dolaşımına ve periodontal membran ve alveoler kemiğin termal ısı iletkenliğine bağlı olarak kısılacaktır. Bununla beraber, köklerin termomekanik kök kanal dolgusuyla bir defadan fazla veya tam dolamamış kök kanal dolgusunun hızla tekrar yapılmasıyla sınırlı alanda tekrarlayan sıcaklık artışlarıyla periodontal dokularda artmış inflamatuvar cevap riski ortaya çıkabilir.

Fors ve arkadaşlarının¹¹ bu çalışmalarında ortaya koydukları kıstasların tamamına ilave olarak, bu çalışmada, dişin, mine, dentin, sement yapıları, periodontal ligament, guta perka, dişi çevreleyen kemiğin spongioz ve kortikal katmanlarının özgül ısı sabitleri, termal iletkenlik sabiti, yoğunlukları, çevre şartları da göz önünde bulundurulmuştur. Bu da çalışmanın sonuçlarının gerçekleri ne kadar yansıttığını göstermektedir.

Soyenkoff ve Okun 1958⁷⁴, Jarby 1958⁷⁵, Craig ve Peyton 1960¹⁶, Heitharsay & Brännström 1963⁷⁶, Brown ve arkadaşları 1970⁷⁷ vb. çeşitli çalışmalar insan dentininin termal özelliklerinin düşük iletkenlik gösterdiğini belirtmişlerdir. Bundan dolayı dentin kalınlığındaki ufak bir farklılık, termal iletkenlikte büyük farklılık olarak yansiyabilir. Her ne kadar, dentin duvarlarının kalınlığı ve kök yüzeyindeki sıcaklık arasında korelasyon bulunmuşsa da bu korelasyonun doğrusal olmadığı da belirtilmiştir¹¹.

Sıcaklık artışının süresi in vivo olarak önemli derecede etkilidir^{78,79}. Fors ve arkadaşlarının¹¹ çalışmasına göre 8 saniyelik kondensasyon süresi sonunda 30-40 saniyelik sıcaklık artışı monitörize edilebilmektedir.

Lipski ve Woźniak⁷³, 5 saniyelik System B uygulaması ile 8 saniyelik System B uygulaması arasında, periodontal doku için tehlikeli sıcaklık farklılıkları bulmuşlardır. Periodontal dokuların artan sıcaklıktan kendilerini koruyabilmeleri için tekrarlayan ısı uygulamalarında dikkatli davranmak gereklidir.

Çalışmanın sonuçları değerlendirildiğinde, çalışmadaki esas amaç periodontal ligamente ulaşan ısı miktarını belirlemektir. Bu bağlam da 200°C'ye ayarlı System B ısı kaynağı ile ilk olarak 5 mm'lik guta perkaya uygulanmıştır. İlk uygulamadan itibaren guta perka soğurken, çevre dokular ısınmaktadır. 1.265 saniye de dentinde maksimum 7°C'lik bir artış söz konusu iken aynı anda periodontal ligamentte maksimum artış yaklaşık 7°C'dir. Bu değer periodontal ligamentte sıcaklığın en fazla olduğu durumdur. Ancak bu artış fizyolojik sınırlar içinde kabul edilmekte ve dokularda hasar oluşturmadığı belirtilmektedir. 2.065 saniye sonra diş genel olarak soğumaktadır. 1.265 saniye de oluşan 75.7°C'lik sıcaklık 56°C'ye düşmüştür. Bu da diş ve çevre dokulara artık zarar verebilecek değerlerin oluşmayacağını göstermektedir. 3.025 saniye sonra maksimum sıcaklık 46.6°C'ye düşmektedir. Yaklaşık 5 saniye sonunda maksimum sıcaklık 40°C'ye düşerken periodontal ligamentte sıcaklık yaklaşık 38°C'dir. Kök kanallarını doldurma işlemi basamaklı olarak devam ettiğinden 9 mm'lik guta perkaya ısı uygulandığında, 2.98 saniye sonra sıcaklık 37°C'ye düşmüştür. Bu sıcaklık değeri artık vücut sıcaklığına çok yakın bir değerdir. Dolayısıyla artık sorun teşkil edecek bir uygulama bulunmamaktadır. Bundan sonra ise guta perkaya 100°C'lik uygulama yapıldığında; 5 saniyelik süreç sonunda guta perkadaki sıcaklık maksimum 57.9°C'dir.

Dentinde ve periodontal ligamentte sıcaklık 37-40°C arasındadır. Ancak bu sıcaklık bir tehlike oluşturmayacaktır.

11k 5 mm'lik guta perkaya 250°C'lik ısı uygulandığında ise periodontal ligamentte maksimum sıcaklık yaklaşık 45.8°C'dir. Bu da yaklaşık 10 °C'lik sıcaklık artışına neden olmaktadır. 250°C'lik bu değer bizim için kritik bir değer olup periodontal ligamentte bir zarar oluşturabilecek sıcaklık değerinin başlangıcıdır. Bu nedenle, 250°C ve bunun üzerindeki değerlerde uygulanan ısı değerleri diş ve çevre dokular için risk teşkil eder. Dolayısıyla 250°C ve üzerindeki ısı uygulamaları klinik kullanım için uygun değildir. Elde edilen veriler klinik uygulamalar için güvenilirdir. Çalışmada kullanılan sonlu elemanlar yöntemi ile diş ve çevre dokuların her noktasında ve işlem sırasındaki her zaman diliminde ne olduğu, bunun ne gibi etkiler yarattığı tespit edilmektedir. Bu işlemler model tam olarak oluşturulduktan sonra çok fazla sayıda in vitro diş ve deney ekipmanı gerekmeden de yapılmaktadır. Dolayısıyla bunlara bağlı aksaklıklar oluşmamaktadır. Uygulama alanı bizim istediğimize göre değişebilmektedir. Çalışmada kullanılan yöntem tüm dokuya ait gerçek özellikleri kullandığı için sonuçlar olabildiğince gerçek değerlere yakındır. Bu da in vivo ve in vitro çalışmalarda koşulların getireceği eksik yönleri bertaraf etmektedir.

In vitro deneylerin yeterli veriyi sağlayamadığı, in vivo deneylerin etik açıdan tartışıldığı günümüzde bilgi-işlem teknolojilerinin bize sağladığı üstün faydaları gözardı etmemek amacıyla yapmış olduğumuz çalışma bize yeni ufuklar açmaktadır. Teknolojinin ulaştığı seviyeye rağmen, tekniğimiz in vivo şartlarda uygulanan deneylerin sonucunu, uzun ve kısa vadede etkileyecek pek çok immunolojik cevabı ve bireysel farklılıkları gözardı etmektedir. Ancak sonlu elemanlar yöntemi ile in vivo deneylere gereksinimi en aza indirerek, in vivo deneylere en yakın sonuçların alınabileceği gösterilmiştir.

ÖZET

Bu çalışmanın amacı ısı ile uygulanan bir kök kanal dolgu tekniği olan devamlı ısı ile obtürasyon yönteminin diş ve çevre dokularda oluşturacağı termal etkileri sonlu elemanlar yöntemi ile değerlendirmektir.

Bu çalışmada devamlı dalga obtürasyon tekniği ile kök kanalı doldurulan üst kanin dişte, periodontal ligament ve kemik dokularda oluşan sıcaklık değişimleri sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak incelendi. Bu amaçla önce dişin 3-boyutlu sonlu elemanlar modeli, Wheeler⁶⁵'in belirttiği kanin diş ölçüleri temel alınarak ve MSC/PATRAN® yazılımı kullanılarak hazırlandı. Dişin kök kanalının System B ısı kaynağı kullanılarak doldurulduğu varsayıldı. Doldurma sürecinde oluşan ısı transferinin analizi MSC/NASTRAN® yazılımı ile yapıldı.

Periodontal ligament, mine, dentin, sement, spongiöz ve kompakt kemiklerin sıcaklıkları başlangıçta normal vücut sıcaklığı olan 36°C olarak alındı. Kronun yüzeyinden ağız içine doğru serbest ısı taşınımı olduğu kabul edildi. Ağız içi normal oda sıcaklığı olan 22°C olarak alındı. Böylece hastanın ağızı açıkken hekimin işlemini sürdürdüğü durum benzeştirildi.

İlk olarak apikal 5 mm'lik bölüme guta perka konulduğu varsayıldı. Guta perka, System B ısı kaynağı ile benzeştirilecek şekilde 200°C ısıtıldı ve 5 saniye soğuması beklendi. Böylece dişte bulunan tüm elemanların ilk sıcaklıkları değişti. İkinci basamakta dişin kök kanalına 4 mm guta perka daha ilave edildi. Üçüncü basamakta vertikal kondensasyon yöntemini benzeştirecek şekilde System B ısı kaynağı 100°C'ye ayarlanarak sıcaklık uygulandı. 5 saniye daha soğutulmaya bırakıldı. Benzer şekildeki uygulamalarla toplam yedi basamakta tüm kök kanalının doldurulduğu kabul edildi. Her basamakta dişte oluşan sıcaklık değişimleri belirlendi.

Çalışmanın ikinci safhasında, işlemler en kritik olan birinci adım için System B ısı taşıyıcı sistemin başlangıç sıcaklığı 250°C'ye ayarlı olacak şekilde tekrar edildi.

Sonuç olarak, 250°C'de System B ısı cihazının kullanımında periodontal ligament için kritik değer olan 10°C sıcaklık artışına ulaşıldığı saptandı.



SUMMARY

The purpose of this study was to evaluate the thermal effects of continuous heat obturation technique on the tooth and surrounding tissues by using a three dimensional finite element method.

In this study the temperature changes in periodontal ligament and bone tissues of a maxillary canine tooth, which had a root canal obturated with continuous heat obturation technique, were analyzed by using a three dimensional finite element method. The finite element model of the maxillary canine tooth was prepared with MSC/PATRAN[®] software by using data from Wheeler⁶⁵. The obturation of the root canal was assumed to be done with System B heat source. Analysis of the heat transfer during the obturation was analyzed with MSC/NASTRAN[®] software.

Periodontal ligament, enamel, dentine, cement, spongy and compact bones were first assumed to have an average body temperature of 36°C. In order to simulate an ongoing root canal treatment process, the free heat convection from mouth was also assumed to take place. The ambient temperature was taken as 22°C.

As a first step, 5 mm gutta percha was placed at the apical region. Then, 200°C heat was applied to a portion of gutta percha in order to simulate System B heat source application and the tooth and surrounding tissues were let to cool down for 5 seconds. During these steps, the temperatures of all the elements were changed. In the second step another 4 mm gutta percha in room temperature was added to the root canal. In the third step, in accordance with the vertical condensation technique, 100°C heat was applied to the additionally placed gutta percha and again it was let to cool down for another 5 seconds. Following similar steps, the root canal was incrementally obturated in seven steps. In each step, the temperature changes of all elements were determined.

In the second stage of the study the first step, which was determined to be the most critical one, was repeated for a 250°C initial setting of System B heat source.

It was found that, when the initial setting of System B heat source is 250°C, the temperature increase in periodontal ligament reaches to the critical 10°C value.



KAYNAKÇA

1. SCHILDER, H.: Filling Root Canals in Three Dimensions, Dent. Clin. North Am., 11, 723-43. (1967)
2. BUDD, C.S., WELLER, R.N., KULILD, J.C.: A Comparison of Thermoplasticized Injectable Gutta-percha Obturation Technics, J. Endodon., 17, 260-64. (1991)
3. NGUYAN, N.T., RUDDLE, C.J.: Obturation of The Root Canal System, Pathways of The Pulp, Sixth ed., COHEN, S., BURNS, R.C., 219-71, St. Louis, Missouri, (1994)
4. History of Dentistry in Missouri, History Committee of The Missouri State Dental Association, page 16, Missouri, (1938)
5. ERIKSSON, A.R., ALBREKTSSON, T.: Temperature Threshold Levels for Heat-Induced Bone Tissue Injury: A Vital Microscopic Study In The Rabbit, J. Prosthet. Dent., 50, 101-7. (1983)
6. MARCIANO, J., MIHAILESCO, P.M.: Dental Gutta-Percha: Chemical Composition, X-ray Identification, Enthalpic Studies, and Clinical Implications, J. Endodon., 15, 149-53. (1987)
7. HAND, R.E., HUGET, E.F., TSAKINIS, P.J.: Effects of A Warm Gutta-percha Technique on The Lateral Periodontium, Oral Surg., 42,395-401. (1976)
8. BLUM, J.Y., PARAHY, E., MACHTOU, P.: Warm Vertical Compaction Sequences In Relation to Gutta-Percha Temperature, J. Endodon., 23,307-11. (1997)

9. MCSPADDEN, J.T.: Self Instruction Manual, Ash Dentsply, London, Page 6-13.
(1980)

10. HARDIE, E.M.: Heat Transmission to The Outer Surface of The Tooth
During The Thermo-Mechanical Compaction Technique of Root Canal Obturation.
Int. Endod. J., 19, 73-77. (1986)

11. FORS, U., JONASSON, E., BERGQUIST, A., BERG, J.O.: Measurements of
The Root Surface Temperature During Thermo-Mechanical Root Canal Filling
In Vitro, Int. Endod. J., 18,199-202. (1985)

12. FIGDOR, D., BEECH, D.R., WATERSON, J.G.: Heat Generation in The McSpadden
Compaction Technique, Journal of Dental Research Abstract 132,62: 664. (1983a)

13. DOLLARD, W.J., SABALA, C.C., PELLEU, G.B.: Root Canal Temperature During
Obturation With The McSpadden Compactor Technique, Journal of Dental
Research Abstract 425,62: 216. (1983)

14. ERIKSSON, A., ALBREKTSSON, T., GRANE, B., MCQUEENE, D.: Thermal Injury
to Bone. A Vital Microscopic Description of Heat Effects, Int. J. Oral Surg. 11,115-21.
(1982)

15. ANIĆ, I., MATSUMOTO, K.: Dentinal Heat Transmission Induced by a Laser-
Softened Gutta-Percha Obturation Technique, J. Endodon., 21,
470-74. (1995)

16. CRAIG, R.G., PEYTON, F.A.: Thermal Conductivity of Teeth Structures, Dentin, Cements and Amalgam, *Journal of Dental Research*, 40, 411-18. (1961)
17. BUCHANAN S.: The Continuous Wave of Condensation Technique: A Convergence of Conceptual and Procedural Advances In Obturation, *Dentistry Today* October, 80-5. (1994a)
18. ATRIZADEH, F., KENNEDY, J., ZANDER, H.: Ankylosis of Teeth Following Thermal Injury, *Journal of Periodontal Research*, 6, 159-67. (1971)
19. ERIKSSON, A.R., ALBREKTSSON, T.: The Effect of Heat on Bone Regeneration. *Oral Surg.*, 42, 705-11. (1984)
20. POLSON, A.M., KENNEDY, J.E., ZANDER, H.A.: Trauma and Progression of Marginal Periodontitis In Squirrel Monkeys. *Journal of Periodontal Research*, 9, 100-7. (1973)
21. BARKHORDER, R.A., GOODIS, H.E., WATTANABE, L., KOUMDJIAN, J.: Evaluation of Temperature Rise on The Outer Surface of Teeth During Root Canal Obturation Techniques. *Quint. Int.*, 21, 585-88. (1990)
22. ROMERO, A.D., GREEN, D.B., WUCHERPFENNIG A.L.: Heat Transfer to the Periodontal Ligament During Root Obturation Procedures Using an In Vitro model, *J. Endodon.*, 26, 85-87. (2000)
23. MARLIN, J., SCHILDER, H.: Physical Properties of Gutta-Percha When Subjected to Heat and Vertical Condensation. *Oral Surg. Oral Med. and Oral Path.*, 36, 872-79. (1973)

24. WELLER, R.N., KOCH, K.A.: In vitro Radicular Temperatures Produced by Injectable Thermoplasticized Gutta-Percha. *Int. Endod. J.*, 28, 86-90. (1995)
25. SILVER, G.K., LOVE, R.M., PURTON, D.G.: Comparison of Two Vertical Condensation Obturation Techniques: Touch'n Heat Modified and System B. *International, Int. Endod. J.*, 32, 287-95. (1999)
26. LEE, F.S., VAN CURA, J.E., BEGOLE, E.: A Comparison of Root Surface Temperatures Using Different Obturation Heat Sources, *J. Endodon.*, 24, 617-20. (1998)
27. FLOREN, J.W., WELLER, R.N., PASHLEY, D.H., KIMBROUGH, W.F.: Changes In Root Surface Temperature With In Vitro Use of The System B HeatSource, *J. Endodon.*, 25(9), 593-95. (1999)
28. WELLER, R.N., JURCAK, J.J., DONLEY, D.L., KULLILD, J.C.: A New Model System for Measuring Intracanal Temperatures, *J. Endodon.*, 17(10), 491-94. (1991)
29. GUTMANN, J.L., RAKUSIN, H., POWE, R., BOWLES, W.H.: Evaluation of Heat Transfer During Root Canal Obturation With Thermoplasticized Gutta-Percha. Part II. In Vivo Response to Heat Levels Generated, *J. Endodon.*, 13(9), 441-48. (1987)
30. YEE, F.S., MARLIN, J., KRAKOW, A.A., GRON, P.: Three-Dimensional Obturation of The Root Canal Using Injection Molded, Thermoplasticized Dental Gutta-Percha, *J. Endodon.*, 3, 168-74. (1977)

31. MATTHEWS, L.S., HIRSCH, C.: Temperatures Measured in Human Cortical Bone When Drilling, *Journal of Bone and Joint Surgery*, 54A, 297-308. (1977)
32. RHINELANDER, F., NELSON, C.L., STEWART, R.D., HEWART, C.L.: Experimental Reaming of the Proximal Femur And Acrylic Cement Implantation. Vascular and Histologic Effects, *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 141, 74-89. (1979)
33. HARISIADIS, L., HALL, E.J., KRALYEVIC, U., BOREK,C.: Hyperthermia: Biological Studies at the Celular Level, *Radiation Biology*, 117, 447-52. (1975)
34. JARBY, S., DANSGAARD, W.: Thermal Effect of Different Operations on Teeth, *Odontologisk Tidskrift*, 67, 210-40. (1959)
35. NICHOLAS, J.V., WHITE, D.R.: An Introduction to Temperature Measurement and Calibration, *Traceable Temperatures*, Wiley and Sons, 239-70, , Chicester, England, UK. (1994)
36. GOODMAN, A., SCHILDER, H., WINTHROP, A.: The Thermomechanical Properties of Gutta-Percha. Part IV. A Thermal Profile Of The Warm Gutta-Percha Packing Procedures, *Oral Surg.*, 5, 544-51. (1981)
37. WILLIAMS, K.L.: Thermography In Diagnosis of Varicose Veins And Venous Insufficiency, *Bibliograph Radiology*, 5, 127-29. (1969)
38. BAILLIE, A.J., BIAGIONI, P.A., FORSYTH A., GARIOCH, J.J., MCPHERSON D.: Thermographic Assessment of Patch-Test Responses, *Br. Journal of Dermatol*, 122(3), 351-60. (1990)

39. HUSSEY, D.L., BIAGIONI, P.A., MCCULLAGH, J.J.P., LAMEY, P.J.: Thermographic Assessment of Heat Generated on the Root Surface During Post Space Preparation, *Int. Endod. J.*, 30, 187-90. (1997)
40. BIAGIONI, P.A., LONGMORE, R.B, MCGIMPSEY, J.G., LAMEY, P.J.: Infrared Thermography – Its Role in Dental Research With Particular Reference to Craniomandibular Disorders, *Dentomaxillofacial Radiology*, 25, 119-24. (1996)
41. MCCULLAGH, J.J.P., BIAGIONI, P.A., LAMEY, P.J., HUSSEY, D.L.: Thermographic Assessment of Root Canal Obturation Using Thermomechanical Compaction, *Int. Endod. J.*, 30, 191-95. (1997)
42. MCCULLAGH, J.J.P., SETCHELL, D.J., GULABIVALA, K., HUSSEY, D.L., BIAGIONI, P., LAMEY, P.J., BAILEY, G.: A Comparison of Thermocouple and Infrared Thermographic Analysis of Temperature Rise on the Root Surface During the Continuous Wave of Condensation Technique, *Int. Endod. J.*, 33, 326-32. (2000)
43. GAUSSORGUES, G.: *Infrared Thermography*. London. England UK: Chapman & Hall, 36-43. (1994)
44. DARENDELİLER, S.: *Sonlu Elemanlar Yöntemi Kullanılarak Yapılan Üç-Boyutlu Gerilme Analizi İle Mine Preperasyon Teknikleri Ve Pin Kullanımı Kapsayan Çeşitli Ön Diş Restorasyonlarının Kıyaslanarak Kırılma Olasılığı En Az Olan Retorasyon Tipinin İncelenmesi*. Doktora Tezi, Gazi Üniv. Dişhek. Fak., Diş Hast. Ve Ted. Anabilim Dalı, Ankara. (1988)

45. AGRYRIS, J., KEYSEL, S.: *Energy Theorems and Structural Analysis*, 1th Ed. Butterworth Scientific Publications, London. (1960)
46. TURNER, M., CLOUGH, R., MARTIN, H., TOOP, L.: *Stiffness and Deflection Analysis of Complex Structures*, *Journal of Aero. Sci.*, 23(9), 215-30. (1956)
47. PROOS K.A., SWAIN M.V., IRONSIDE J., STEVEN G.P. *Influence of Cement On A Restored Crown of A First Premolar Using Finite Element Analysis*. *International Journal Of Prosthodontics*, 16(1), 82-90. (2003)
48. HEDIA, H.S.. *Stress and Strain Distribution Behaviour In The Bone Due To The Effect of Cancellous Bone, Dental Implant Material and The Bone Height*, *Biomed. Mater. Eng.*, 12(2), 111-19. (2002)
49. REES, J.S., HAMMADEH, M., JAGGER, D.C.: *Abfraction Lesion Formation In Maxillary Incisors, Canines and Premolars: A Finite Element Study*, *European Journal of Oral Science*, 111(2), 149-54. (2003)
50. XIN, H., MA, X., YING, L., ZHANG, S., QIAN, Z.: *The Application of Infinite Element Method to Endosseous Implant Stress Analysis*, *Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi*, 37(3), 183-86. (2002)
51. VASQUEZ, M., CALAO, E., BECERRA, F., OSSA, J., ENRIQUEZ, C., FRESNEDA, E.: *Initial Stress Differences Between Sliding and Sectional Mechanics With an Endosseous Implant as Anchorage: A 3-Dimensional Finite Element Analysis*, *Angle Orthodontics*, 71(4), 247-56. (2001)

52. JEON, P.D., TURLEY, P.K., TING, K.: Three-Dimensional Finite Element Analysis of Stress In The Periodontal Ligament of The Maxillary First Molar With Simulated Bone Loss, *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.*, 119(5), 498-504. (2001)
53. TOPARLI, M., AYKUT, H. SASAKI, S.: Temperature and Thermal Stress Analysis of A Crowned Maxillary Second Premolar Tooth Using Three-Dimensional Finite Element Method, *Journal of Oral Rehabilitation*, 30(1), 99-105. (2003)
54. DARENDELILER, S., DARENDELILER, H., KINOĞLU, T.: Analysis of Central Maxillary Incisor By Using A Three-Dimensional Finite Element Method, *Journal of Oral Rehabilitation*, 19(49), 371-83. (1992)
55. LENZ, J., KESSEL, S.: Thermal Stresses In Metal-Ceramic Specimens For The ISO Crack Initiation Test (Three-Point Flexure Bond Test), *Dent. Mater.*, 14(4), 277-80. (1998)
56. TELLI, C., GULKAN, P.. Stress Analysis During Root Canal Filling By Vertical And Lateral Condensation Procedures: A Three-Dimensional Finite Element Model of A Maxillary Canine Tooth, *British Dental Journal*, 185(2), 79-86. (1998)
57. YANG, H.S., LANG, L.A., GUCKES, A.D., FELTON, D.A.: The Effect of Thermal Change On Various Dowel-and-Core Restorative Materials, *Journal of Prosthetic Dentistry*, 86(1), 74-80. (2001)
58. YAMAN, S.D., ALACAM, T., YAMAN, Y.. Analysis of Stress Distribution In A Maxillary Central Incisor Subjected to Various Post and Core Applications, *J. Endodon.*, 24(2), 107-11. (1998)

59. COOK, S.D., KLAWITTER, J.J., WEINSTEIN, A.M.. A Model For The Implant Bone, Interface Characteristics of Porous Dental implants, Journal of Dental Research, 64(2), 147-50. (1985)
60. MOSS, M.L., SKALAK, R., PATEL, H., SEN, K., MOSS, S.L., SHINOZUKA, M., VILMAN, H.: Finite Element Method of Modelling Cranio-Facial Growth, Am. J. Orthod., 87, 453-70. (1985)
61. DAYANGAÇ, B.: Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi ile MOD Amalgam Dolgu Kırılma Olasılığını Azaltabilecek Kavite Şeklinin İncelenmesi. Doçentlik Tezi, Hacettepe Üniv. Dişhek. Fak., Konservatif Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Ankara (1978)
62. PETERS, M.C.R.B., POORT, H.W.: Biomechanical Stress Analysis of The Amalgam Tooth Interface, Journal of Dental Research 62(3), 358-62. (1983)
63. BORCHERS, L., REICHART, P.. Three-Dimensional Stress Distribution Around a Dental Implant at Different Stages of Interface Development, Journal of Dental Research, 62(2), 155-59. (1983)
64. TOPARLI, M., GOKAY, N., AKSOY, T.: An Investigaiton of Temperature and Stress Distribution on A Restored Maxillary Second Premolar Tooth Using A Three-Dimensional Finite Element Method, Journal of Oral Rehabilitation, 27, 1077-81. (2000)
65. WHEELER, R.C.: An Atlas of Tooth Form. Fourth Edition. Individual Tooth Form, Maxillary Arch, Maxillary Canine, 36-40. (1969)

66. HOLMAN, J.P.: Heat Transfer. Fourth Edition. 7th Chapter; 253. McGraw-Hill. (1976)
67. ERIKSSON, A.R., ALBREKTSSON, T.: Swed. Dent. J., 6; 262. (1982)
68. SAUNDERS, E.M.: In Vivo Findings Associated With Heat Generation During Thermomechanical Compaction of Gutta-Percha. Part I. Temperature Levels at The External Surface of The Root, Int. Endod. J., 23, 263-67. (1990)
69. SAUNDERS, E.M.: In Vivo Findings Associated With Heat Generation During Thermomechanical Compaction of Gutta-Percha. Part II. Histological Response to Temperature Elevation on The External Surface of The Root, Int. Endod. J., 23, 268-74. (1990)
70. SAUNDERS, E.M.: In Vitro and In Vivo Investigations Into Root Canal Obturation Using Thermally Softened Gutta-Percha Techniques. PhD Thesis, University of Dundee. (1988)
71. SWEATMAN, T.L., BAUMGARTNER, J.C., SAKAGUCHI, R.L.: Radicular Temperatures Associated With Thermoplasticized Gutta-Percha, J. Endodon., 27(8), 512-15. (2001)
72. BEHNIA, A., MCDONALD, N.J.: In vitro Infrared Thermographic Assessment of Root Surface Temperatures Generated by The Thermafil Plus System, J. Endodon., 27(3), 203-5. (2001)
73. LIPSKI, M., WOŹNIAK, K.: In Vitro Infrared Thermographic Assessment of Root Surface Temperature Rises During Thermafil Retreatment Using System B, J. Endodon., 29(6), 413-15. (2003)

74. SOYENKOFF, B.C., OKUN, J.H.: Thermal Conductivity Measurements of Dental Tissue With The Aid of Thermistors, *J. Am. Dent. Assoc.*, 57, 23-30. (1958)
75. JARBY, S.: On Temperature Measurements In Teeth, *Odontologisk Tidskrift*, 66, 421-71. (1958)
76. HEITHERSAY, G.S., BRÄNNSTRÖM, M.: Observation on Heat Transmission Experiments With Dentin. 1. Laboratory Study, *Journal of Dental Research*, 42, 1140-145. (1963)
77. BROWN, W.S., DEWEY, W.A., JACOBS, H.R.: Thermal Properties of Teeth. *J. Dent. Research*, 49, 752-55. (1970)
78. MORRIS, C.C., MYERS, R., FIELD, S.B.: The Response of The Rat Tail to Hyperthermia, *British Journal of Radiology*, 50, 576-80. (1977)
79. LUNDSKOG, J.: Heat and Bone Tissue. Thesis, *Scandinavian Journal of Plastic and Reconstructive Surgery*, supplement 9. (1972)