

Dental İşlemlerde Kullanılan Frez Tiplerinden Birkaçının Sıcaklığa Etkisinin Sonlu Elemanlar Metodu ile Modellenmesi

Sinan SEZEK

Atatürk Üniversitesi, Aşkale Meslek Yüksekokulu Elektrik ve Enerji Bölümü
ssezek@atauni.edu.tr

(Geliş/Received: 08.04.2016; Kabul/Accepted: 27.07.2016)

Özet

Dental diş ve kemik kesme operasyonlarında yaşanan dokuların deforme olmaması çok önemlidir. Yaşayan dokular hastanın operasyon sonrası iyileşmesini hızlandıracağı gibi aksi durumda iyileşmeyi engelleyebilir. Dental ve kemik delme, kesme gibi operasyonlarda dokunun canlı kalmasını sağlamak için operasyon sıcaklığı tespit edilmeli ve bu sıcaklıklarda nekroz sıcaklığı derecesine çıkılıp çıkılmadığı kontrol edilmelidir. Çalışmada dental operasyonlarda kullanılan frezlerin operasyon esnasında ortaya çıkardığı sıcaklık dağılımlarının tespiti için yapılmıştır. 1,5 ve 2,2 bar basınçta yapılan dental operasyon sırasında frezin temas ettiği alanlardaki sıcaklık değişimleri tespit edilmiş ve bu frezler arasındaki fark gösterilmiştir. Bu çalışmada laboratuvar sonuçları ve SEM modeli ile karşılaştırmalar yaparak meydana gelen sıcaklık dağılımları belirlenmiştir. Frez tipine göre çıkarılan sıcaklıkların nekroz sıcaklığı bölgesinde kaldığı ancak aeratör basıncının yüksek olduğu durumlarda nekroz bölgesinin üst sınırına yaklaştığı görülmüştür.

Anahtar Kelimeler: Dental Frez, Dental Sıcaklık Dağılımı, SEM, Dental Nekroz Sıcaklığı.

Modelling Effects of Some Dental Burs Types on Temperature by Fem

Abstract

It is essential not to deform living tissues during dental surgeries involving teeth and dentine cutting operations. Presence of living tissues would accelerate post-operative recovery of the patient. On the contrary, deformation in living tissues is quite likely to impede recovery. During dental surgeries involving operations such as bone drilling and cutting, operation temperature should be determined to ensure that the living tissues remain mostly undeformed and checks should be made to identify whether necrosis temperature degree has been reached at those temperatures. Our study has been conducted to determine temperature degrees generated during the operation due to use of dental drills in dental surgeries. Changes in temperature occurring at drill contact areas during dental operations carried out at a pressure of 1.5 and 2.2 bars have been identified and respective differences have been shown accordingly. In this study, comparisons with lab results and FEM model have been made to determine temperature distribution patterns. It has been observed that temperatures reached according to the type of dental drill used have remained within the boundaries of necrotic temperature area but approached the upper limit of necrotic area in cases where the pressure of aerator was high.

Keywords: Dental Drill, Dental Temperature Distribution, FEM, Dental Necrotic Temperature.

1. Giriş

Kemik delme ve kesme işlemlerinde belirli sıcaklıklara çıkmamak çok önemlidir. Dokularda meydana gelecek termal nekroz doku tahribatını artırabilir [1]. Sondaj sırasında meydana gelen sıcaklıkları kontrol etmek hatta kontrol altında tutmak gerekir. Kesme parametreleri tüm kemik ve diş kesme operasyonlarında aynıdır. Kemik kesme, delme ve sondaj işlemlerinin tümünde kesme hızı, kesme basıncı, ortam koşulları ve soğutma sıvısının büyük önemi vardır [2]. Dental

operasyonlarda diş üzerinde meydana gelen sıcaklıkların dişin nekroz sıcaklığının araştırılması açısından önemli olduğu yapılan çalışmalarda gösterilmiştir [3, 4]. Uygulanan basıncın yeterliliği ve teçhizatı kullanım becerisi de işin içine girmektedir. Kesme işlemi enine veya boyuna yapıldığı takdirde nasıl bir sonuç çıkacağı kemiğin veya dişin anizotropik özellikleriyle doğrudan ilişkilidir [5, 6]. Kesme sırasında dişte meydana gelebilecek ısı dağılımı ve bunun etkilerinin anlaşılması amacıyla yapılan çalışmalar nekroz sıcaklığının

belirlenmesi açısından önemli olmuştur [7]. Nekroz sıcaklığını belirlemek için kullanılan birçok metot vardır. Bunun yanında bazı matematiksel modeller de geliştirilmiştir [8-10]. Kesme ve delme işlemlerinde yukarıda saydığımız parametrelerin dışındaki talaş oluşumu ve morfolojisinin de oldukça önemli olduğu yapılan çalışmalarda kanıtlanmıştır [11-13]. Kesme ve delme işlemlerinden elde edilen parametreler optimize edilmeye çalışılmış ve gruplandırılmıştır. Genç, yaşlı veya kesme, parlatma, taşlama şeklinde sınıflara ayrılmıştır [14, 15]. Nekroz meydana gelmemesi için yapılan bu çalışmalarda soğutma sıvısı sıcaklığının da önemi vurgulanmış ısı transferi hesaplamaları yapılmıştır [16]. Elde edilen sonuçlar ışığında kemik kesme, delme ve taşlama operasyonları ortopedik operasyonlarda yeteri sayıda yapılarak optimize edilmiştir. Elde edilen bu bilgiler ışığında nekroz sıcaklığının ölçülmesi için dental operasyonlar ele alınmıştır. Laboratuvar çalışmasının ardından sonlu elemanlar modeli ile operasyon sıcaklığı belirlenmiştir.

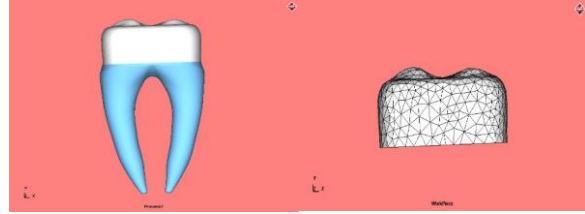
2. Sonlu Elemanlar Modeli (SEM)

Dental diş kesme işlemlerinde aynı ortopedik kemik delme işlemlerinde olduğu gibi sıcaklık çok önemlidir [6]. Sıcaklığın 51 °C yi aşması hücrelerde meydana gelmesi muhtemel problemleri de beraberinde getirecektir. Yapılan bu çalışmada deneysel işlemleri tamamlanan dental diş kesme, düzleştirme işlemlerinde sıcaklık dağılımının araştırılması yapılmış olup, sonlu elemanlar yöntemi ile karşılaştırılmıştır. SEM metodu uygulaması için MSC Forming V10 programı kullanılmıştır. sonlu elemanlar yönteminde (SEM) kullanılan parametreler aşağıdaki gibidir.

Tablo 1. Dişin mekanik özellikleri [6]

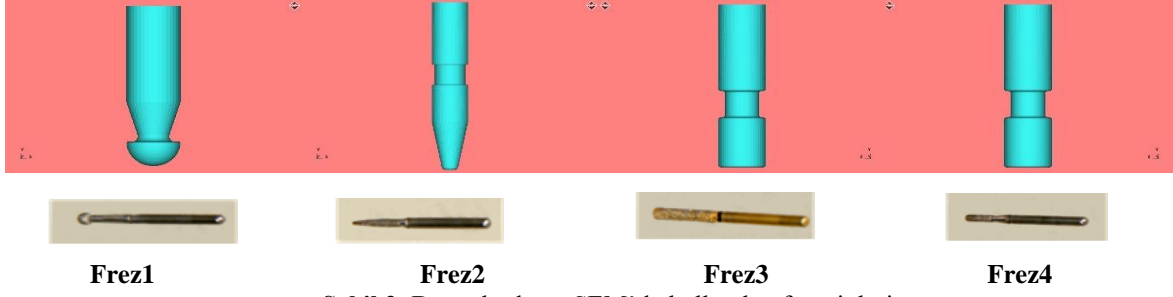
Özısı (cal/g °C):	0.27+-0.001
Isı Transferi Katsayısı (cal/cms °C):	10.0X10
Akma Gerilmesi:	48 MPa
Uzama % :	% 0.9
Elastisite Modülü:	10.2MPa
Poisson Oranı:	0.36
Kayma Gerilmesi:	3.6GPa
Ortam Sıcaklığı	36.5 °C

Diş için (genç+yaşlı) mekanik özelliklerinin ortalamasının[6] tanımlandıktan sonra sonlu elemanlarda kullanılacak 3D modeli Şekil 1'deki gibi oluşturulmuştur. Modelde iki alan tanımlanmıştır. 1. Kısım frezin temas ettiği alan (beyaz) 2. Kısım diş modelinin kök kısmıdır. Modelleme ve SEM analizlerinde ele alınan kısım frezin temas ettiği dişin üst kısmı olarak düşünülmüştür. Frez basıncının diş üzerine bir etkisi yoktur. Basınç değerleri sadece Frez devir sayısı ile ilişkilidir. Frez devir sayısı 350.000 veya 400.000 d/dk arasındadır ve SEM'de 400.000 d/dk alınmıştır. Frezin diş içerisine girip plastik deformasyona sebep olmasını önlemek için deplasman tanımlanmıştır. Bu değer 0.01 mm dir.



Şekil 1. 3D SEM diş modeli ve mesh

Kemik dişin mesh işleminde aşırı farklılık göstererek topoğrafyanın iyi bir şekilde mesh lenmesi için MSC firması tarafından özel olarak geliştirilen SIMesh kullanılmış olup eleman boyutu 0.8 mm ve eleman tipi üçgen fakat birbirine bağlı ve dinamik (trias) bağ olup optimum toplam 898 eleman ile modellenmiştir. Dental operasyonlarda frezler kullanıldığında dişin kopması söz konusudur. Simülasyonda dişin kopması programın hata vermesine sebep olur. Mesh lerde meydana gelebilecek bu problemin düzeltilmesi için yeniden meshlemeye ihtiyaç duyulmuştur. Diş modelin analiz sırasında mesh'inin deforme olmasının önlenmesi için ve mesh elemanlarının bozularak işlemleri engellemesine karşı yeniden meshleme işlemi yapılmıştır. Yeniden meshleme işleminde gerilme değişimi 0.4 ve mesh boy oranı 0.14 olarak diş modellemesi tamamlanmıştır. Ortam sıcaklığı dişin vücut içerisinde olması nedeniyle 36.5 °C olarak ele alınmış ve model bu şekilde oluşturulmuştur.



Şekil 2. Deneysel ve SEM'de kullanılan frez tipleri.



Şekil 3. Frez tipleri ve mesh yapısı

Frez tipinden bağımsız olarak frezin etki ettiği süre 10 s olarak belirlenmiş olup bu değer diş hekimlerine danışılarak belirlenmiştir. Kullanılan frez tipleri Şekil 2 de gösterilmiştir. Frez tipi 2 ve 3 diş kesme işleminde 1 ve 4 ise düzeltme, pürüzleri giderme ve aynı zamanda taşlama, parlatma işlemlerinde kullanılmaktadır. Diş kesim işlemi sürtünme katsayısı yüksek olan ve aynı zamanda detaylı olarak en uç noktalara ulaşabilecek bir frez ile başlayıp (frez 2 ve 3) düzeltme işlemi frez tipi 4 ile devam ederek 1 ile bitirilmektedir (bu kullanım şekli doktor ve el becerisine göre değişmektedir). Frez tipi 3 ve 4 modeli aynı görünmesine karşın aslında modelleme işleminde girilen değerler birbirinden farklıdır. Örnek olarak frez 1 in sürtünme katsayısı coulomb 0.5 iken frez tipi 2, 0.7 Frez tipi 3, 0.7 ve frez tipi 4 ün sürtünme katsayısı 0.5 olarak tanımlanmıştır.



Şekil 4. SEM Modeli

Yukarıda bahsedildiği gibi frez tipi 2 ve 3 ün amacı kesme işlemidir. Bu yüzden sürtünme katsayıları daha yüksek değerde alınmıştır.

Diğer frez tipleri olan 1 ve 4 ün ise amacı düzeltme ve bir nevi parlatma işlemidir. Bu sebepten dolayı sürtünme katsayısı, amacı kesme işlemi olan diğer frez tiplerine göre daha düşük alınmıştır. Frez tiplerinde kullanılan mesh stili üçlü (trias) olup Şekil 3'te gösterilmiştir.

3. Mevcut Deneysel Veriler

Diş kesme deneylerinde, işlem yapılan diş dokusundaki ısı oluşumuna etkisi olan üç parametrenin değişik seviyeleri araştırılmıştır [17]. Makalede deneysel çalışma verileri için Karaca (2011) yapmış olduğu çalışmalardan yararlanılmıştır. Bunlar; diş kalitesi (25 yaş altı, 25 yaş üstü olmak üzere iki grup), dört farklı frez tipi ve iki farklı aeratör başlığı devridir. Bunlardan aeratör başlığının devir sayısı değişimi, aeratör başlığına gelen hava basıncının değiştirilmesiyle elde edilmiştir. Deney esnasında kesme bölgesine ait sıcaklıklar, yine termokupl vasıtasıyla ölçülerek bir masaüstü bilgisayara anlık olarak kaydedilmiştir. Tablo 2'de diş kesme deneylerinde sıcaklık oluşumuna etkisi olan parametreler ve bunların seviyeleri ile gerçekleştirilen kesme işlemleri neticesinde ölçülen sıcaklık değerleri verilmiştir. Yapılan deneysel çalışmalar sonucunda elde edilen sıcaklık ölçüm sonuçlarının grafikleri SEM analizi ile birlikte verilmiştir. Tablo 2 incelendiğinde, çalışma basıncının ve dolayısıyla çalışma devrinin artmasıyla birlikte sıcaklık değerlerinin de tüm frez tiplerinde arttığı gözlenmiştir[17]. Çalışma devrinin artırılmasıyla

kesme bölgesinde meydana gelen sürtünme katsayısının artışı neticesinde sıcaklığın yükseldiği ileri sürülebilir. Deneysel sonuçlardan elde edilen bir bulgu da diş kalitesinin yani diş yaşının da etkili bir parametre olduğudur. Tüm grafiklerden de görüleceği üzere yaşlı numunelerin sıcaklık değerleri kullanılan tüm frez tiplerinde ve uygulanan tüm basınç değerlerinde genç numunelerle karşılaştırıldığında daha yüksek seyrettikleri görülmektedir [17].

Bunun nedeni olarak, diş kalitesinde yaşlı dişlerin bünyelerinde ihtiva ettikleri mineral madde miktarı yoğunluğunun fazla olması sebebiyle daha sert bir yapıya, genç dişlerin mineral madde yoğunluğunun daha az olması nedeniyle daha yumuşak bir yapıya sahip olmasının bu sonucu ortaya çıkardığı düşünülmektedir. Neticede sert malzemenin yumuşak malzemeye göre kesme işlemlerinde daha yüksek sıcaklık doğurduğu bilinen bir gerçektir [17].

4. SEM Sonuçları

Aerator basıncının iki farklı değer ile ele alınmasının ardından diş yapısının da iki farklı şekilde ele alınması söz konusu olmuştur. Dental yapı açısından genç ve yaşlı olarak iki farklı tipte diş ele alınmış olup bunlar 25 yaş altı ve üzeri iki grup numunedir.

Tablo 2. Genç ve yaşlı dişlerin aerator basıncına bağlı sıcaklık değişimi [17]

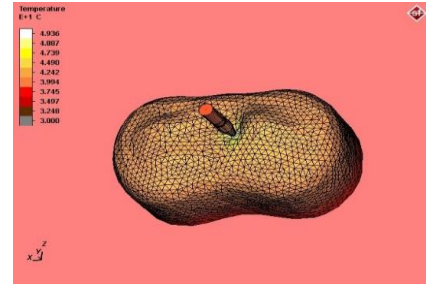
		Sıcaklık (°C)	
Frez Tipi	Basınç (Bar)	Genç	Yaşlı
1	1.5	37.751	43.099
	2.2	47.507	48.365
2	1.5	40.096	46.552
	2.2	46.649	50.539
3	1.5	40.096	45.022
	2.2	44.543	48.933
4	1.5	36.276	39.608
	2.2	40.777	41.749

Bilindiği üzere tüm kemik yapıları anizotropiktir. Farklı noktalarda farklı mekanik özellikler gösterirler. Diş için de aynı şeyi söylemek mümkündür. Bu sebeple 25 yaş altı ve üstü yapılan ölçümlerde ortalama sıcaklıklar ele alınmış sonlu elemanlar ile yapılan çalışma da

ortalama sıcaklıklar üzerinden deneysel veriler ile karşılaştırılmıştır.

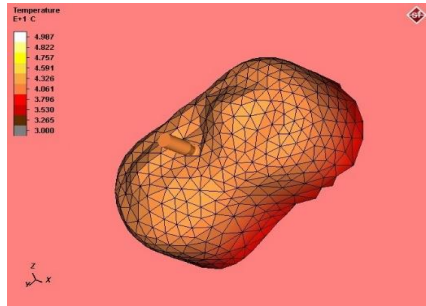


a



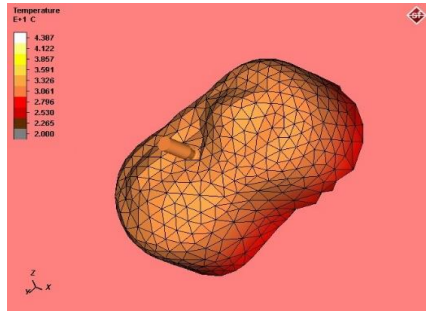
b

Şekil 5. Frez 2 nin SEM analizi ile sıcaklık



dağılımı sonuçları a) 1.5 bar b) 2.2 bar

a



b

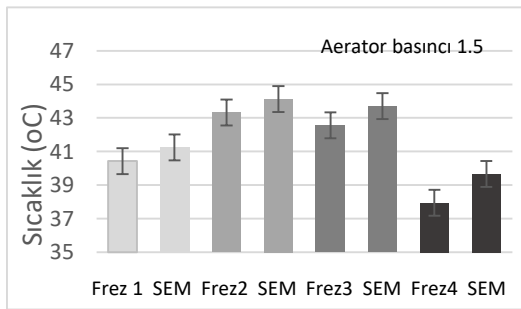
Şekil 6. Frez1'in FEM Sıcaklık dağılımı a) 1.5 bar b) 2.2 bar

Proses sırasında frez 2'nin sıcaklık dağılımı SEM analizi yardımıyla tespit edilmiştir (Şekil

5). Sıcaklık frez2 nin uç kısmının konik olması ve aynı zamanda konik açının küçük olması sebebiyle sadece işlem yapılan noktada sıcaklık yükselmiştir. frez 2 ile yapılan dental operasyonda sıcaklık dağılımında frez 2'nin temas ettiği noktalarda lokal sıcaklık artışı görülmüştür.

Frez 1 de ise sıcaklık dağılımı frez 2'den daha farklıdır. Frez2'nin uç kısmı küresel olduğu için ve frez1'e göre daha fazla sürtünme alanı oluşturmaktadır (Şekil 5-6). Frez1'de meydana gelen sıcaklık dağılımının aksine dişin neredeyse tamamında sıcaklığın arttığı görülmüştür. Bu frez ucunun diş üzerindeki sıcaklık dağılımına etkisi oldukça fazla olduğu görülmektedir. Lokal artıştan ziyade genel bir sıcaklık artışı dağılımı görülmüştür. Frez4 ile yapılan işlemde sıcaklık dağılımının frez1'e benzediği görülmüştür. Frez4 ile yapılan işlemde sıcaklığın frez4 ün sadece temas ettiği noktalarda arttığı, frezin temas etmediği noktalarda artmadığı tespit edilmiştir.

Proses sırasında sıcaklığın, frez 4 ün sadece temas ettiği yüzeylerde artması, frez 1 ve frez 2 den farklı olarak belirlenmiştir (Şekil 6). Aeratör basıncı 1.5 bar iken elde edilen sonuçlarda frez tipine bağlı olarak diş üzerinde meydana gelen sıcaklık değerlerinin nekroz sıcaklığına yakın olduğu tespit edilmiştir. Frez tiplerinden 2 ve 3 ün sıcaklık değerleri sırasıyla 43.3 ve 42.5 °C dir (Şekil 7). Sonlu elemanlar değerleri ise 44.1 ve 43.7 °C olarak elde edilmiştir. Frez 1 ve 4 için 40.4 ve 37.9 °C sıcaklık deneysel olarak ölçülmüştür. SEM analizlerinde ise 41.2 ve 39.6 °C olarak ölçülen bu değerlerin nekroz sıcaklığının çok altında olduğu tespit edilmiştir.

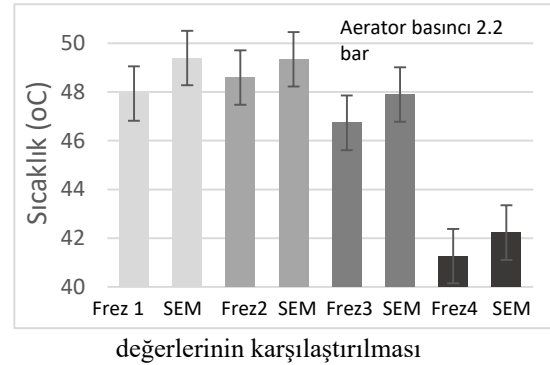


Şekil 7. Aeratör basıncı 1.5 bar iken deneysel ve SEM değerlerinin karşılaştırılması

Aeratör basıncının 2.2 bar olduğu durumda ise sıcaklıkların ortalama nekroz sıcaklığının üst sınır aralığında olduğu gözlemlenmiştir. Nekroz

sıcaklığının 46.5 – 51 °C olduğu düşünüldüğünde bu değerlerin kabul edilebilir olduğunu söyleyebiliriz. Özellikle frez 1 ve 2 de sıcaklığın nekroz sıcaklığına yaklaşarak 47.9 ve 48.6 °C ye ulaştığı görülmüştür. SEM analizlerinde ise bu değerler 49.4 ve 49.3 °C olarak tespit edilmiştir. Aeratör basıncının 2.2 bar olmasının operasyon sıcaklığına etkisinin oldukça fazla olduğu görülmektedir. Aeratör basıncı ile birlikte diş operasyon sırasında nekroz sıcaklığına yaklaşmıştır. Tüm frezler incelendiğinde aeratör basıncı 1.5 bar olduğunda meydana gelen sıcaklık artışı yaklaşık 42 °C civarında iken (frez4), 2.2 bar lık aeratör basıncında bu değer 49 °C civarına çıkmakta (frez1-2) ve kritik nekroz sıcaklığına yaklaşmaktadır (Şekil 8). Sıcaklıklar arasında yaklaşık %20 civarında bir değişim gözlenmiştir. SEM analizlerinde aeratör basıncı ile sıcaklık değerleri arasında yaklaşık 8 °C lik bir değişim söz konusu olmuştur.

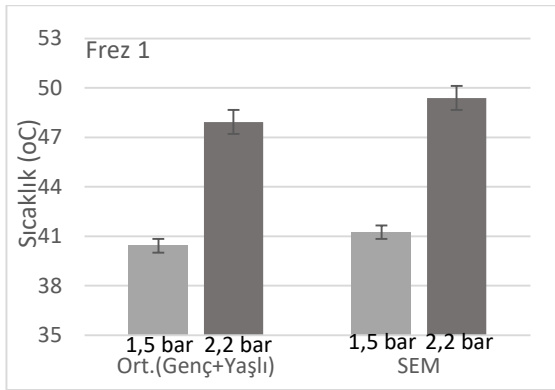
Şekil 8. Aeratör basıncı 2,2 bar iken deneysel ve SEM



Frez tiplerine göre değerlendirildiğinde en fazla sıcaklık değişimi sırası ile frez2, frez3, frez1 ve frez4 şeklinde olduğu görülmüştür. Sürtünme katsayısı arttıkça frezin sebep olacağı sıcaklık artmaktadır. Delme ve yontma başka bir deyişle sondaj çalışması için frez2 ve frez3 daha pürüzlü ve yontma işlemiyle diş sıcaklığını artırdığı söylenebilir. Frez1 ve frez4 ise parlatma ve pürüz alma şeklinde kullanıldığından sıcaklık değişimleri frez2 ve frez3 e göre daha farklı bir değişim göstermiştir. Aeratör basıncı 1.5 bar olduğunda meydana gelen sıcaklık artışı yaklaşık 40 °C civarında iken 2.2 bar lık aeratör basıncında bu değer 49 °C civarına çıkmakta ve kritik nekroz sıcaklığına yaklaşmaktadır (Şekil 9). Sıcaklıklar arasında yaklaşık %20 civarında bir değişim gözlenmiştir. SEM analizlerinde aeratör basıncı ile sıcaklık değerleri arasında

yaklaşık 8 °C lik bir değişim söz konusu olmuştur.

Sürtünme katsayısı arttıkça frezin sebep olacağı sıcaklık değişimi de artmaktadır. Delme ve yontma başka bir deyişle sondaj çalışması için frez2 ve frez3 daha pürüzlü ve yontma işlemiyle diş sıcaklığını artırdığı söylenebilir. Frez1 ve frez4 ise parlatma işlemlerinde kullanıldığından sıcaklık değişimleri frez3 ve frez4 e göre daha farklı bir değişim göstermiştir (Frez1 ve 4 diş Hekimleri tarafından frez1 ve 3 gibi aynı zamanda kesme işlemi için de kullanılmaktadır).



Şekil 9. Aeratör basıncının sıcaklığa etkisi (Frez1)

5. Sonuçlar

Dental operasyonlarda kullanılan frez1,2,3 ve 4 diye adlandırılan kesici uçların operasyon sırasında meydana getirdikleri sıcaklık dağılımları SEM analizi ve deneysel veriler ile elde edilerek karşılaştırılmıştır. Deneysel ve SEM analizleri 1.5 ve 2.2 bar basınçta yapılmıştır. Elde edilen veriler ışığında 1.5 bar basınçta frez2 ve 3'ün sürtünmeyi artırıcı ve aşındırıcı özelliği nedeniyle sıcaklık dağılımının lokal meydana geldiği görülmüştür. Sıcaklık artışının frezlerin temas ettiği noktalarda nekroz sıcaklık bölgesinin alt sınırında yani 44.1 °C larda olduğu görülmüştür. Frez 1 ve 4 te ise sıcaklık dağılımı diş üzerinde lokal olarak meydana gelmekle kalmayıp aynı zamanda tüm diş de etkiler düzeyde sıcaklık dağılımı tespit edilmiştir. 2.2 bar basınçta ise dental operasyon sırasında frez 2 ve 3 aynı şekilde lokal sıcaklık dağılımı göstermiştir. Basınç artması demek frez devir sayısının artması anlamına geldiğinden sürtünme değeri fazla olan bu iki frez de sıcaklık artışı 49.3 °C ye kadar çıkmıştır. Frez 1 ve 4 ün sıcaklık değerleri ise 1.5 bar basınca göre daha

yüksek çıkmış olup 49.39 °C olarak belirlenmiştir. Çalışmada incelenen bu frez tiplerinin tümünde nekroz sıcaklığı olan 51 °C ve üstü derecelere çıkılamamıştır. 1.5 bar basınç ile 2.2 bar basınç arasında yaklaşık %8 sıcaklık farklı oluşmuştur.

6. Kaynaklar

1. Alam, K., M. Khan, and V.V. Silberschmidt, (2014). 3D finite-element modelling of drilling cortical bone: Temperature analysis. *Journal of Medical and Biological Engineering.*, **34**(6): p. 618-623.
2. Alam, K., I.M. Bahadur, and N. Ahmed, Cortical bone drilling: An experimental and numerical study (2015). *Technology and Health Care.* **23**(2): p. 223-231.
3. Gok, K., et al., (2015). Development of a new driller system to prevent the osteonecrosis in orthopedic surgery applications. *Journal of the Brazilian Society of Mechanical Sciences and Engineering*, **37**(2): p. 549-558.
4. Wang, Y., et al., (2014). Experimental investigations and finite element simulation of cutting heat in vibrational and conventional drilling of cortical bone. *Medical Engineering and Physics*, **36**(11): p. 1408-1415.
5. Santiuste, C., et al., (2014). The influence of anisotropy in numerical modeling of orthogonal cutting of cortical bone. *Composite Structures*, **116**(1): p. 423-431.
6. Sezek, S., B. Aksakal, and F. Karaca, (2012). Influence of drill parameters on bone temperature and necrosis: A FEM modelling and in vitro experiments. *Computational Materials Science*, **60**: p. 13-18.
7. Wang, G., et al., (2016). An inverse method to reconstruct the heat flux produced by bone grinding tools. *International Journal of Thermal Sciences*, **101**: p. 85-92.
8. Sui, J., et al., (2014). Mechanistic modeling of bone-drilling process with experimental validation. *Journal of Materials Processing Technology*, **214**(4): p. 1018-1026.
9. Demiral, M., A. Abdel-Wahab, and V. Silberschmidt, (2015). A numerical study on indentation properties of cortical bone tissue: Influence of anisotropy. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, **17**(2): p. 3-14.
10. Liao, Z. and D.A. Axinte, (2016). On chip formation mechanism in orthogonal cutting of bone. *International Journal of Machine Tools and Manufacture*, **102**: p. 41-55.

- 11.** Liao, Z. and D.A. Axinte, (2016). On monitoring chip formation, penetration depth and cutting malfunctions in bone micro-drilling via acoustic emission. *Journal of Materials Processing Technology*, **229**: p. 82-93.
- 12.** Gok, K., A. Gok, and Y. Kisioglu, (2014). Optimization of processing parameters of a developed new driller system for orthopedic surgery applications using Taguchi method. *International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, **76**(5-8): p. 1437-1448.
- 13.** Li, S., et al. (2014). Penetration of cutting tool into cortical bone: Experimental and numerical investigation of anisotropic mechanical behaviour. *Journal of Biomechanics*, **47**(5): p. 1117-1126.
- 14.** Marco, M., et al. (2015). A review on recent advances in numerical modelling of bone cutting. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, **44**: p. 179-201.
- 15.** Gok, A., K. Gok, and M.B. Bilgin, (2015). Three-dimensional finite element model of the drilling process used for fixation of Salter-Harris type-3 fractures by using a K-wire. *Mechanical Sciences*, **6**(2): p. 147-154.
- 16.** Li, C., et al., (2015).Simulation study on effect of cutting parameters and cooling mode on bone-drilling temperature field of superhard drill. *International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, **81**(9-12): p. 2027-2038.
- 17.** Karaca, F. (2011). Diş Hekimliği Uygulamalarında Optimum Diş Kesme ve Delme Analizleri. *NEWSA*, **6**(4).