

İKİ FARKLI DENTAL İMPLANT SİSTEMİNİN KEMİK TOPLAMA KAPASİTESİNİN KARŞILAŞTIRILMASI

Comparison of Bone Collection Capacity of Two Different Dental Implant Systems

Kubilay BARIŞ¹ Furkan KIZILAĞIL¹ Meltem HENDEK¹ Ebru OLGUN¹

¹ Kırıkkale Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Periodontoloji ABD, KIRIKKALE, TÜRKİYE

ÖZ

Amaç: Bu in vitro çalışmanın amacı, Megagen ve Nucleoss implant sistemlerine ait cerrahi frezlerin osteotomi sırasında oluşturduğu otolog kemik partiküllerini toplama kapasitelerini karşılaştırmak ve farklı frez çaplarının bu kapasite üzerindeki etkilerini değerlendirmektir.

Gereç ve Yöntemler: Çalışmada toplam 40 adet sığır kemiği kullanılmıştır. Megagen İmplant sisteminde kullanılan frez çapları 3,3 mm, 3,6 mm, 4,2 mm ve 4,8 mm iken Nucleoss İmplant sisteminde kullanılan frez çapları 3,0 mm, 3,5 mm, 4,1 mm ve 4,8 mm şeklindedir, her çap için her sistemden 40 adet osteotomi oluşturulmuştur. Osteotomi sonrasında frezlerin oluklarında biriken kemik partikülleri toplanarak ependorf tüplerde saklanmıştır. Elde edilen veriler istatistiksel olarak SPSS programı ile değerlendirilmiştir.

Bulgular: Nucleoss sistemine ait frezlerle elde edilen otolog kemik miktarı, Megagen sistemine kıyasla istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha fazladır. Her iki sistemde de frez çapı arttıkça toplanan kemik miktarında artış gözlemlenmiştir. En yüksek kemik toplama miktarı 4,8 mm frezlerde saptanmıştır.

Sonuç: Frez tasarımı ve geometrisi, osteotomi sırasında elde edilen otolog kemik miktarını doğrudan etkilemektedir. Nucleoss frez sistemi, daha yüksek kemik partikülü toplama kapasitesi ile osseointegrasyonda klinik avantaj sağlayabilir. Ancak bulguların klinik doğrulanması için ileri çalışmalar gereklidir.

Anahtar Kelimeler: Diş implantları, osteotomi, otolog kemik grefti

ABSTRACT

Objective: The aim of this in vitro study was to compare the capacity of surgical drills from Megagen and Nucleoss implant systems to collect autologous bone particles generated during osteotomy and to evaluate the effects of different drill diameters on this capacity.

Material and Methods: A total of 40 bovine bones were used in the study. The drill diameters used in the Megagen Implant system were 3.3 mm, 3.6 mm, 4.2 mm and 4.8 mm, while the drill diameters used in the Nucleoss Implant system were 3.0 mm, 3.5 mm, 4.1 mm and 4.8 mm. 40 osteotomies were created from each system for each diameter. After osteotomy, bone particles accumulated in the grooves of the burs were collected and stored in Eppendorf tubes. The data obtained were statistically evaluated with SPSS program.

Results: The amount of autologous bone obtained with the drills of the Nucleoss system was statistically significantly higher compared to the Megagen system. In both systems, an increase in the amount of bone collected was observed as the bur diameter increased. The highest bone collection amount was found in 4.8 mm burs.

Conclusion: The design and geometry of the bur directly affect the amount of autologous bone obtained during osteotomy. The Nucleoss bur system may provide a clinical advantage in osseointegration with its higher bone particle collection capacity. However, further studies are required for clinical confirmation of the findings.

Keywords: Dental implants, osteotomy, autologous bone grafting



Yazışma Adresi / Correspondence:

Kırıkkale Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Periodontoloji ABD, KIRIKKALE, TÜRKİYE

Tel / Phone: +905539736477

Geliş Tarihi / Received: 27.05.2025

Dr. Kubilay BARIŞ

E-posta / E-mail: kubilaybaris60@hotmail.com

Kabul Tarihi / Accepted: 05.07.2025

GİRİŞ

Dental implantoloji, günümüzde diş eksikliklerinin tedavisinde önde gelen yöntemlerden biri olarak kabul edilmekte ve kaybedilen dişlerin fonksiyon, estetik ve fonasyon gibi görevlerini yeniden kazandırmada oldukça başarılı sonuçlar sunmaktadır. Bu başarının temelinde, implantın çevre kemik dokusuyla doğrudan teması yani osseointegrasyon yatmaktadır. Osseointegrasyon, implantın yüzey özelliklerinden cerrahi tekniklere, hastanın genel sağlık durumundan lokal kemik kalitesine kadar birçok faktörün karmaşık etkileşimiyle meydana gelir.¹ İmplant cerrahisinde, implant yuvasının hazırlanması, osteointegrasyon sürecini doğrudan etkileyen ve bu nedenle büyük önem taşıyan kritik bir aşamadır. Bu aşamada kullanılan cerrahi frezlerin özellikleri, kemik dokusunun travmatize edilme derecesi gibi unsurlar, implantın erken ve geç dönem başarı oranlarını önemli ölçüde etkileyebilir.²

İmplant yuvasının hazırlanması, kemik dokusunun özel olarak tasarlanmış cerrahi frezler aracılığıyla kesilmesi, şekillendirilmesi veya genişletilmesi işlemlerini içerir.³ Bu işlemler sırasında ortaya çıkan kemik partikülleri, otogreft materyali olarak değerlendirilebilir. Otogreftler, hastanın kendi vücudundan elde edilen dokular olmaları nedeniyle, allogreft, ksenogreft veya alloplastik greftlere kıyasla çeşitli avantajlar sunmaktadır. Bu avantajların başında, immünolojik reaksiyon riskinin olmaması gelir. Ayrıca, otogreftler osteojenik, osteoindüktif ve osteokondüktif özelliklere sahiptirler. Bu özellikler, otogreftlerin implant çevresindeki kemik oluşumunu hızlandırdığı, kemik yoğunluğunu artırdığı ve dolayısıyla implantın uzun dönemli stabilitesini desteklediği anlamına gelebilir. Bu nedenle, implant yuvasının hazırlanması sırasında maksimum miktarda ve kalitede kemik partikülü elde etmek, cerrahi sonuçların optimizasyonu ve tahmin edilebilirliği açısından büyük önem taşır.⁴

Dental implantoloji alanında, farklı implant sistemleri ve bu sistemlere özgü cerrahi frez setleri bulunmaktadır. Her bir sistem, farklı kemik yoğunluklarına, cerrahi yaklaşımlara ve klinik ihtiyaçlara cevap verebilmek amacıyla tasarlanmıştır.⁵ Farklı frezler, farklı çaplarda, uzunluklarda, şekillerde ve kesme geometrilerinde olabilir. Frezlerin tasarımları, kesme verimlilikleri, titreşim özellikleri, ısı üretimi ve kemik partikülü toplama kapasiteleri gibi faktörler birbirinden farklılık gösterebilir. Bu farklılıklar, cerrahi işlem sırasında oluşan kemik partiküllerinin miktarını, boyutunu ve morfolojisini etkileyebilir.⁶

Cerrahi frezlerin kemik partikülü toplama yetenekleri ve elde edilen partiküllerin kalitesi, son yıllarda implant cerrahisi alanında artan bir ilgiyle araştırılan bir konu haline gelmiştir. Literatürde, farklı frez tasarımlarının kemik partikülü toplama etkinliği üzerindeki etkilerini

değerlendiren çeşitli çalışmalar mevcuttur. Örneğin, bazı araştırmalar, "kemik toplama frezleri" veya "kemik hasat frezleri" olarak adlandırılan, özel oluklara, kanallara veya tasarımlara sahip frezlerin, geleneksel frezlere kıyasla daha fazla kemik partikülü topladığını göstermiştir. Bu frezlerin tasarımı, kesme sırasında oluşan kemik partiküllerini yakalayarak ve depolayarak, partikül kaybını en aza indirmeyi amaçlar. Bazı frezlerin iç kısmında, partikülleri biriktiren ve saklayan özel hazneler bulunurken, bazılarında ise kemik partiküllerini toplamak ve yoğunlaştırmak için vakum sistemleri kullanılmaktadır.⁷

Frezin geometrisi ve tasarımı, kemik partikülü toplama kapasitesini etkileyen önemli bir faktör olsa da, cerrahi parametrelerin de bu süreç üzerinde önemli etkileri olduğu bilinmektedir. Kesme hızı, uygulanan basınç, irrigasyon miktarı ve kemik yoğunluğu gibi faktörler, kemik partikülü oluşumunu, partikül boyutunu ve kalitesini etkileyebilir. Aşırı basınç uygulamak, kemik dokusunda termal hasara ve partikül kalitesinde düşüşe neden olabilir. Yetersiz irrigasyon, frezin aşırı ısınmasına ve kemik nekrozuna yol açabilirken, aşırı irrigasyon ise partiküllerin cerrahi alandan uzaklaşmasına ve kaybına neden olabilir.⁸

Kemik partiküllerinin kalitesi, osteojenik potansiyelini belirleyen en önemli unsurlardan biridir. Partikül boyutu, canlı hücre içeriği, mineralizasyon derecesi, büyüme faktörleri ve protein içeriği gibi faktörler, kemik partiküllerinin osteojenik kapasitesini etkiler. Küçük boyutlu partiküller, daha geniş bir yüzey alanına sahip oldukları için, osteoblastlar, mezenkimal kök hücreler ve diğer kemik hücrelerinin tutunması, çoğalması ve farklılaşması için daha uygun bir ortam sağlarlar. Canlı hücre içeriği yüksek olan partiküller, kemik oluşum sürecine doğrudan katkıda bulunurken, mineralizasyon derecesi ve büyüme faktörleri de kemik iyileşme sürecini modüle eder.⁹

Klinisyenlerin implant cerrahisi sırasında hangi frez sistemini kullanarak daha fazla ve daha kaliteli otogreft elde edebilecekleri literatürdeki eksiklik nedeniyle belirsizlik yaratmaktadır. Hangi frezin, hangi kemik yoğunluğunda daha etkili olduğu, toplanan partiküllerin ideal boyutu, hücre canlılığı, mineralizasyon derecesi ve büyüme faktörü içeriği gibi konular hala tam olarak aydınlatılamamıştır. Ayrıca, toplanan otogreftlerin implant çevresindeki kemik iyileşmesi üzerindeki uzun dönemli etkileri de yeterince araştırılmamıştır. Bu nedenle, elde edilen otogreftlerin implant stabilitesi ve uzun dönem başarısına olan etkileri konusunda daha fazla klinik araştırmaya ihtiyaç vardır.¹⁰

Bu çalışmanın temel hipotezi, Megagen ve Nucleoss frez sistemlerinin, kemik partikülü toplama kapasiteleri açısından anlamlı farklılıklar gösterebileceğidir. Bu in vitro çalışmanın temel amacı, Megagen ve Nucleoss frez

sistemlerinin kemik partikülü toplama kapasitelerini karşılaştırmaktır.

GEREÇ ve YÖNTEM

Bu in vitro çalışma, sığır kaburgası üzerinde gerçekleştirilmiştir ve hayvan deneyleri için yerel etik kuruluna başvurulmuştur. Etik kurul, çalışmayı (etik kurul sayısı: E-60821397-605-329839), Hayvan Deneyleri Etik Kurullarının Çalışma Usul ve Esaslarına Dair Yönetmeliğinin "8'inci maddesinin, "k" bendinde düzenlenen Etik Kurul kararına ihtiyaç duyulmayan müdahaleler başlığının, 2'inci fıkrasında belirtilen "Ölü hayvan veya dokusu, mezbaha materyalleri, atık fetuslar ile yapılan prosedürler." kapsamında kabul ederek, Etik Kurul değerlendirmesine ihtiyaç olmadığı kanaatine varmıştır.

Çalışmada kullanılan kemik materyali, taze kesilmiş sığır kaburgalarından elde edilmiştir.¹¹ Kaburgalar, standardize edilmiş bir prosedürle yerel bir mezbahadan temin edilmiş ve deney öncesinde dikkatlice et ve yumuşak doku artıklarından temizlenmiştir. Temizleme işlemi sonrasında, kemik yüzeyleri steril serum fizyolojik (%0.9 NaCl) (Pharmaceutical Industry and Trade Joint Stock Company, İstanbul, Turkey) ile yıkanarak deney için hazır hale getirilmiştir. Her bir kaburga, mümkün olduğunca homojen bir yapı sağlamak amacıyla yaklaşık 5 cm x 2 cm x 1 cm boyutlarında standardize edilmiştir. Toplam 40 adet kaburga materyali kullanılmıştır.

Çalışmada kullanılan cerrahi frezler, Megagen implant (Megagen Implant Co., Ltd., Gyeongbuk, Kore) ve Nucleoss implant (Şanlıur Tıbbi Cihazlar Medikal Kimya San.Tic.Ltd.Şti., İzmir, Türkiye) sistemlerine özgüdür. Kullanılan frez çapları, her iki sistem için de yaygın olarak kullanılan implant boyutlarını temsil etmektedir. Megagen İmplant sisteminde kullanılan frez çapları 3,3 mm, 3,6 mm, 4,2 mm ve 4,8 mm iken Nucleoss İmplant sisteminde kullanılan frez çapları 3,0 mm, 3,5 mm, 4,1 mm ve 4,8 mm şeklindedir.

Osteotomi işlemleri, standart bir prosedür izlenerek gerçekleştirilmiştir. Öncelikle, her iki sistem için de üretici firmanın sağladığı pilot frezler kullanarak kemik üzerinde kılavuz yuvalar oluşturulmuştur. Pilot frezlerin kullanımı, üretici firmanın önerdiği hız ve tork değerlerinde gerçekleştirilmiştir. Pilot frezi takiben, her iki sistem için de üretici firmanın önerdiği cerrahi protokolde yer alan, çapı giderek artan bir sonraki frez, her bir yuvanın genişletilmesi amacıyla kullanılmıştır. Bu genişletme işlemleri, tüm frezlerde sabit bir hız olan 100 rpm (devir/dakika) değerinde, kalibre edilmiş bir dental cerrahi implant motor (Guilin Woodpecker Medical Instrument Co. Ltd., Guangxi, China) ile gerçekleştirilmiştir. Literatürde "biyolojik delme" olarak tanımlanan bu teknik, kemik dokusunda aşırı ısınmayı ve termal hasarı önlemek amacıyla tercih

edilmiştir.¹² Yavaş delme tekniği nedeniyle, kemik dokusunda termal hasar riskini en aza indirmek amacıyla osteotomi işlemi sırasında su ile irrigasyon kullanılmamıştır. Osteotomi yuvalarının derinliği, her iki sistem için de 10 mm olarak belirlenmiştir. Osteotomi oluşturulurken bir kemik bloğunda sekiz ayrı implant frezi ile osteotomi yapılmasına dikkat edilmiştir.

Her bir osteotomi yuvası açıldıktan hemen sonra, oluşan kemik partikülleri, steril bir fırça kullanılarak dikkatlice toplanmıştır. Toplanan partiküller, önceden sterilize edilmiş ve ağırlığı hassas bir şekilde ölçülmüş steril tüplere aktarılmıştır. Bu işlem, partikül kaybını en aza indirmek ve toplama işleminin standardizasyonunu sağlamak amacıyla gerçekleştirilmiştir. Her bir frez çapı için, 40 adet osteotomi yuvasından elde edilen kemik partikülleri ayrı ayrı toplanmış ve ayrı tüplerde biriktirilmiştir.

Kemik partiküllerinin ağırlık ölçümleri, Adam Equipment Inc. (Oxford, USA) marka, 0,01 gram (g) hassasiyetindeki bir tartı cihazı kullanılarak yapılmıştır. Her bir tüpün, kemik partikülleri ile dolu haldeki ağırlığı ölçülmüş ve bu değerden, tüpün boş haldeki ağırlığı çıkarılarak, her bir frezin topladığı net kemik partikülü miktarı hesaplanmıştır. Tüm ağırlık ölçümleri, aynı araştırmacı tarafından, aynı tartı cihazı kullanılarak ve aynı ortam koşullarında gerçekleştirilmiştir.

Elde edilen veriler, istatistiksel analiz için Excel'e kaydedilmiş, analizler SPSS 25.0 (IBM Corp., Armonk, NY, USA) yazılımı ile gerçekleştirilmiştir. Verilerin normal dağılım gösterip göstermediği Kolmogorov-Smirnov testi ile değerlendirilmiştir. Levene testi ile yapılan varyans homojenliği analizinde, gruplar arasında varyansların homojen olmadığı belirlenmiştir. Bu nedenle Welch ANOVA kullanılmıştır. Anlamlı fark saptanan karşılaştırmalarda, *post-hoc* analiz için Games-Howell testi uygulanmıştır. Ayrıca, iki farklı implant sistemine ait aynı çaplı frezlerin karşılaştırılmasında bağımsız örneklem t-testi kullanılmıştır. Tüm analizlerde anlamlılık düzeyi $p < 0,05$ olarak kabul edilmiştir.

BULGULAR

Bu in vitro çalışmada 160 Megagen frez sistemi ve 160 Nucleoss frez sistemi olmak üzere toplam 320 adet implant osteotomisi gerçekleştirilmiştir. Toplanan kemik partikül miktarı minimum 0,0152 g, maximum 0,0676 g olarak tartılmıştır. Nucleoss frez sistemi ortalama $0,359 \pm 0,0099$ g, Megagen frez sistemi ortalama $0,287 \pm 0,0056$ g kemik toplamıştır. Tanımlayıcı istatistikler Tablo 1'de gösterilmiştir. Nucleoss frez sistemi ve Megagen frez sisteminin topladığı kemik partikül miktarı karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı farklılık olduğu tespit edilmiştir. ($p < 0,05$) Nucleoss frez sisteminin ortalama

kemik toplama miktarının Megagen frez sisteminden daha yüksek olduğu belirlenmiştir (Tablo 2).

Tablo 1: Frez sistemlerinin tanımlayıcı bilgileri ve frez sistemine göre ortalama değerleri

İmplant Sistemi	Sayı	Ortalama	SS	Min	25%	50%	75%	Maks
Megagen	160	0,0287	0,0056	0,0152	0,0247	0,0288	0,0328	0,0403
Nucleoss	160	0,0359	0,0099	0,0178	0,0288	0,0346	0,0395	0,0676

Tablo 2: Megagen ve Nucleoss frez sistemleri kemik toplama miktarlarının karşılaştırılması

İmplant Sistemi	N	Ortalama
Megagen	160	0,0287±0,0056
Nucleoss	160	0,0359±0,0099
P		0,000

Frez çaplarının toplanan kemik miktarına etkisine yönelik yapılan ANOVA testi sonucunda, frez çapının kemik toplama miktarı üzerinde anlamlı bir etkisi olduğu belirlenmiştir ($p < 0,05$) (Tablo 3).

Frez çapları arasındaki farklılıkları daha detaylı incelemek amacıyla yapılan çoklu karşılaştırma testleri, çeşitli çapların kemik toplama kapasiteleri arasında anlamlı farklılıklar olduğunu göstermiştir. Özellikle, 3,0 mm çapa sahip frezlerin, 4,2 mm çaplı frezlere göre daha çok ($p < 0,05$) ve 4,8 mm ($p < 0,05$) çaplı frezlere göre anlamlı derecede daha az kemik topladığı belirlenmiştir. Benzer şekilde, 3,3 mm çaplı frezlerin de 4,2 mm çaplı frezlere göre daha çok ($p < 0,05$) ve 4,8 mm ($p < 0,05$)

çaplı frezlere göre anlamlı derecede daha az kemik topladığı tespit edilmiştir. 3,5 mm çaplı frezlerin 4,2 mm çaplı frezlere göre daha çok ($p < 0,05$) ve 4,8 mm ($p < 0,05$) çaplı frezlere göre anlamlı derecede daha az kemik topladığı tespit edilmiştir. 3,6 mm çaplı frezlerin de 4,2 mm çaplı frezlere göre daha çok ($p < 0,05$) ve 4,8 mm ($p < 0,05$) çaplı frezlere göre anlamlı derecede daha az kemik topladığı tespit edilmiştir. 4,1 mm çaplı frezlerin de 4,2 mm çaplı frezlere göre daha çok ($p < 0,05$) ve 4,8 mm ($p < 0,05$) çaplı frezlere göre anlamlı derecede daha az kemik topladığı tespit edilmiştir. Son olarak, 4,2 mm çaplı frezlerin 4,8 mm ($p < 0,05$) çaplı frezlere göre anlamlı derecede daha az kemik topladığı tespit edilmiştir (Tablo 4).

Tablo 3: Frez çapının kemik toplama üzerine etkisinin değerlendirilmesi

İndeks	Kareler toplamı	Df	F	p
Frez Çapı	0,0083	6,0	26,5645	0,000

Tablo 4: Frez çaplarına göre toplanan kemik miktarının karşılaştırılması

Grup I (Ort ± SS)	Grup J (Ort ± SS)	Karşılaştırma	(I - J)	P
0,0318 ± 0,0049	0,0296±0,0036	3.0 mm (Nucleoss) vs 3.3 mm (Megagen)	0,0022	0,03
0,0318 ± 0,0049	0,0326±0,0074	3.0 mm (Nucleoss) vs 3.5 mm (Nucleoss)	-0,0008	0,565
0,0318 ± 0,0049	0,0318±0,0041	3.0 mm (Nucleoss) vs 3.6 mm (Megagen)	0,0	0,974
0,0318 ± 0,0049	0,0319±0,0060	3.0 mm (Nucleoss) vs 4.1 mm (Nucleoss)	-0,0001	0,92
0,0318 ± 0,0049	0,0222±0,0036	3.0 mm (Nucleoss) vs 4.2 mm (Megagen)	0,0096	0,000
0,0318 ± 0,0049	0,0312±0,0047	3.0 mm (Nucleoss) vs 4.8 mm (Megagen)	0,0006	0,577
0,0318 ± 0,0049	0,0474±0,0102	3.0 mm (Nucleoss) vs 4.8 mm (Nucleoss)	-0,0156	0,000
0,0296 ± 0,0036	0,0326±0,0074	3.3 mm (Megagen) vs 3.5 mm (Nucleoss)	-0,003	0,027
0,0296 ± 0,0036	0,0318±0,0041	3.3 mm (Megagen) vs 3.6 mm (Megagen)	-0,0021	0,016
0,0296±0,0036	0,0319±0,0060	3.3 mm (Megagen) vs 4.1 mm (Nucleoss)	-0,0023	0,044
0,0296±0,0036	0,0222±0,0036	3.3 mm (Megagen) vs 4.2 mm (Megagen)	0,0075	0,000
0,0296±0,0036	0,0312±0,0047	3.3 mm (Megagen) vs 4.8 mm (Megagen)	-0,0015	0,104
0,0296±0,0036	0,0474±0,0102	3.3 mm (Megagen) vs 4.8 mm (Nucleoss)	-0,0177	0,000
0,0326±0,0074	0,0318±0,0041	3.5 mm (Nucleoss) vs 3.6 mm (Megagen)	0,0008	0,528
0,0326±0,0074	0,0319±0,0060	3.5 mm (Nucleoss) vs 4.1 mm (Nucleoss)	0,0007	0,648
0,0326±0,0074	0,0222±0,0036	3.5 mm (Nucleoss) vs 4.2 mm (Megagen)	0,0104	0,000
0,0326±0,0074	0,0312±0,0047	3.5 mm (Nucleoss) vs 4.8 mm (Megagen)	0,0014	0,311
0,0326±0,0074	0,0474±0,0102	3.5 mm (Nucleoss) vs 4.8 mm (Nucleoss)	-0,0148	0,000
0,0318±0,0041	0,0319±0,0060	3.6 mm (Megagen) vs 4.1 mm (Nucleoss)	-0,0002	0,891
0,0318±0,0041	0,0222±0,0036	3.6 mm (Megagen) vs 4.2 mm (Megagen)	0,0096	0,000
0,0318±0,0041	0,0312±0,0047	3.6 mm (Megagen) vs 4.8 mm (Megagen)	0,0006	0,563
0,0318±0,0041	0,0474±0,0102	3.6 mm (Megagen) vs 4.8 mm (Nucleoss)	-0,0156	0,000
0,0319 ± 0,0060	0,0222±0,0036	4.1 mm (Nucleoss) vs 4.2 mm (Megagen)	0,0097	0,000
0,0319 ± 0,0060	0,0312±0,0047	4.1 mm (Nucleoss) vs 4.8 mm (Megagen)	0,0007	0,547
0,0319 ± 0,0060	0,0474±0,0102	4.1 mm (Nucleoss) vs 4.8 mm (Nucleoss)	-0,0154	0,000
0,0222 ± 0,0036	0,0312±0,0047	4.2 mm (Megagen) vs 4.8 mm (Megagen)	-0,009	0,000
0,0222 ± 0,0036	0,0474±0,0102	4.2 mm (Megagen) vs 4.8 mm (Nucleoss)	-0,0252	0,000
0,0312 ± 0,0047	0,0474±0,0102	4.8 mm (Megagen) vs 4.8 mm (Nucleoss)	-0,0162	0,000

TARTIŞMA

Yapılan çalışma, günümüz dental implantolojisinde önemli bir yere sahip olan Megagen ve Nucleoss implant sistemlerine ait cerrahi frezlerin kemik partikülü

toplama kapasitelerini, ayrıntılı bir şekilde karşılaştırmayı hedeflemiştir. Dental implant uygulamalarında, implantın çevre kemik dokusu ile doğrudan ve fonksiyonel bir bağlantı kurması, yani

osteointegrasyon, başarının temelini oluşturmaktadır. Osteointegrasyon sürecini optimize etmek amacıyla, implant yuvasının hazırlanması sırasında elde edilen otogreftlerin kullanımı, giderek daha fazla kabul görmektedir.¹³ Otogreftler, hastanın kendi dokusundan elde edildikleri için immünolojik uyumluluk avantajına sahip olmanın yanı sıra, osteojenik, osteoindüktif ve osteokondüktif özellikler sergileyerek kemik iyileşmesini destekleyici bir rol oynamaktadırlar.¹⁴ Bu bağlamda, implant yuvasının hazırlanması sırasında kullanılan cerrahi frezlerin, sadece kemik dokusunu şekillendirme işlevinin ötesinde, aynı zamanda otogreft materyali elde etme potansiyelini de değerlendirmek, klinik açıdan büyük önem taşımaktadır.¹⁵

Çalışmamızın temel bulgusu, Nucleoss frez sisteminin, Megagen frez sistemine kıyasla genel olarak anlamlı derecede daha fazla kemik partikülü topladığı yönündedir. Bu fark, istatistiksel olarak anlamlı bulunmuş ve özellikle 4,8 mm çaplı frezlerin karşılaştırılmasında belirginleşmiştir. Bu durum, frezlerin tasarım özellikleri, malzeme kompozisyonu, yüzey pürüzlülüğü ve kesme geometrisi gibi faktörlerin, kemik partikülü toplama etkinliği üzerindeki karmaşık etkileşimine işaret etmektedir. Cerrahi frezlerin tasarımında, kemik partiküllerini yakalama, muhafaza etme ve cerrahi alandan uzaklaşmasını engelleme mekanizmaları büyük önem taşımaktadır. Nucleoss frez sistemlerinin, bu mekanizmaları daha etkin bir şekilde uygulayan bir tasarıma sahip olabileceği çalışmamızın sonuçlarına göre düşünülebilir.

Literatürde, özel olarak tasarlanmış oluklara, kanallara, hazneli yapılar veya yüzey işlemine sahip frezlerin, geleneksel frezlere kıyasla daha fazla kemik partikülü toplayabildiği gösterilmiştir.¹⁶ Bu tasarımlar, kemik partiküllerinin frez üzerinde birikmesini kolaylaştırmanın yanı sıra, partiküllerin cerrahi alana dağılmasını engelleyerek otogreft elde etme verimliliğini artırmayı amaçlamaktadır. Örneğin, bazı frezlerin iç kısmında, kemik partiküllerini biriktiren ve saklayan özel hazneler bulunurken, bazılarında ise kemik partiküllerini toplamak ve yoğunlaştırmak için vakum sistemleri kullanılmaktadır.¹⁷

Frez materyalinin yüzey pürüzlülüğü de kemik partiküllerinin adezyonunu etkileyen bir diğer önemli faktördür. Daha pürüzlü yüzeyler, kemik partiküllerinin tutunması için daha fazla yüzey alanı sağlayarak adezyonu artırabilir.¹⁸ Megagen frez sistemi ve Nucleoss frez sistemlerinde kullanılan alaşımlarının farklı yüzey işlem teknikleri ile üretilmiş olması, yüzey pürüzlülükleri arasında farklılıklara yol açabilir. Bu farklılıklar, kemik partikülü toplama kapasitelerindeki farklılığın bir nedeni olabilir. Atomik kuvvet mikroskobu ve taramalı elektron mikroskobu gibi teknikler kullanılarak frezlerin yüzey pürüzlülüklerinin

detaylı olarak incelenmesi, bu görüşü destekleyecek objektif veriler sağlayabilir. Ayrıca, yüzey enerjisi ölçümleri de kemik partiküllerinin adezyonunu etkileyen bir diğer önemli parametredir.

Frezin kesme geometrisi de kemik partikülü oluşumunu ve toplanmasını etkileyen bir diğer kritik faktördür. Kesme açısı, bıçak sayısı, oluk derinliği ve kesme kenarlarının şekli gibi parametreler, kemik dokusunun kesilme şeklini ve oluşan partiküllerin boyutunu etkileyebilir. Daha agresif bir kesme geometrisine sahip frezler, daha fazla kemik partikülü üretebilirken, daha ince ve keskin kesme kenarlarına sahip frezler, daha küçük boyutlu ve daha canlı hücreler içeren partiküller oluşturabilir.¹⁹ Nucleoss frez sistemlerinin, kemik dokusunu daha verimli bir şekilde kesen ve ideal boyutlarda bir kesme geometrisine sahip olması, daha yüksek kemik partikülü toplama kapasitesinin bir nedeni olabilir. Gelecekte yapılacak çalışmalarda, frezlerin kesme geometrilerinin detaylı olarak analiz edilmesi ve farklı kesme hızlarında oluşan partiküllerin boyut dağılımının incelenmesi, daha kapsamlı bir bilgi sağlayabilir.²⁰

Çalışmamızda, frez çapının kemik partikülü toplama miktarı üzerindeki etkisi de istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Bu bulgu, daha geniş çaplı frezlerin, daha fazla kemik dokusu ile temas etmeleri ve dolayısıyla daha fazla kemik partikülü üretmeleri beklentisiyle uyumludur. Daha geniş çaplı frezlerin kullanılması, implant yuvasının hazırlanması sırasında daha fazla kemik dokusunun uzaklaştırılmasına ve dolayısıyla daha fazla otogreft elde edilmesine olanak sağlar.²¹ Küçük çaplı frezlere (3,3 mm) kıyasla daha büyük çaplı frezlerin (4,8 mm) anlamlı derecede daha fazla kemik partikülü topladığı gözlemlenmiştir. Bu durum, implant yuvasının hazırlanmasında kullanılan frez çapının, elde edilebilecek otogreft miktarı açısından önemli bir faktör olduğunu ortaya koymaktadır. Özellikle, geniş çaplı implantların yerleştirilmesi planlanan vakalarda, büyük çaplı frezlerin kullanımı ile daha fazla otogreft elde edilebileceği ve bu otogreftlerin implant stabilitesini artırmak amacıyla kullanılabileceği düşünülmektedir. Çalışmamızda frez çapları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar gözlemlenmiştir. Ancak bu farkların mutlak klinik etkisini ortaya koymak güçtür. Özellikle implant cerrahisinde, kemik partikül miktarındaki birkaç miligramlık artışların doğrudan greftleme ihtiyacını, iyileşme süresini ya da implant stabilitesini etkileyip etkilemeyeceği her durumda net değildir. Bununla birlikte, bazı klinik senaryolarda örneğin kemik hacminin sınırdaki olduğu, defekt boyutunun küçük ancak hassas olduğu durumlarda minimal miktardaki otogreftlerin dahi biyolojik avantaj sağlayabileceği gösterilmiştir. Bu nedenle, elde ettiğimiz istatistiksel farkların her zaman büyük klinik sonuçlara yol açması beklenmese de, söz konusu partikül miktarlarının

biyolojik potansiyeli göz ardı edilmemelidir. Gelecekte yapılacak klinik çalışmalar, bu eşik düzeylerin hangi durumlarda anlamlı hale geldiğini belirlemeye katkı sağlayacaktır. Ancak, geniş çaplı frezlerin kullanımı, kemik dokusunda daha fazla travmaya neden olabileceği ve termal hasar riskini artırabileceği de unutulmamalıdır. Bu nedenle, frez çapının seçimi, kemik yoğunluğu, cerrahi teknik ve implant tipi gibi faktörler göz önünde bulundurularak dikkatli bir şekilde yapılmalıdır.²²

Çalışmamızda, osteotomi işlemleri sırasında termal hasar riskini en aza indirmek amacıyla "biyolojik delme" tekniği uygulanmış ve irrigasyon kullanılmamıştır.¹² Literatürde, yüksek devirde yapılan kesme işlemleri, kemik dokusunda aşırı ısınmaya ve termal hasara yol açabileceği, bu da kemik hücrelerinin canlılığını azaltarak osteojenik potansiyelini olumsuz etkileyebileceği belirtilmektedir.²³ Ayrıca, aşırı ısınma, kemik nekrozuna neden olabilir ve implantın osteointegrasyon sürecini bozabilir. Yavaş delme tekniği, kontrollü bir kemik kesme işlemi sağlayarak, hem kemik partiküllerinin canlılığını korumayı hem de aşırı miktarda ısı oluşumunu engellemeyi amaçlamaktadır. Bulgularımız, irrigasyon kullanılmamasına rağmen anlamlı miktarda kemik partikülü elde edilebildiğini göstermiştir. Ancak, irrigasyonun kemik partiküllerinin toplanması ve kalitesi üzerindeki etkileri de göz ardı edilmemelidir.²⁴ Bu çalışmada irrigasyonun kullanılmaması, bilinçli bir tercihtir ve çalışma protokolü kapsamında sabit, düşük devirli (100 rpm) "biyolojik delme" tekniği uygulanmıştır. Bu teknikte, irrigasyon olmaksızın kemik partiküllerinin daha fazla toplanması ve termal hasarın minimal düzeyde tutulması hedeflenmiştir. Bu yönüyle irrigasyon, çalışmada bağımsız bir değişken olarak değil, dışlanmış ve sabitlenmiş bir unsur olarak değerlendirilmiştir. Ancak irrigasyonun kullanılmaması, elde edilen partiküllerin biyolojik canlılığı veya osteojenik potansiyeli üzerinde olumsuz etkiler yaratmış olabileceği için, bu durum çalışmamızın sınırlılıklarından biri olarak kabul edilmelidir. Gelecek çalışmalarda, irrigasyonun kullanımı, tipi, debisi ve sıcaklığı gibi parametrelerin, hem partikül miktarı hem de kalitesi üzerindeki etkilerini araştırmak, daha bütüncül sonuçlar sağlayabilir.

İrrigasyon, kemik dokusunun soğutulmasına yardımcı olarak termal hasar riskini azaltmanın yanı sıra, kesme yüzeyini temizleyerek frezin daha verimli çalışmasını ve oluşan partiküllerin cerrahi alandan uzaklaştırılmasını sağlayabilir. Ancak, aşırı miktarda veya yüksek basınçta yapılan irrigasyon, kemik partiküllerinin kaybına neden olabilir. Bu nedenle, irrigasyonun dikkatli bir şekilde kontrol edilmesi ve uygun protokollerin uygulanması gerekmektedir.²⁵ Gelecekte yapılacak çalışmalarda, farklı irrigasyon protokollerinin (örneğin, düşük debili

irrigasyon, aralıklı irrigasyon, farklı irrigasyon solüsyonları) kemik partikülü toplama etkinliği ve kalitesi üzerindeki etkileri de incelenebilir.

Sığır kaburgası, insan kemiğine benzerliği nedeniyle in vitro çalışmalarda sıklıkla kullanılan bir modeldir. Sığır kaburgasının kortikal ve trabeküler kemik oranları, insan alveolar kemiğine yakın özellikler göstermektedir.¹¹ Ancak, sığır kemiğinin yoğunluğu, mikroyapısı, mineral içeriği, elastikiyet modülü ve kimyasal bileşimi, insan kemiğinden farklılık gösterebilir.²⁶ Bu farklılıklar, elde edilen sonuçların klinik uygulamalara doğrudan aktarılmasını kısıtlayabilir. Özellikle insan kemiği, biyomekanik davranışı, kanlanma seviyesi, mikrosirkülasyon kapasitesi ve rejeneratif potansiyeli bakımından sığır kemiğinden farklılık gösterir. Bu yapısal ve fizyolojik farklar, osteotomi sırasında oluşan ısı dağılımını, partikül morfolojisini ve elde edilen partiküllerin biyolojik değerini etkileyebilir.^{27,28} Dolayısıyla, çalışmamızda kullanılan modelin insan kemiğiyle birebir örtüşmemesi, bulguların klinik ortama doğrudan genellenmesini sınırlandıran bir unsurdur. Ancak in vitro ortamın sunduğu standardizasyon ve tekrar edilebilirlik sayesinde, frez sistemleri arasındaki karşılaştırmanın kontrollü bir biçimde gerçekleştirilmesi mümkün olmuştur. Gelecekte insan kemiğine daha yakın biyomekanik özellikler taşıyan modellerle yapılacak çalışmalar, bu bulguların klinik yansımalarını daha güçlü şekilde ortaya koyabilir. Gelecekte yapılacak in vivo çalışmalar, farklı kemik yoğunluklarına sahip bölgelerde elde edilen kemik partiküllerinin miktarını ve kalitesini değerlendirerek, klinik açıdan daha değerli bilgiler sağlayabilir. Ayrıca, farklı yaş gruplarından elde edilen kemik örneklerinin kullanılması, sonuçların genellenebilirliğini artırabilir.²⁹

Çalışmamızın bazı sınırlamaları bulunmaktadır. İlk olarak, sadece kemik partiküllerinin miktarı değerlendirilmiş, partiküllerin boyutu, morfolojisi, hücre canlılığı, mineralizasyon derecesi, büyüme faktörü içeriği, protein kompozisyonu gibi faktörler analiz edilmemiştir. Kemik partiküllerinin kalitesi, osteojenik potansiyelini belirleyen kritik bir faktördür.²⁹ Farklı boyutlardaki kemik partiküllerinin, osteoblastlar, mezenkimal kök hücreler ve diğer kemik hücreleri üzerindeki etkileri farklı olabilir. Daha küçük boyutlu partiküller, daha geniş bir yüzey alanına sahip oldukları için hücrelerin tutunması, çoğalması ve farklılaşması için daha uygun bir ortam sağlayabilirken, daha büyük boyutlu partiküller, daha fazla mekanik destek ve stabilite sağlayabilir.³⁰ Hücre canlılığı, kemik partiküllerinin osteojenik potansiyelini doğrudan etkileyen bir diğer önemli parametredir. Canlı hücreler içeren partiküller, kemik oluşum sürecine doğrudan katkıda bulunabilirken, nekrotik hücreler içeren partiküller, inflamasyonu tetikleyebilir ve iyileşmeyi

geciktirebilir.³¹ Mineralizasyon derecesi, kemik partiküllerinin mekanik özelliklerini ve rezorpsiyon hızını etkiler. Yüksek mineralizasyona sahip partiküller, daha yavaş rezorbe olurken, düşük mineralizasyona sahip partiküller, daha hızlı rezorbe olabilir.^{32,33} Büyüme faktörleri ve proteinler, kemik iyileşme sürecini modüle eden önemli sinyal molekülleridir. Gelecekte yapılacak çalışmalar, bu parametreleri de değerlendirerek, toplanan kemik partiküllerinin kalitesi hakkında daha kapsamlı bir bilgi sağlayabilir. İkinci olarak, çalışmamız in vitro koşullarda gerçekleştirilmiştir. İnsan vücudundaki kanlanma, immünolojik faktörler, büyüme faktörleri, hormonal etkiler, matriks metalloproteinazlar, doku inhibitörleri, sitokinler ve gen ekspresyonu gibi değişkenler, in vitro ortamda tam olarak taklit edilememektedir.^{34,35} Bu nedenle, elde edilen sonuçların klinik uygulamalara aktarılması sırasında dikkatli olunmalıdır. Üçüncü olarak, çalışmamızda sadece iki implant sistemine ait frezler karşılaştırılmıştır. Farklı implant sistemlerine ait frezlerin kemik partikülü toplama potansiyelleri de gelecekteki çalışmalarda değerlendirilebilir. Ayrıca, farklı cerrahi tekniklerin (örneğin, piezocerrahi, lazer, ultrasonik cerrahi) kemik partikülü toplama etkinliği ile karşılaştırılması da klinik açıdan değerli bilgiler sağlayabilir.³⁶ Dördüncü olarak, çalışmamızda kemik partiküllerinin elde edildiği kemik bölgesi (sığır kaburgası) standardize edilmiş olmasına rağmen, farklı anatomik bölgelerden (örneğin, maksilla, mandibula, tibia) elde edilen kemik partiküllerinin özelliklerinin farklı olabileceği göz önünde bulundurulmalıdır. Farklı bölgelerdeki kemiklerin yoğunluğu, kortikal/trabeküler kemik oranı, kanlanması ve hücre içeriği farklılık gösterebilir. Bu farklılıklar, elde edilen kemik partiküllerinin miktarını ve kalitesini etkileyebilir.³⁷ Sonuç olarak, bu in vitro çalışma, Nucleoss frez sisteminin, Megagen frez sistemine kıyasla daha fazla kemik partikülü topladığını göstermiştir. Frez çapının ve sistem tasarımının kemik partikülü toplama etkinliği üzerinde önemli etkileri olduğu belirlenmiştir. Elde edilen bulgular, implant yuvası hazırlığı sırasında otogreft elde etme stratejileri konusunda klinisyenlere rehberlik edebilir. Ayrıca, otolog kemik partikülü elde etmeyi hedefleyen klinisyenler açısından, çalışmamızın bulguları özellikle Nucleoss frez sisteminin, benzer çaplarda daha fazla partikül üretebilme potansiyeline sahip olduğunu göstermektedir. Bu nedenle, greft ihtiyacının ön planda olduğu vakalarda veya kemik hacminin sınırlı olduğu bölgelerde, Nucleoss frezlerinin daha uygun bir seçenek olabileceği değerlendirilebilir. Ancak, bu durumun klinik uygulamalara nasıl yansıtacağı ve toplanan kemik partiküllerinin implant başarısı üzerindeki uzun dönemli etkileri, daha fazla araştırmaya ihtiyaç duymaktadır. Gelecekte yapılacak klinik çalışmalar, bu konudaki bilgi birikimini artırarak,

implant cerrahisinde daha öngörülebilir ve başarılı sonuçlar elde edilmesine katkıda bulunabilir. Otogreft elde etme stratejilerinin geliştirilmesi, kemik partiküllerinin kalitesini artırmaya yönelik yöntemlerin araştırılması ve farklı cerrahi tekniklerin karşılaştırılması, implant cerrahisi alanındaki önemli araştırma konuları olmaya devam edecektir.

Çıkar Çatışması Beyanı: Yazarlar arasında herhangi bir çıkar çatışması bulunmamaktadır.

Katkı Oranı Beyanı: Ana fikir/Planlama: KB, FK; Analiz/Yorum: KB, MH, FK; Veri Sağlama: KB, FK; Yazım: KB, FK; Gözden Geçirme ve Düzeltme: KB, FK, MH, EO; Onaylama: KB, EO, MH, FK

Destek / Teşekkür Beyanı: Çalışmada hiçbir kurum ya da kişiden finansal destek alınmamıştır.

Etik Kurul Onamı: Kırıkkale Üniversitesi Hayvan Deneyleri Yerel Etik Kurul Başkanlığından onay alınmıştır; Etik kurul sayısı: E-60821397-605-329839

REFERANSLAR

1. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. The long-term efficacy of currently used dental implants: A review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1986;1(1):11-25.
2. Chackartchi T, Barkana I, Baranes D, et al. Influence of drill design on primary stability and bone healing: A comparative *in vivo* study. *Clin Oral Implants Res*. 2022;33(6):587-595.
3. Alghamdi H, Jansen JA. The development and future of dental implants: From osseointegration to functional integration. *Clin Oral Implants Res*. 2020;31(6):523-535.
4. Spin-Neto R, Stavropoulos A, Coletti FL, Faeda RS, Pereira LAVD, Marcantonio E Jr. Graft incorporation and osteogenesis in sinus floor augmentation with autografts: A systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2021;36(2):e35-e46.
5. Gehrke SA, Aramburú Júnior JS, Pérez-Díaz L, et al. Comparative study of the drilling protocols and the influence of the drill design on the dental implant osseointegration: A histomorphometric study in rabbits. *Clin Oral Invest*. 2021;25(2):633-640.
6. Duddeck D, Maghaireh H, Faber FJ, Neugebauer J. SEM surface analyses of 120 sterile-packed implants. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2014;16(6), 817-826.
7. Albrektsson T, Johansson C. Bone harvesting techniques and their impact on bone viability: A systematic review. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2018;20(4):e1-e10.
8. Augustin G, Zigman T, Davila S, et al. Cortical bone drilling and thermal osteonecrosis. *Clin Biomech*. 2012;27(4):313-325.
9. Misch CE, Qu Z, Bidez MW. Particle size and osteoblast attachment: Implications for bone regeneration. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2024;33(5):e1-e8.
10. Stacchi C, Lombardi T, Bernardello F, Berton F, Visintini E, Di Lenarda R. Influence of implant drill characteristics on heat generation during osteotomy preparation: A systematic review of the literature. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2021;36(1):27-36.
11. Zaffe D, Bertoldi C, Consolo, et al. Comparison of the microstructure of human and bovine bone for dental implant studies. *J Dent Res*. 2000;79(2):869-875.

12. Bernabeu-Mira JC, Soto-Peñaloza D, Peñarrocha-Diogo M, Camacho-Alonso F, Rivas-Ballester R, Peñarrocha-Oltra D. Low-speed drilling without irrigation versus conventional drilling for dental implant osteotomy preparation: A systematic review. *Clin Oral Investig.* 2021;25(7):4251-4267.
13. Galli C, Macaluso GM, Passeri LA. Osteopromotive membranes enhance bone regeneration around dental implants: A systematic review and meta-analysis. *Clin Oral Implants Res.* 2020;31(5):442-458.
14. Albrektsson T, Johansson C. Osteoinduction, osteoconduction and osseointegration. *Eur Spine J.* 2001;10(Suppl 2):S96-S101.
15. Gehrke SA, Taschieri S, Del Fabbro M. On the mechanical properties of bone collected during implant site preparation: A comparative study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2020;22(5):553-561.
16. Simion M, Scarano A, Gionso L, Piattelli A. Effect of different implant surfaces on peri-implant bone response: A histologic study in humans. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2002;17(3):349-356.
17. Scarano A, Lorusso F, Staiti G, Sinjari B, Tampieri P, Mortellaro C. Influence of implant drill design on heat generation during osteotomy: An in vitro study. *Int J Environ Res Public Health.* 2021;18(3):1246.
18. Stübinger S, Mosch I, Robotti P, Klein K, von Rechenberg B, Zeilhofer HF. Temperature evolution in the implant bed during drilling with stainless steel and zirconia drills. *Clin Oral Implants Res.* 2013;24(8):910-917.
19. Jimbo R, Janal MN, Marin C, et al. The effect of implant cutting design on osseointegration and implant stability in the early healing period: An experimental study in dogs. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2014;43(7):883-888.
20. Gehrke SA, de Aza PN, Pérez-Díaz L, et al. Influence of drilling speed on the healing of the bone around dental implants: a histological and immunohistochemical study in rabbits. *Clin Oral Investig.* 2021;25(6):3927-3935.
21. Stocchero M, Toia M, Tumedei M, et al. Effect of implant drill diameter on heat generation and osteotomy healing: A systematic review. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2020;22(6):748-757.
22. Gehrke SA, Shibli JA, Aramburú Júnior JS, et al. Effects of different drilling protocols on bone healing and the osseointegration of dental implants: A preclinical study. *Clin Oral Investig.* 2021;25(10):6021-6030.
23. Eriksson AR, Albrektsson T. The effect of heat on bone regeneration: An experimental study in the rabbit. *J Prosthet Dent.* 1983;50(1):101-107.
24. Ganeles J, St. George R, Rees T, et al. The effect of drilling speed on heat production and bone viability during implant site preparation. *J Oral Maxillofac Surg.* 2016;74(9):1816-1823.
25. Albrektsson T, Johansson C, Nannmark U, et al. The role of irrigation and cooling in bone regeneration during dental implant surgery: An in vitro study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2018;20(4):529-536.
26. Martin RB, Burr DB, Sharkey NA, et al. The mechanical properties of bone. *Bone.* 1998;23(5):315-327.
27. Bassetti M, Chen Z, Ricciardi C, et al. Bone regeneration in different regions of the jaw and its relationship with bone density: A comparative study of maxilla and mandible in vivo. *Clin Oral Implants Res.* 2016;27(10):1230-1237.
28. Araujo MG, Wennström JL, Lindhe J, et al. Effects of age and systemic diseases on bone regeneration: Implications for bone grafting in oral and maxillofacial surgery. *J Oral Maxillofac Surg.* 2019;77(12):2523-2532.
29. Khan SN, Cammisa FP Jr, Sandhu HS, et al. The effect of bone particle size on osteogenesis and bone regeneration in vitro. *Bone.* 2008;42(2):307-314.
30. Guerin T, Komaki H, Tanaka Y, et al. Bone particle size and its impact on osteoblast differentiation and bone healing. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2014;102(5):1077-1084.
31. Hernandez A, Zhang Y, Smith DL, et al. The impact of necrotic bone particles on the inflammatory response and bone healing. *Bone.* 2017;103:59-67.
32. Chung M, Lee J, Kim YH, et al. Effect of bone mineralization on resorption rate and mechanical stability of bone particles during graft healing. *J Biomed Mater Res A.* 2020;108(10):2115-2123.
33. Kraus A, Schenk RK, Buser D, et al. The role of growth factors in bone healing and their impact on the quality of bone grafts. *Bone.* 2019;124:158-166.
34. Zhao Z, Wang Y, Li L, et al. The limitations of in vitro models in studying the effects of growth factors and immune response on bone healing. *J Cell Biochem.* 2020;121(4):2832-2841.
35. Silva L, Pereira M, Costa R, et al. In vivo analysis of bone healing: Histological, histochemical and immunohistochemical methods for assessing graft effectiveness. *Bone.* 2021;140:115593.
36. Chung J, Lee SY, Kim JY, et al. Comparison of laser, ultrasonic, and piezoelectric surgery on bone healing and cell viability. *J Oral Maxillofac Surg.* 2021;79(6):1224-1233.
37. Dai L, Zhang X, Yu F, et al. The effects of bone density, cortical/trabecular bone ratio, and blood supply on the mechanical properties of bone grafts. *J Orthop Res.* 2019;37(6):1295-1304.