



Aydın Dental Journal

Journal homepage: <http://dergipark.ulakbim.gov.tr/adj>
DOI: 10.17932/IAU.DENTAL.2015.009/dental_v012i1006



**Dental İmplant Cerrahisinde Osteotomi Bölgelerinde
Isı Oluşumunun Nedenleri ve Kemiğe Etkileri.
Anlatısal Derleme**

**Osteotomy Sites Heat Generation in Dental Implant
Surgery, Causes and Effects on Bone. Narrative
Review**

Emin Celalettin Ün*

ÖZET

Dental implantlar, kaybedilen dişlerin rehabilitasyonunda, fonksiyon ve estetiği ideal karşılayabildikleri için ilk tercih olarak karşımıza çıkar. İmplant osteotomisi sırasında oluşan ısı, osseointegrasyon sürecini etkileyebilen kritik biyomekanik faktörlerden biridir. Meydana gelen sıcaklık artışı kemiğin tolere edebileceği seviyeden fazla olursa termal nekroza neden olur ve dokuda geri dönüşümsüz hücresel hasara yol açar. Bu durum, post operatif iyileşmeyi bozacağı için implantta primer stabilite kaybına ve sonuç olarak implant kaybına neden olabilir. Bu anlatısal derlemenin amacı, implant osteotomisi sırasında kemikte oluşan ısıyı etkileyen faktörleri ve bu faktörlerin biyolojik sonuçlarını mevcut literatür doğrultusunda eleştirel biçimde değerlendirmektir. Bu amaçla PubMed, ScienceDirect ve Google Scholar veri tabanlarında 2000–2025 yılları arasında yayımlanan çalışmalar incelenmiş ve osteotomi sırasında ısı oluşumu ile ilişkili biyolojik, mekanik ve teknik faktörler kavramsal olarak sınıflandırılmıştır. İncelenen çalışmalar, kemik yapısı, dril tasarımı, osteotomi teknikleri ve soğutma yöntemlerinin, termal değişimleri önemli ölçüde etkileyebileceğini göstermektedir. Bununla birlikte literatürde çalışma tasarımlarındaki heterojenlik nedeniyle kesin bir klinik protokol önerisi oluşturmanın güç olduğu görülmektedir. Sonuç olarak osteotomi sırasında termal hasarın önlenmesi için cerrahi tekniklerin biyomekanik prensipler doğrultusunda optimize edilmesi gerekir. Ayrıca bu alanda standardize klinik çalışmalara ihtiyaç olduğu görülmektedir.

Anahtar Kelimeler: Diş implantı, Isı üretimi, Osteotomi.

ABSTRACT

Dental implants are the preferred choice for the rehabilitation of missing teeth because they ideally meet both function and aesthetic requirements. The heat generated during implant osteotomy is one of the critical biomechanical factors that can affect the osseointegration process. If the temperature increase exceeds the level that the bone can tolerate, it causes thermal necrosis and leads to irreversible cellular damage in the tissue. This situation can impair postoperative healing, leading to primary loss of implant stability and ultimately implant failure. The aim of this narrative review is to critically evaluate the factors affecting the heat generated in the bone during implant osteotomy and the biological consequences of these factors considering the current literature. For this purpose, studies published between 2000 and 2025 in PubMed, ScienceDirect, and Google Scholar databases were examined, and the biological, mechanical, and technical factors associated with heat generation during osteotomy were conceptually classified. The studies examined show that bone structure, drill design, osteotomy techniques and cooling methods can significantly affect the thermal changes occurring during osteotomy. However, due to the heterogeneity in study designs in literature, it is difficult to establish a definitive clinical protocol recommendation. Consequently, it is necessary to optimize surgical techniques in accordance with biomechanical principles to prevent thermal damage during osteotomy. Furthermore, there appears to be a need for standardized clinical trials in this field.

Keywords: Dental implant, Heat production, Osteotomy

*Dr. Öğr. Üyesi, e-posta: dtemininun@gmail.com, ORCID: 0009-0002-6481-4110, Hacı Bektaş Veli Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Ağız Diş ve Çene Cerrahisi A.B.D., 2000 Evler Mah. Zübeyde Hanım Cad. Merkez, Nevşehir, Türkiye

Giriş

Dental implantlar 1965 yılında Dr. Brånemark'ın canlı bir hastaya ilk başarılı titanyum implantı yerleştirmesiyle hayatımıza girmiş oldu. Bu keşiften sonra implantın kemikle bağlantısını ifade eden “osseointegrasyon” kavramı doğdu. Osseointegrasyon; implant yüzeyi ve konak kemik doku arasında herhangi bir fibröz doku olmaksızın oluşan direkt bağlantı olarak tanımlanır.¹ Osseointegrasyon sürecinin başarısı birçok faktöre bağlıdır. Ancak bu faktörlerin en önemlisi, implant bölgesindeki kemiğin farklılaşmış ve farklılaşmamış hücrelerinin canlılığını korumasıdır.²⁻⁴ İmplant soketindeki termal hasar, kemik rejenerasyonunu inhibe ederek hiperemiye, fibrozise, osteosit dejenerasyonuna, artmış osteoklastik aktiviteye ve sonuç olarak nekroza yol açar.⁵⁻⁸ Bu durum erken dönem implant kayıplarının önemli bir nedenidir.

İmplant cerrahilerinde implantın yerleşeceği soketin hazırlığında kullanılan döner cihaz uçlarına “dril”, yapılan işleme de “osteotomi” denir. Osteotomi işlemi sırasında kemikte bir miktar ısı oluşur. Bunun ana nedeni kemik dokunun düşük termal iletkenliğidir.⁹ Yapılan bir araştırmaya göre 44 °C'nin üzerindeki sıcaklıklar, kemikte geri dönüşü olmayan hasara neden olmaktadır.¹⁰ Ayrıca Eriksson,¹¹ 40 °C sıcaklığın 7 dakika boyunca veya 47 °C sıcaklığın 1 dakika boyunca uygulanması durumunda kemik hücresi ölümünün meydana geldiğini bildirmiştir.

İmplant bölgelerinde osteotomi sırasında ısı oluşumunu azaltmak için dril materyalleri ve tasarımları, osteotomi teknikleri ve soğutma yöntemlerindeki farklılıklar da dahil olmak üzere çeşitli stratejiler bildirilmiştir. Bununla birlikte ısı oluşumunu etkileyen faktörler konusunda fikir birliği bulunamamış ve literatürde sonuçları birbiriyle çelişen çalışmalara rastlanmıştır. Çalışma tasarımındaki standardizasyon ve tekdüzelik eksikliği, çalışma metodolojisindeki potansiyel yanlılıkla birlikte sonuçların heterojenliğinin nedeni olabilir.

Bu çalışma anlatsal derleme (narrative review) olarak tasarlanmıştır ve implant osteotomisi sırasında kemikte oluşan sıcaklık artışını etkileyen faktörleri, biyomekanik ve biyolojik açıdan eleştirel biçimde değerlendirmeyi ve

mevcut literatür doğrultusunda klinik çıkarımlar ortaya koymayı amaçlamaktadır. Derleme, daha anlaşılır olması için;

- 1-Osteotomi yapılan kemiğin özellikleri
 - 2-Osteotomi teknikleri (hız, kuvvet ve derinlik)
 - 3-Drillerin mekanik özellikleri
 - 4-Soğutma yöntemleri
- şeklinde 4 başlık olarak sunulacaktır.

Çalışma için PubMed, ScienceDirect ve Google Scholar'da Ocak 2000 ila Aralık 2025 tarihleri arasında yayımlanan makaleler arasından kapsamlı bir literatür taraması yapıldı. Taramada “implant site preparation”, “implant osteotomy”, “bone drilling”, “implant drill material”, “heat generation”, “thermal osteonecrosis”, “intrabony temperature” anahtar kelimeleri kullanıldı.

Taranan makaleler 3 aşamalı bir seçim sürecinden geçirilmiştir:

1. Başlık ve özet taraması
2. Uygun çalışmaların tam metin değerlendirilmesi
3. Dahil edilen çalışmalarının kaynakçalarının değerlendirilmesi

Dahil etme kriterleri:

- İmplant bölgesi kemik yapısı; kompakt kemik, süngerimsi kemik
- Dril özellikleri; dril tasarımı, dril malzemesi/kaplaması, dril aşınması
- Osteotomi yöntemleri; tek dril/sıralı dril protokolü, sürekli/aralıklı osteotomi, yüksek hızda/düşük hızda osteotomi, dril ilerleme hızı, drile uygulanan eksenel kuvvet
- Soğutma yöntemi; soğutma sıvısı akış hızı, iç/dış soğutma konularını içeren kontrollü deneysel *in vitro* ve *in vivo* çalışmalar, rastgele kontrollü çalışmalar ve derleme çalışmaları olarak belirlenmiştir.

Hariç tutma kriterleri;

- Eksik ve/veya çelişkili veri içeren çalışmalar
- Vaka raporu çalışmaları/vaka serileri
- Dahil edilme kriterlerinden hiçbirini karşılamayan çalışmalar olarak belirlenmiştir.

Karşımıza çıkan makalelerin başlıkları taranarak birbirine benzer çalışmalardan en kapsamlı ve metodolojik olarak en güçlü olanlar dâhil edilerek diğerleri elendi. Kalan makalelerin de özetleri incelenerek makaleler tam metin okuma için seçildi. Tam metin makaleler ve bunların kaynakçalarından çalışmamıza toplam 56 makale dahil edilmiş oldu. Bu anlatısal derlemede çalışmalar metodolojik kalite açısından sistematik olarak puanlanmamış olup, bulgular kavramsal çerçevede sınıflandırılarak yorumlanmıştır.

Tartışma

Osseointegrasyon, dental implant yüzeyi ile canlı kemik doku arasında doğrudan oluşan fonksiyonel ve yapısal bir bağlantıdır.¹² İmplant yatağını hazırlamak için yapılan osteotomi sırasında oluşan ısı, osseointegrasyonun başarısı üzerinde önemli bir etkiye sahiptir.¹³ Kemik dokusu ısı iletkenliğindeki düşük kapasitesi nedeniyle ıstıyı dağıtamaz. Buna bağlı oluşan kemik hasarı, implantın primer stabilitesini azaltarak implant başarısızlığına yol açabilir.^{9,14} Kemikteki sıcaklığın termal eşik seviyesinin üzerine çıkmasının nekroza neden olabileceği uzun zamandır bilinmektedir. Kemik nekrozu, kemik mimarisinin çökmesine yol açan geri dönüşümsüz bir hücre ölümüdür. Histolojik görüntülerde, implantı çevreleyen kemiğin osteojenik potansiyelini ciddi derecede etkileyebilen bir dizi boş osteositik lakuna ile kendini gösterir.⁹ Kemik dokunun ıstıya maruz kalma süresine bağlı olarak, bildirilen sıcaklık değerlerinin 47 °C ila 70 °C aralığında kemikte geri dönüşümsüz termal hasara neden olduğu bildirilmiştir.^{9,15,16} Bununla birlikte literatürde belirtilen termal eşik değerler arasında önemli farklılıklar bulunması, osteotomi sırasında oluşan termal hasarın tek bir kritik sıcaklık değeri ile açıklanamayacağını göstermektedir. İmplant osteotomisi sırasında oluşan ıstıyı etkileyen faktörler üzerine yapılan çalışmaların sonuçları arasında belirgin tutarsızlıklar bulunmaktadır. Bu durum çalışma tasarımlarındaki farklılıklar, kullanılan deneysel modeller, kemik yoğunluğu varyasyonları ve ölçüm tekniklerindeki heterojenlik ile açıklanabilir. Özellikle *in vitro* ve *in vivo* çalışmaların sonuçlarının doğrudan karşılaştırılabilir olmaması, klinik çıkarımların

genellenebilirliğini sınırlandırmaktadır.^{9,16,17} Bu nedenle implant cerrahisinde termal hasarın önlenmesi, tek bir ideal parametrenin belirlenmesinden ziyade cerrahi tekniklerin çok faktörlü optimizasyonunu gerektirmektedir. Bu bağlamda mevcut literatür, osteotomi sırasında termal hasarın tamamen önlenmesine yönelik kesin bir protokol sunmaktan ziyade klinisyenlere risk azaltıcı stratejiler önermektedir.

İmplant osteotomilerinde kemikteki sıcaklık artışını etkileyen faktörleri şöyle sıralayabiliriz;

Kemik Özellikleri

İnsan kemiği, kortikal kemik ve trabeküler kemik şeklinde iki tabakadan oluşan ve homojen olmayan bir dokudur. Makro olarak gözenekli bir trabeküler iç kısmı çevreleyen yoğun bir kortikal tabakadan oluşur. Kortikal kemik osteonlardan oluşur ve her osteon, konsantrik katmanlar şeklinde sarılmış lameller oluşturan silindirik kollajen liflerden oluşur. Öte yandan trabeküler kemik ise trabekül olarak bilinen rastgele şekillendirilmiş çubuklar ve plakalar sistemidir. Trabeküler kemik genellikle içi kemik iliğiyle dolu büyük boşluklar içerir ve bu da gözenekliliğe neden olur. Genel olarak insan kemiğinin homojen olmaması ve bahsedilen yapısından ötürü implant cerrahisinde osteotomi işlemini oldukça karmaşık hale getirir.¹⁷ Trabeküler kemik, kan damarlarıyla daha iyi beslendiği için ıstıyı hızlı dağıtabilir ve bu nedenle kanlanması zayıf olan kortikal kemiğe göre daha iyi bir rejenerasyon kapasitesine sahiptir. Ayrıca kortikal kemik için osteotomi süresi trabeküler kemiğe göre daha uzun olduğundan sıcaklığın fazla olmasını anlamlı kılar. Bu durum implant cerrahisinden sonra implantın boyun bölgesindeki kemik rezorbsiyonunun nedenlerinden biri olarak gösterilebilir.¹⁸ Erikson ve ark.¹⁹ insan femur kemiğinde yapılan osteotominin tavşan ve köpek kemiklerinde yapılan osteotomilere kıyasla daha yüksek sıcaklıklara (89 °C) ulaştığını gözlemlemiştir. Aynı şekilde Toews ve ark.²⁰ at metakarpal kemiklerinde osteotomi sırasında kortikal kalınlığın artmasının kemikte oluşan sıcaklığı önemli ölçüde artırdığını bildirmiştir. Bunun nedeni olarak da kortikal kalınlığın artmasının osteotomi süresini uzatması ve

böylece sürtünme ısısının birikmesi olduğunu belirtmiştir. Yacker ve Klein²¹ soğutmasız şekilde yapılan osteotomi sırasında drilin yoğun kortikal kemikle temas halindeyken dril sıcaklığının saniyeler içinde 100 °C'yi aştığını, buna karşın yumuşak trabeküler kemiğe girdiğinde sıcaklığın 39 °C'ye kadar düştüğünü bildirmiştir. Çeşitli çalışmalarda aynı canlı türü üzerinde, aynı çalışma koşullarında osteotomi yapılmasına rağmen osteotomi sırasında termal geçişlerde önemli farklılıklar gözlemlenmiştir.²²⁻²⁵ Mevcut farklılıkların beslenme, yaş ve fiziksel aktivite gibi çok sayıda parametreye bağlı olarak aynı türdeki canlılar arasında doku özelliklerindeki doğal farklılıklardan kaynaklandığı düşünülmektedir. Bu durum implant osteotomisi sırasında elde edilen deneysel verilerin klinik ortama genellenmesini güçleştiren önemli bir metodolojik sınırlılık olarak değerlendirilebilir.

Osteotomi Teknikleri

Osteotomi sırasında dril hızına ilişkin incelemeler tutarlı bir eğilim göstermemektedir. Bazı çalışmalar hızdaki artışla kemikteki sıcaklığın arttığını ileri sürüp düşük osteotomi hızı önerirken diğerleri hızdaki artışla sıcaklığın azaldığını öne sürmektedir. Thompson²⁶, in vivo olarak iskelet pimi yerleştirdiği bir çalışmada dril hızının 125 rpm'den 2000 rpm'e çıkarılmasıyla osteotomi giriş noktasından 2,5 mm ve 5 mm uzaklıktaki sıcaklığın arttığını bulmuştur. Buna karşılık Mathews ve Hirsch²⁷, insan kadavra femurlarında osteotomide dönme hızının 345 rpm'den 2900 rpm'e yükseltilmesinin kemik sıcaklığında önemli bir değişikliğe neden olmadığını bildirmiştir. Hillary ve Shuaib²⁸, 3,2 mm'lik dril ile osteotomi sırasında 400 rpm'den 2000 rpm'e kadar hızın artmasıyla kemikte oluşan sıcaklıkta önemli bir azalma olduğunu bildirmişlerdir. Boyne²⁹, Mos³⁰ ve Sportz³¹ tarafından ortopedik cerrahi işlemler sırasında yüksek hızlı döner aletlerin kemik üzerindeki etkisi histolojik olarak incelenmiş ve yüksek hızlı osteotominin düşük hıza göre kemik üzerine daha az zararlı olduğu ileri sürülmüştür. Iyer ve ark.³² tavşan tibiasında in vivo yaptıkları implant osteotomisinde düşük (2000 rpm), orta (30.000 rpm) ve yüksek (400.000 rpm) hızlarda üretilen ısıyı ölçmüş ve dril hızı ile üretilen ısı arasında ters bir ilişki olduğunu gözlemlenmişlerdir. Aynı

çalışmada yaptıkları histolojik incelemeye göre ilk 6 hafta içerisinde implant bölgesinde yüksek hızdaki osteotomide iyileşme oranının ve oluşan yeni kemik kalitesinin düşük veya orta hıza kıyasla daha yüksek olduğunu göstermişlerdir. Reingewirtz³³, sığır femur kortikal kemiğinde yaptığı in vitro çalışma sonucunda sıcaklığın; 400 rpm-700 rpm arasında hızla pozitif, 700 rpm-24.000 rpm arasındaki hızlarda negatif korelasyon gösterdiğini ve daha sonra 40.000 rpm'e kadar sabit kaldığını öne sürmüştür.

Dril hızları üzerine yapılan çalışmalara ek olarak Augustin ve ark¹⁶. ve Brisman³⁴, yaptıkları benzer çalışmalarda aynı dril hızında kemiğe doğru itme kuvvetinin artmasının hem maksimum sıcaklıkta hem de sürelerde azalmaya neden olduğunu ve kemik hasarını en aza indirdiğini bildirmişlerdir. Abouzgia ve James³⁵, 1,5 Newton (N) ila 9 N arasında değişen kuvvetler ve 49.000 rpm dril hızıyla soğutucu olmadan sığır femur kemikleri üzerinde osteotomi deneyleri yapmışlardır. Sıcaklığın, 4 N'ye kadar kuvvetle arttığını ve daha sonra 4 N'den büyük kuvvetlerde azaldığını bulmuşlardır. Kuvvet artışıyla ısı üretim hızının arttığı ancak osteotomi süresinin azaldığı, dolayısıyla daha az ısı üretildiği sonucuna varmışlar ve bu nedenle osteotomi sırasında daha yüksek kuvvetlerin önerildiğini belirtmişlerdir. Ancak uygulanan eksenel kuvvet aşırı yüksek olursa kemikte mikro çatlaklara neden olabilir. Bu nedenle osteotomi kuvvetinin kemik hasarına neden olacak kadar aşırı olmaması ve sürenin mümkün olduğunca kısa tutulması için en uygun ilerleme hızının bulunması gereklidir. Yukarıda bahsedilen çalışma sonuçlarından da anlaşılacağı gibi optimum dril hızı ve eksenel itme kuvveti hakkında net bir gösterge bulunmamaktadır. Bu çelişkili bulgular, osteotomi sırasında oluşan ısının tek bir cerrahi parametre ile açıklanamayacağını ve çok faktörlü bir biyomekanik süreç olarak değerlendirilmesi gerektiğini göstermektedir. Ancak deneysel çalışmaların çoğu, kemik osteotomisi sırasında minimum sıcaklık oluşumu için daha yüksek dril hızı, daha yüksek itme kuvveti ve daha yüksek ilerleme hızı önermektedir.

Osteotomilerde derinlik açısından yapılan karşılaştırmalarda etkinin doğrusal olup

olmadığı yönünde literatürde çelişkili ifadeler mevcuttur. Bazı çalışmalar osteotomi derinliği ile kemikteki sıcaklığın pozitif korelasyon gösterdiğini bildirmiştir.^{28,36-42} Cardioli ve Majzoub⁴⁰, sıgır femur kemiklerinde 2 mm ve 3 mm çapında, 1500 rpm hızda osteotomide 4 mm derinliğe kıyasla 8 mm'lik derinlikte kemikte daha yüksek ısı oluştuğunu gözlemlemişlerdir. Kalindindi³⁹, kemikteki sıcaklığın derinlikle artan davranışını, kemikle dril arasındaki temas süresinin artmasına, bunun da genel sürtünmeyi artırmasına bağlamıştır. Bu çalışmalara karşılık Moshiri ve ark.⁴³ tarafından yapılan çalışma sonucunda diğer parametreler standardize edildiğinde kemik osteotomisinde 6 mm derinlikte kemikteki sıcaklığın 3 mm ve 9 mm'ye kıyasla daha yüksek olduğu söylenmiştir. Yazarlar bu sonucu, osteotomi bölgesinin yüzeysel kısmının hazırlanması sırasında 3 mm'de soğutma etkisi olmasına rağmen 6 mm'de kortikal kemikteki sürtünme ısınmasına harici soğutmanın yeterince etki edememesine bağlamışlardır. Ancak 6 mm'deki sıcaklığın 9 mm'dekine nazaran daha yüksek çıkması, osteotominin daha derin kısımlarında daha yüksek sıcaklık oluştuğunu bildiren çalışmalarla çelişmektedir.

Drillerin Mekanik Özellikleri

İmplant cerrahisinde kullanılan drillerin çoğunluğu; paslanmaz çelik, tungsten karbür karbon, titanyum nitrür gibi kaplamalı metalik malzemelerden veya seramik malzemedir. Literatürde metal ve seramik driller arasında yapılan karşılaştırmalarda kemikte oluşturdukları ısı açısından çelişkili sonuçlar bildirilmiştir. Bazı çalışmalar paslanmaz çelik drillerin, seramik drillerden daha fazla ısı ürettiğini bulmuştur.⁴²⁻⁴⁵ Buna karşın iki materyal arasında fark olmadığını söyleyen çalışmalar da mevcuttur.⁴⁶⁻⁴⁸ Bir çalışmada ise seramik drillerin, metal drillere nazaran daha fazla ısı ürettiği bildirilmiştir.⁴⁹

Üretildikleri malzeme ne olursa olsun drillerde belli bir süre kullanımdan sonra aşınma kaçınılmazdır. Aşınmış dril kullanımı daha fazla sürtünme temasına, kesme verimliliğinin azalmasına ve ısı üretiminin artmasına neden olur.¹² Ancak bu durumun drilin kaç kez

kullanıldıktan sonra olabileceğini kestirmek olanaksızdır. Çünkü; dril materyali, kullanılan hastaların kemik yapısı, soğutma tekniği, osteotomi tekniği ve derinliği gibi parametrelerin hepsini birden standardize etmek mümkün değildir. Oliveira ve ark.⁴² hem paslanmaz çelik hem de zirkonyum drillerin 50 kez kullanımından sonraki aşınmalarını taramalı elektron mikroskobu (SEM) ile değerlendirmiştir. Buna göre drillerin hiçbirinde ciddi deformasyon görülmemesine rağmen zirkonyum drillerin paslanmaz çelik drillerden daha az aşınma gösterdiğini bildirmiştir. Başka bir çalışmada Scarano ve ark.⁴⁵ zirkonyum drillerin 120 osteotomiden sonra bile implant yatağını iyi seviyede hazırlayabildiğini belirtmiştir. Koo ve ark.⁴⁷ tarafından yapılan çalışmada ise sadece ilk (pilot) drillerin 50 kez kullanımından sonra daha fazla ısı ürettiğini bildirmesi ilginç bir sonuç olarak karşımıza çıkmaktadır. Dril kullanım sayısının termal hasar açısından kritik eşik değerinin belirlenememesi, klinik uygulamalarda standardizasyonu güçleştiren önemli bir faktördür.

İmplant piyasasında çok çeşitli sistemler olmasına bağlı olarak dril geometrisinde de çeşitlilik söz konusudur. Ancak bunlar içerisinde en belirgin olarak karşımıza çıkan iki geometri, burgulu driller ve üç kanallı drillerdir. Cardioli ve Majzoub⁴⁰, yaptıkları bir çalışmada 2 mm ve 3 mm çapında burgulu drillerle 3,3 mm ve 4 mm çapında üç kanallı drilleri 4 mm ve 8 mm derinliklerdeki osteotomilerde kemikte oluşturdukları ısı açısından karşılaştırmışlardır. Araştırma sonuçlarına göre, kalan tüm parametreler eşitlendiğinde 2 mm çapındaki burgulu drilin hem 4 mm hem de 8 mm derinlikte en fazla ısıyı oluşturduğunu bildirmişlerdir. Her iki osteotomi derinliğinde de üç kanallı drillerle daha düşük sıcaklık artışı olduğunu söylemişlerdir. Ayrıca üç kanallı drillerin sürtünme ısısını azaltmadaki etkinliğinin osteotomi derinliğiyle azalmadığını belirtmişlerdir. Literatüre göre drillerin geometrik özelliklerinin belli standartları karşılaması gerekir. Bu standartlar; dril ucu kendiliğinden merkezlenmeli ve sapmadan doğru bir şekilde osteotomiye başlamalıdır, oluşan kavite doğru çap ve derinliğe sahip olacak şekilde hazırlanabilmelidir, kemikte

sıkışmamalı ve aşırı tork üretmemelidir, dril ucu kemik talaşlarının uzaklaşmasına müsaade etmelidir, kolay soğutulabilen malzemeden üretilmiş olmalıdır.⁵⁰⁻⁵²

Soğutma Yöntemleri

İmplant cerrahisinde drillerde ve dolayısıyla kemikte soğutma yapılması termal nekrozu engelleyen önemli bir faktör olacağından soğutma yöntemleri birçok araştırmacı tarafından incelenmiştir.^{16,39,53-55} Osteotomilerde soğutucu olarak genellikle içten ve dıştan olarak iki sistem kullanılır. İçten soğutma, soğutma sıvısının anguldurva şaftındaki borular aracılığıyla drile yönlendirilmesidir. Dıştan soğutma ise anguldurva ucundaki ek aparat ile soğutma sıvısının dril ucuna püskürtülmesi şeklindedir.¹⁵ Matthews ve Hirsch²⁷, yaptıkları bir çalışmada oda sıcaklığındaki izotonik sıvı ile dakikada 300 ml, 500 ml, 1000 ml akış hızlarında soğutmayla osteotomi gerçekleştirmiştir. Buna göre soğutma sıvısının akış hızı ne kadar yüksekse osteotomi sırasında kemikte oluşan sıcaklığın o kadar düşük olduğunu ve 500 ml/dakika veya üzeri akış hızlarında, kemikteki sıcaklığın asla 50 °C'nin üzerine çıkmadığını bildirmişlerdir. Kirschmer ve Mayer⁵⁶, iç ve dış soğutmayı karşılaştırdıkları çalışmalarının sonucunda içten soğutma sisteminin kemik sıcaklığını düşürmede daha etkili olduğunu tespit etmişlerdir. Lavelle ve Wedgwood⁵³, 19 N kuvvet ve 350 rpm sabit dönüş hızında in vitro olarak kemik osteotomisi yapmışlar ve diğer çalışmalarla paralel olarak içten soğutma sisteminin daha etkili olduğunu söylemişlerdir. Horider ve ark.⁵⁴ koyunlar üzerinde yaptıkları histografik çalışmada dış soğutmanın yüzeyde, iç soğutmanın ise derinde daha etkili olduğunu göstermişlerdir. Ancak tüm bu çalışmalarla çelişkili olarak Benington ve ark.⁵⁵ yaptıkları deneysel çalışmalarında iç ve dış soğutma teknikleri arasında implant bölgesindeki termal değişimlerde kayda değer bir fark bulamamışlardır. Sener ve ark.⁸ ise bu çalışmalara ek olarak farklı sıcaklıktaki soğutma sıvılarını karşılaştırmışlardır. Buna göre 25 °C ve 10 °C izotonik sıvı kullanarak yapılan dıştan soğutmada düşük sıcaklıktaki soğutma sıvısının kemikteki sıcaklığı daha fazla düşürebildiğini tespit etmişlerdir.

Genel olarak değerlendirildiğinde implant osteotomisi sırasında oluşan termal değişimlerin biyomekanik, biyolojik ve cerrahi parametrelerin kompleks etkileşimi sonucu ortaya çıktığı anlaşılmaktadır. Literatürdeki metodolojik heterojenlik, bu alanda evrensel bir klinik protokol oluşturulmasını güçleştirmektedir. Bu nedenle implant cerrahisinde termal hasarın önlenmesi, tek bir ideal parametrenin belirlenmesinden ziyade cerrahi tekniklerin çok faktörlü optimizasyonunu gerektirmektedir.

Bu anlatısal derlemenin sınırları dahilinde şu klinik çıkarımlar yapılabilir:

1. Kemik doku ısı iletkenliği düşük bir yapı olduğundan 47 °C'nin üzerindeki sıcaklıklar, kemikte termal nekroza sebep olabilir. Bu nedenle implant osteotomilerinde en az ısı oluşturacak atravmatik teknikler kullanılmalıdır.
2. Özellikle yoğun kortikal kemik varlığında aralıklı osteotomi ve etkin soğutma stratejilerinin tercih edilmesi faydalı olabilir.
3. Aşınmış veya deformasyona uğramış drillerin ısı artışına katkıda bulunabileceği göz önünde bulundurulmalıdır.
4. Dril hızı ve uygulanan kuvvetin kemik sıcaklığı üzerindeki etkisi literatürde çelişkili olduğundan, bu parametreler klinik koşullara göre dikkatle optimize edilmelidir.
5. Osteotomi derinliği ile sıcaklık ilişkisi net olmamakla birlikte, derin osteotomilerde soğutma etkinliğinin azabileceği hatırlanmalıdır.
6. Optimum akış hızında kesin bir görüş birliği olmamasına rağmen implant osteotomilerinde 500 ml/dakika veya daha yüksek akış hızında, oda sıcaklığında veya daha düşük sıcaklıkta soğutma sıvısı kullanmanın termal kontrol açısından yararlı olabileceği düşünülebilir.

Bu çalışmanın bazı sınırlılıkları bulunmaktadır. Öncelikle, derleme anlatısal nitelikte olup sistematik bir metodoloji veya meta-analiz içermemektedir. Dahil edilen çalışmaların önemli bir kısmının in vitro olması, elde edilen bulguların doğrudan klinik ortama genellenmesini sınırlamaktadır. Ayrıca

literatürde kullanılan deneysel modeller, ölçüm teknikleri ve parametreler arasında belirgin heterojenlik bulunmaktadır. Bu durum, farklı çalışmaların sonuçlarının karşılaştırılmasını ve standart bir klinik protokol oluşturulmasını güçleştirmektedir. Yayın yanlılığı ve veri seçimine bağlı olası yanlılıklar da göz ardı edilmemelidir.

Sonuç

Bu anlatısal derlemenin bulguları, dental implant osteotomisi sırasında oluşan sıcaklık artışının multifaktöriyel bir biyomekanik süreç olduğunu göstermektedir. İmplant cerrahisinde termal hasarın önlenmesine yönelik yaklaşımlar, tek bir cerrahi parametrenin optimizasyonundan ziyade cerrahi sürecin bütüncül olarak değerlendirilmesini gerektirmektedir. Bu nedenle implant osteotomisi sırasında oluşan termal değişimlerin klinik etkilerini daha net ortaya koyabilmek için standardize metodolojiye sahip ileri deneysel ve klinik çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır.

Etik Kurul Onayı

Makalemiz derleme türünde olduğundan etik kurul onayı gerekmemiştir.

Çıkar Çatışması

Yazarın makalede bahsi geçen konu ve malzemelerle ilgili çıkar çatışması oluşturabilecek bir ilişkisi veya parasal çıkar oluşturabilecek bir bağlantısı bulunmamaktadır.

Finansal Kaynak

Bu çalışma sırasında; yapılan araştırma konusu ile doğrudan bağlantılı olan herhangi bir ilaç şirketinden, tıbbi cihaz ve malzeme üreten ve/veya sağlayan bir firma ya da ticari kuruluştan, çalışmanın değerlendirme sürecini etkileyebilecek maddi veya manevi herhangi bir destek alınmamıştır.

Yazar katkısı

Fikir: E.C.Ü Tasarım: E.C.Ü Denetleme: E.C.Ü Kaynaklar: E.C.Ü Malzemeler: E.C.Ü Veri toplama ve/veya işleme: E.C.Ü Analiz ve/veya yorum: E.C.Ü Literatür taraması: E.C.Ü Yazı yazar: E.C.Ü Eleştirel inceleme: E.C.Ü

Kaynakça

1. Aboulfath MA, El-Attar MS, El-Samni OA. Heat Generation During Implant Placement in High-density Bone: Effect of Different Drilling Techniques (In Vitro Study). *Alexandria Dent J.* 2021;46(2):139–45.
2. Chauhan CJ, Shah DN, Sutaria FB. Various Bio-mechanical Factors Affecting Heat Generation During Osteotomy Preparation: A Systematic Review. *Indian J Dent Res* 2018;29(1):81-92.
3. Brånemark PI. Introduction to Osseointegration. In: Brånemark PI, Zarb GA, Albrektsson T, editors. *Tissue-Integrated Prostheses: Osseointegration in Clinical Dentistry.* Chicago: *Quintessence*; 1985;11-76.
4. Mavrogenis AF, Dimitriou R, Parvizi J, Babis GC. Biology of Implant Osseointegration. *J Musculoskelet Neuronal Interact* 2009;9(1):61-71.
5. Eriksson RA, Adell R. Temperatures During Drilling for the Placement of Implants Using the Osseointegration Technique. *J Oral Maxillofac Surg* 1986;44(1):4-7.
6. Kerawala CJ, Martin IC, Allan W, Williams ED. The Effects of Operator Technique and Bur Design on Temperature During Osseous Preparation for Osteosynthesis Self-tapping Screws. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 1999;88(1):145-50.
7. Harris BH, Kohles SS. Effects of Mechanical and Thermal Fatigue on Dental Drill Performance. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001;16(1):819-26.
8. Sener BC, Dergin G, GURSOY B, Kelesoglu E, Slih I. Effects of Irrigation Temperature on Heat Control In Vitro at Different Drilling Depths. *Clin Oral Implants Res* 2009;20(1):294-8.
9. Alam K, Qamar SZ, Iqbal M, et al. Effect of Drill Quality on Biological Damage in Bone Drilling. *Sci. Rep.* 2023;13:6234.
10. Augustin G, Zigman T, Davila S, et al. Cortical Bone Drilling and Thermal Osteonecrosis. *Clin Biomech* 2012;27(04):313–25.
11. Eriksson AR, Albrektsson T. Temperature Threshold Levels for Heat-Induced Bone Tissue Injury: A Vital-Microscopic Study in the Rabbit. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 1983;50(1):101-7.
12. Chakraborty S, Moufti M-A, Kheder W. The Effect of Dental Implant Drills Materials on Heat Generation in Osteotomy Sites: A Systematic Review. *Eur J Dent.* 2024;18(1):65–72.
13. Mishra SK, Chowdhary R. Heat Generated by Dental Implant Drills During Osteotomy-A Review: Heat Generated by Dental Implant Drills. *J Indian Prosthodont Soc* 2014;14(2):131–43.
14. Yoshida K, Uoshima K, Oda K, Maeda T. Influence of Heat Stress to Matrix on Bone Formation. *Clin Oral Implants Res* 2009;20(8):782–90.
15. Pandey RK, Panda DD. Drilling of Bone: A Comprehensive Review. *J Clin Orthop Trauma.* 2013;4:15-30.
16. Augustin G, Davila S, Mihoci K, Udiljak T, Vedrina DS, Antabak A. Thermal Osteonecrosis and Bone Drilling Parameters Revisited. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2008;128:71–7.
17. Lee J, Chavez CL, Park J. Parameters Affecting Mechanical and Thermal Responses in Bone Drilling: A Review. *J. Biomech.* 2018;71:4–21.
18. Kim SJ, Yoo J, Kim YS, Shin SW. Temperature Change in Pig Rib Bone During Implant Site Preparation by Low-speed Drilling. *J Appl Oral Sci* 2010;18:522-7.
19. Eriksson AR, Albrektsson T, Albrektsson B. Heat Caused by Drilling Cortical Bone: Temperature Measured In Vivo in Patients and Animals. *Acta Orthop. Scand.* 1984;55(6):629–31.
20. Toews A, Bailey J, Townsend H, Barber S. Effect of Feed Rate and Drill Speed on Temperatures in Equine Cortical Bone. *Am. J. Vet. Res.* 1999;60(8):942–4.
21. Yacker MJ, Klein M. The Effect of Irrigation on Osteotomy Depth and Bur Diameter. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* 1996;11(5):634–8.
22. Lee JE, Gozen BA, Ozdoganlar OB. Modeling and Experimentation of Bone Drilling Forces. *J. Biomech.* 2012a;45(6):1076–83.
23. Lindahl O, Lindgren AG. Cortical Bone in Man II. Variation in Tensile Strength With Age and Sex. *Acta Orthop. Scand.* 1967;38:141–7.
24. Rügsegger P, Durand E, Dambacher M. Differential Effects of Aging and Disease on Trabecular and Compact Bone Density of the Radius. *Bone* 1991;12(2):99-105.
25. Lai Y, Qin L, Hung V, Chan K. Regional Differences in Cortical Bone Mineral Density in the Weight-bearing Long Bone Shaft– a pQCT Study. *Bone* 2005;36(3):465-71.
26. Thompson HC. Effect of Drilling Into Bone. *J Oral Surg.* 1958;16:22-30.

27. Matthews Larry S, Hirsch C. Temperatures Measured in Human Cortical Bone When Drilling. *J Bone Joint Surg Am.* 1972;54:297-308.
28. Hillery HT, Shuaib I. Temperature Effects in Drilling of Human and Bovine Bone. *J Mater Process Technol.* 1999;92-93:302-8.
29. Boyne PJ. Histologic Response of Bone to Sectioning by High Speed Rotary Instruments. *J Dent Res.* 1964;45:270-6.
30. Moss RW. Histopathologic Reaction of Bone to Surgical Cutting. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1964;17:405-14.
31. Spartz S. Early Reaction in Bone Following the Use of Burs Rotating at Conventional and Ultra Speeds. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1965;19:808-16.
32. Iyer S, Weiss C, Mehta A. Effect of Drill Speed on Heat Production and the Rate and Quality of Bone Formation in Dental Implant Osteotomies. Part I: Relationship Between Drill Speed and Heat Production. *Int J Prosthodont.* 1997;10(5):411-4.
33. Reingewirtz Y, Szmukler-Moncler S, Senger B. Influence of Different Parameters on Bone Heating and Drilling Time in Implantology. *Clin Oral Implants Res.* 1997;8:189-97.
34. Brisman DL. The Effect of Speed, Pressure and Time on Bone Temperature During the Drilling of Implant Sites. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1996;11:35-7.
35. Abouzia MB, James DF. Temperature Rise During Drilling Through Bone. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1997;12(3):342-53.
36. Karaca F, Aksakal B, Kom M. Influence of Orthopaedic Drilling Parameters on Temperature and Histopathology of Bovine Tibia: An In Vitro Study. *Med Eng Phys.* 2011;33:1221-7.
37. Lee J, Ozdoganlar OB, Rabin Y. An experimental investigation on thermal exposure during bone drilling. *Med Eng Phys.* 2012;34:1510-20.
38. Wiggins KL, Malkin S. Drilling of Bone. *J Biomech.* 1976;9:553-9.
39. Kalidindi V. Optimization of Drill Design and Coolant Systems During Dental Implant Surgery. Master's Thesis. Kentucky: University of Kentucky; 2004. Available from: https://uknowledge.uky.edu/gradschool_thesis/314.
40. Cardioli G, Majzoub Z. Heat Generation During Implant Site Preparation: An In Vitro Study. *J Oral Maxillofac Implants.* 1997;12:186-93.
41. Tehemer SH. Factors Affecting Heat Generation During Implant Site Preparations: A Review of Biologic Observations and Future Considerations. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1999;14:127-36.
42. Oliveira N, Alaejos-Algarra F, Mareque-Bueno J, Ferre's Padro' E, Herná'ndez-Alfaro F. Thermal Changes and Drill Wear in Bovine Bone During Implant Site Preparation. A Comparative In Vitro Study: Twisted Stainless Steel and Ceramic Drills. *Clin Oral Implants Res.* 2012;23(8):963-9.
43. Moshiri Z, Roshanaei G, Vafaei F, Kadkhodazadeh M. Evaluation the Effect of Drill Type on Heat Generation in Implant Drilling Site. *Res J Med Sci* 2013;7(5-6):118-22.
44. Sumer M, Misir AF, Telcioglu NT, Guler AU, Yenisey M. Comparison of Heat Generation During Implant Drilling Using Stainless Steel and Ceramic Drills. *J Oral Maxillofac Surg* 2011;69(5):1350-4.
45. Scarano A, Lorusso F, Noubissi S. Infrared Thermographic Evaluation of Temperature Modifications Induced During Implant Site Preparation With Steel vs. Zirconia Implant Drill. *J Clin Med* 2020;9(1):148.
46. Harder S, Egert C, Wenz HJ, Jochens A, Kern M. Influence of the Drill Material and Method of Cooling on the Development of Intrabony Temperature During Preparation of the Site of an Implant. *Br J Oral Maxillofac Surg* 2013;51(1):74-8.
47. Koo KT, Kim MH, Kim HY, Wikesjö UME, Yang JH, Yeo IS. Effects of Implant Drill Wear, Irrigation and Drill Materials on Heat Generation in Osteotomy Sites. *J Oral Implantol* 2015;41(2):19-23.
48. Er N, Alkan A, Ilday S, Bengu E. Improved Dental Implant Drill Durability and Performance Using Heat and Wear Resistant Protective Coatings. *J Oral Implantol* 2018;44(3):168-75.
49. Tur D, Giannis K, Unger E, Mittlböck M, Rausch-Fan X, Strbac GD. Thermal Effects of Various Drill Materials During Implant Site Preparation—Ceramic vs. Stainless Steel Drills: A Comparative In Vitro Study in a Standardised Bovine Bone Model. *Clin Oral Implants Res* 2021;32(2):154-66.
50. Bechtol CO, Ferguson AB, Laing PC. Metals and Engineering in Bone and Joint Surgery. 1959; Williams & Wilkins, Baltimore.

51. Sneath R. The Determination of Optimum Twist Drill Shape for Bone. Biomechanics and Related Bioengineering Topics. In: Proceedings of the Symposium of Glasgow. Pergamon Press, Oxford. 1965;41-5.
52. Karmani S, Lam F. The Design and Function of Surgical Drills and K-Wires. *Curr. Orthop.* 2004;18(6):484–90.
53. Lavelle C, Wedgwood D. Effect of Internal Irrigation on Frictional Heat Generated from Bone Drilling. *J Oral Surg.* 1980;38:499-503.
54. Haider R, Watzek G, Plenk H. Effect of Drill Cooling and Bone Structure on IMZ Implant Fixation. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1993;8:83-91.
55. Benington IC, Biagioni PA, Briggs J, Shearidan S, Lamey PJ. Thermal Changes Observed at Implant Sites During Internal and External Irrigation. *Clin Oral Implants Res.* 2002;13(3):293-7.
56. Kirschner H, Meyer W. Entwicklung Einer Innenkühlung für Chirurgische Bohrer. *Dtsch Zahnztl Zeitschrift.* 1975;30:436-8.