27. BÖLÜM

PİEZOELEKTRİK CERRAHİ VE KONVANSİYONEL OSTEOTOMİ ARASINDAKİ MOLEKÜLER FARKLILIKLAR

Ziynet Gül GÜRSES[1]
Osman Fatih ARPAĞ[2]

1. GİRİŞ

Periodontitis, ağız boşluğunu etkileyen ve dünya genelinde yüksek prevalansa sahip kronik bir hastalıktır. Bu hastalık, etkilenen dişlerde periodontal bağ dokusu lifleri ile bunların tutunduğu alveoler kemiğin kaybı ile karakterize edilen inflamatuvar bir periodontal doku patolojisidir (2). Periodontitis tedavi yöntemleri cerrahi ve cerrahi olmayan uygulamalardan oluşmaktadır. Etkilenen kemiğin tedavisinde kullanılan cerrahi yöntemler, rezektif ve rejeneratif yaklaşımları içermektedir. Geleneksel olarak osseöz cerrahi, manuel veya motorlu aletler kullanılarak gerçekleştirilmektedir. Manuel aletler, nispeten düşük mineral yoğunluğuna sahip alanlarda az miktarda kemik kaldırmak için kullanıldığında iyi bir kontrol sağlar. Ancak, kortikal kemik gibi yoğun dokularda hassas osteotomilerin gerekli olduğu durumlarda bu aletlerin kontrolü oldukça zordur. Bu nedenle, genellikle daha büyük kemik segmentlerinin kaba kesimlerinde tercih edilirler.

Motorlu aletler, kemik yoğunluğunun yüksek olduğu durumlarda sıklıkla kullanılmaktadır. Bu aletler, elektriksel veya pnömatik enerjiyi, frezlerin veya testere bıçaklarının keskin kenarları aracılığıyla mekanik kesme hareketine dönüştürür. Ancak bu işlem sırasında kesim bölgesinde yüksek miktarda ısı oluşur ve bu ısı su irrigasyonu ile minimize edilmelidir. Aşırı ısınma, çevre dokularda iyileşme sürecini bozabilir veya geciktirebilir (3). Dönme hızının azaltılması, sürtünmeye bağlı ısının yanı sıra kesme verimliliğini de düşürmektedir. Ayrıca, motorlu kesici aletler dokunsal hassasiyetin

[1] Arş. Gör., Hatay Mustafa Kemal Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Periodontoloji AD, ORCID: 0009-0004-9592-6873
[2] Doç. Dr., Hatay Mustafa Kemal Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Periodontoloji AD, ORCID: 0000-0002-1510-8917

azalmasına neden olur. Daha düşük dönme hızı, daha fazla manuel basınç uygulanmasını gerektirir; bu da aletin makrotitreşimlerini artırarak hassasiyeti daha da azaltır. Bu durum özellikle yoğun kortikal kemikten daha gevşek trabeküler kemiğe veya yumuşak dokuya geçerken sorun yaratır. Yoğun kemik dokusunu kesmek amacıyla uygulanan kuvvetin, daha düşük yoğunluklu dokuya geçiş sırasında hızlı bir şekilde adapte edilememesi, alt komşuluktaki anatomik yapıların travmatize olmasına neden olabilir (4). Bu nedenle, piezocerrahi sistemler periodontal tedavide son yıllarda ortaya çıkan önemli bir yenilik olarak dikkat çekmektedir.

Piezoelektrik sistemler, piezoelektrik ultrasonik titreşimlerin kullanıldığı yenilikçi bir osteotomi tekniğidir. Bu yöntem, ağız cerrahisinde kullanılan geleneksel aletlerin sınırlılıklarını aşmak amacıyla 1988 yılında Tomaso Vercellotti tarafından geliştirilmiştir. Kemik kesiminde kullanılan piezoelektrik sistemin temel prensibi, 19. yüzyılın sonlarında Jacques ve Pierre Curie tarafından keşfedilmiştir (5). Bu prensip, ultrasonik mikro titreşimlere dayanır. Bu mikro titreşimler, belirli seramik ve kristallerden elektrik akımı geçirildiğinde onların şekil değiştirmesiyle ortaya çıkan piezoelektrik etki sonucu oluşur; bu deformasyon ise ultrasonik frekansta salınımların (osilasyonların) meydana gelmesine neden olur (6). Cihaz; farklı rezonanslı kesici uçları çalıştırabilen bir ultrasonik jeneratör tarafından yönlendirilen piezoelektrik ultrasonik dönüştürücü (transdüser)**,** bir el parçası (handpiece) ve bu bileşenlere güç sağlayan, ayrıca el parçası ile irrigasyon sıvıları için yuvalar bulunduran ana üniteye bağlı bir ayak pedalından oluşmaktadır. Cihaz, kesim bölgesinin soğutulmasını ve oluşan artık dokuların uzaklaştırılmasını sağlamak amacıyla uçlardan solüsyon akışı oluşturan bir peristaltik pompaya sahiptir. Ayrıca, güç ve frekans modülasyonunun ayarlanabildiği dijital göstergeli bir kontrol paneli bulunur. Cihazda, farklı derecelerde titanyum veya elmas kaplamalı, otoklavlanabilir uçlar yer alır. Bu uçla**r,** piezoelektrik el parçası içerisind**e oluşturulan mikro** titreşimler aracılığıyla hareket eder (7). İlk olarak preprotetik cerrahi, alveol kret genişletme ve sinüs greftlemede kullanılmıştır. Piezoelektrik sistemler, cerrahi travmayı azaltarak ve iyileşmeyi hızlandırarak hem cerraha hem de hastaya önemli avantajlar sağlamaktadır (8). Piezoelektrik sistemlerin en önemli avantajı, mineralize kemiği seçici olarak kesebilmesidir. Yumuşak dokuların kesilebilmesi için 50 kHz'in üzerinde frekans gerekmektedir. Piezoelektrik sistem ise 25–30 kHz frekansta ve 60–210 μm genliğinde ultrasonik mikrovibrasyonlar üretecek şekilde tasarlanmıştır. Bu nedenle

piezoelektrik sistemler, konvansiyonel döner enstrümanlar ve mikro testerelerden farklı olarak yalnızca mineralize dokuları kesebilir (6, 9, 10). Dolayısıyla piezoelektrik sistemler, osteotomi sırasında kan damarları, sinirler ve mukozalar gibi çevredeki yumuşak dokuların zarar görme riskini önemli ölçüde azaltır (11). Piezoelektrik sistemlerin diğer avantajları arasında kavitasyon etkisi ile oluşan aşırı ısınmanın azaltılması ve daha az kanamaya bağlı olarak cerrahi alanın daha iyi görülebilmesi sayılabilir (12).

Piezoelektrik sistem diş hekimliğinde geniş bir uygulama alanına sahiptir; kök yüzeyi düzleştirme, diş taşlarının ve lekelerin uzaklaştırılması, kron boyu uzatma, atravmatik diş çekimi, kret augmentasyonu, sinüs tabanı yükseltme, kemik grefti elde edilmesi, mandibular kanal sinirinin lateralizasyonu, implant cerrahisi ve alveolar kret genişletme gibi işlemlerde yaygın olarak kullanılmaktadır (13).

Son yıllarda piezoelektrik sistem, kemik dokusuna yönelik minimal invaziv yaklaşımı ve doku bütünlüğünü koruma potansiyeliyle dikkat çekmektedir. Ancak, konvansiyonel döner aletlerle gerçekleştirilen osteotomiler ile piezoelektrik sistemler arasındaki farkların yalnızca cerrahi etkinlik açısından değil, aynı zamanda biyolojik yanıtlar yönünden de incelenmesi gerekmektedir. Bu iki yöntemin kemik üzerindeki etkilerinin hücresel ve moleküler düzeyde karşılaştırılması, doku iyileşmesinin biyolojik mekanizmalarının daha iyi anlaşılmasını sağlayacak ve gelecekte daha güvenli, etkili ve biyouyumlu cerrahi yaklaşımların geliştirilmesine katkıda bulunacaktır.

2. PİEZOCERRAHİNİN TANIMI VE TEMEL ÖZELLİKLERİ

2.1. Piezoelektrik Cerrahinin Tanımı ve Tarihsel Gelişimi

"Piezo" terimi, Yunanca *piezein* kelimesinden türetilmiş olup "sıkıca bastırmak, sıkıştırmak" anlamına gelmektedir. 1880 yılında Curie kardeşler, Jacques ve Pierre, "piezoelektrik etkiyi" keşfetmişlerdir. Farklı kristal, seramik veya kemik yapılarına basınç uygulandığında elektrik yükünün oluştuğunu göstermişlerdir. Bir yıl sonra Gabriel Lippmann**,** ters piezoelektrik etkiyi tanımlamış ve bir kristale elektrik alan uygulandığında kristalin şekil değiştirdiğini ortaya koymuştur (12).

Bu etkiler sonraki yıllarda birçok araştırmacı tarafından incelenmiş ve 1953 yılında Catuna**,** sert dokular üzerinde ultrason kullanımını konu alan bir çalışma yayımlamıştır (14). Bunu izleyen yıllarda, mineralize dokuların

kesilmesinde ultrasonik titreşim teknolojisinin uygulanabilirliği farklı araştırma grupları tarafından gösterilmiştir (15, 16). Bu gruplardan biri McFall ve arkadaşlarıdır. Döner aletlerle osilasyonlu bistüri bıçağı kullanımından sonraki iyileşme süreçleri karşılaştırılmış; osilasyonlu bistüri bıçağı kullanıldığı grupta iyileşmenin bir miktar daha yavaş olduğu, ancak ciddi bir komplikasyon görülmediği rapor edilmiştir (16).

Horton ve arkadaşları, köpek alveoler kemiği üzerinde yaptıkları çalışmada döner aletlerin ultrasona kıyasla daha düzgün yüzeyler oluşturduğunu bildirmiştir. Bununla birlikte, aynı çalışmada kemik rejenerasyonunun ultrason cihazı kullanılan grupta daha iyi olduğu belirtilmiştir (3).

İlk klinik çalışmanın yayımlanmasından önce yaklaşık iki on yıl daha geçmiştir. 1998 yılında Torrella ve ark. tarafından bir teknik not yayımlanmış (17), 2000 yılında ise Vercellotti, "piezoelektrik kemik cerrahisi" üzerine ilk insan klinik çalışmasını bildirmiştir (18). Bu klinik uygulama, çok dar bir kretin bütünlüğü korunarak yarılabildiği ilk vaka olarak kaydedilmiştir; diğer kesici cerrahi aletlerle aynı bütünlüğü korumak mümkün olmamaktaydı.

2001 yılında PiezoSurgery® sistemi tanıtılmıştır; bu sistem ultrason dalgaları ile piezoelektrik etkinin birleşimini içeren bir cerrahi cihazdır (19).

Günümüzde piezoelektrik cerrahi yaygın olarak kullanılmakta olup birçok farklı cihaz modeli mevcuttur. Altı farklı cihazı (Piezosurgical, Piezotom, SurgySonic, Piezon Master Surgery, VarioSurg, Surgybone ve PiezoSurgery) karşılaştırmak amacıyla yeni kesilmiş dokuz sığır kaburgasında osteotomiler gerçekleştirilmiş ve piezoelektrik cerrahi osteotomi yüzeylerinin morfolojik özelliklerinin kullanılan cihaz ve uç tipine bağlı olarak değiştiği sonucuna varılmıştır (20).

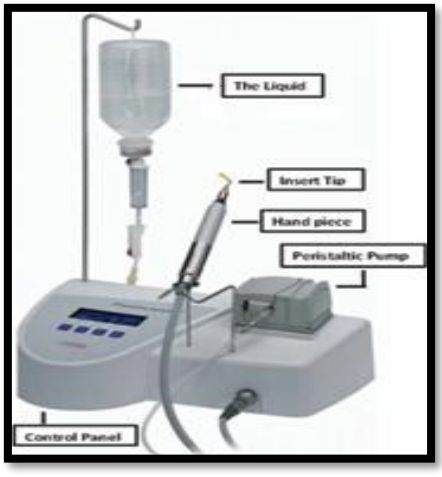
2.2. Sistemin Çalışma Prensibi

Piezoelektrik sistemler, kavitasyon etkisi ve mikro titreşim fenomenine dayanan piezoelektrik etki prensibi ile çalışır. Piezoelektrik maddelerde bulunan kristaller, bir elektrik alanına maruz bırakıldıklarında şekil değişikliğine uğrar. Elektrik alanının kutupluluğundaki periyodik değişimler, ultrasonik titreşimlerin oluşumuna neden olur. Bu titreşimler daha sonra güçlendirilerek titreşim ucuna iletilir ve katı, sıvı veya gaz halindeki çeşitli materyaller üzerinde etkili olacak şekilde yönlendirilir. Cihaz genellikle ultrasonik kazıyıcılarda olduğu gibi yaklaşık 20 kHz'lik bir fonksiyonel frekansta çalışır. Bu temel frekansa her 10 nanosaniyede bir eklenen 50

kHz'lik mikrodarbe, alıcı ünitenin güç kapasitesini artırarak yumuşak dokulara zarar vermeden kemik kesiminin gerçekleştirilmesine olanak sağlar (6, 9, 21).

Piezoelektrik cerrahi cihazlarında bistüri, testere, konik kompresör ve kemik toplayıcı uçlar gibi çeşitli el parçası uçları bulunmaktadır. Bu uçlar farklı boyut ve şekillerde olup genellikle titanyum veya karbür kaplama ile üretilmektedir. Piezoelektrik cerrahi uygulamalarında, kemik dokusunun aşırı ısınmasını önlemek ve cerrahi alanın görünürlüğünü artırmak amacıyla entegre serum fizyolojik soğutma sistemi ile birlikte hafif el basıncı kullanılmalıdır. Cihaz genellikle 25–30 kHz frekans aralığında çalışarak 60–210 μm amplitüdünde mikro titreşimler üretir ve 5 W'ın üzerinde güç sağlayabilir. Temel frekansa her 10 nanosaniyede bir uygulanan 50 kHz'lik ek darbe, cihazın güç kapasitesini artırarak kemik kesiminin daha etkin bir şekilde gerçekleştirilmesine olanak tanır (9).

Derin kemik tabakalarının kesilmesi sırasında soğutma etkinliğinin artırılması için kesme işleminin aralıklı yapılması veya irrigasyon solüsyonunun 4°C'ye kadar soğutulması önerilmektedir (9). Kemik kesim etkinliği; uygulanan basınç, cerrahi ucun kemik ile temas hızına ve translasyon hareketine bağlıdır. Piezoelektrik cerrahi sistemleri, hassas kesim sağlamak için minimal basınç gerektirir. Artan basınç, uç hareketini sınırlayarak aşırı ısı oluşumuna ve dolayısıyla kemik nekrozu riskinin artmasına yol açabilir (22).



Şekil 1: Piezocerrahi cihazı (1)

2.2.1. Piezocerrahi Sistemin Bileşenleri

Ana gövde; ekran paneli, elektronik dokunmatik kontrol yüzeyi, peristaltik pompa, el aleti standı ve irrigasyon sıvısı torbası askısından oluşmaktadır. Çalışma modu, program seçimi ve sıvı akış hızının ayarlanması, üzerinde dört adet kontrol tuşu bulunan etkileşimli dokunmatik panel aracılığıyla yapılır. Yapılan tüm komutlar ekran üzerinden görüntülenir (23).

Ana ünite üç farklı güç moduna sahiptir (24):

- **Düşük mod:** Ortodontik tedavi uygulamalarında ve endodontide apikal kök kanal tedavilerinde kullanılır.
- **Yüksek mod:** Radiküler yüzeylerin temizlenmesi ve düzeltilmesi amacıyla kullanılır.
- **Güçlendirilmiş mod:** Kemik cerrahisi, osteotomi ve osteoplasti prosedürlerinde tercih edilir.

Peristaltik pompa; kesim bölgesini soğutmak ve oluşan artık materyali uzaklaştırmak amacıyla ayarlanabilir 0–60 ml/dk aralığında akış sağlayan irrigasyon solüsyonunu içerir. Solüsyon, soğutma etkisinin artırılması için 4 °C'de muhafaza edilir ve sıvı hacmi panel üzerindeki "+" ve "–" tuşları ile kontrol edilir.

El Aleti; piezocerrahi cihazı iki adet el aletinden oluşur. El aleti, kablosu ile birlikte sterilize edilebilecek şekilde cihaza sabit olarak bağlıdır (1). Kesme işlemi, piezoelektrik seramik yapı içinde iletilen ultrasonik dalgalara dayanır. Bu seramik plakalar, harici bir jeneratör tarafından oluşturulur ve hacim değişiklikleri oluşturarak ultrasonik titreşim üretir. Üretilen titreşimler daha sonra bir güçlendiriciye aktarılır ve buradan el aletinin uç kısmına iletilir. Bu amaçla, insertin sabitlenmesini sağlayan özel bir kilitleme mekanizması kullanılır. Bu şekilde, kesme etkinliği ve uç kullanım süresi açısından en uygun verimlilik sağlanır (25).

AYAK PEDALI; el aleti, cihazın tabanında bulunan ayarlanabilir bir pedalla kontrol edilir.

Ana Ünite; güç, aynı zamanda el aleti ve irrigasyon sıvıları için bir tutucuya sahip olan ana ünite tarafından sağlanır. Cihaz, operatörün kemik kesme modu ile kök çalışma modları arasında seçim yapmasına olanak sağlayan bir ekrana sahiptir. Kemik tipi veya yoğunluğuna göre özel bir ayar

kullanılarak kemik kesme modu**,** kemik dokusunun kesilmesinde kullanılır. Kök modu ise endodontik ve periodontal kök yüzeyi tedavilerinde kök yüzeylerini şekillendirmek, temizlemek ve düzeltmek için kullanılır.

Kemik Modu; kök moduna kıyasla son derece yüksek ultrasonik güç ile karakterizedir (26). Performansı, gelişmiş yazılım ve donanım kontrolleri ile izlenir. Aşırı frekans modülasyonu sayesinde mekanik ultrasonik titreşimler, farklı tipte kemiklerin kesimi için özel bir etki oluşturur.

Önerilen seçimler şunlardır (27):

Kalite 1: Kortikal kemiğin veya yüksek yoğunluklu kansellöz kemiğin kesilmesi için.

Kalite 3: Düşük yoğunluklu kansellöz kemiğin kesilmesi için.

Kök Modu; kök modu seçildiğinde oluşan titreşimler, aşırı frekans modülasyonu olmaksızın orta düzeyde bir ultrasonik güç üretir (26).

Kök çalışma modu iki farklı programdan oluşur (27):

1. Endo Programı: Transdüsere uygulanan elektrik geriliminin azaltılması ile sınırlı güç sağlanır ve bu, ucun yalnızca birkaç mikronluk osilasyon yapmasına neden olur. Bu mekanik mikro-titreşimler, endodontik cerrahide kök kanalının apikal kısmının irrigasyonu için idealdir.

2. Perio Programı: Güç seviyesi, endo programı ile kemik programı arasında yer alır. Ultrasonik dalga, transdüser boyunca kesintisiz sinüzoidal bir şekilde iletilir ve kullanılan ucun rezonans frekansına eşit bir frekansla karakterizedir.

Ayrıca, kemik programlarına göre biraz daha düşük standart güce sahip, ancak aynı frekans modülasyonunu gösteren özel bir program bulunmaktadır. Bu özel program, özellikle ince ve hassas cerrahi uçlar için tasarlanmıştır. Yalnızca piezocerrahi konusunda deneyimli cerrahların**,** son derece ince ve etkili bir insizyon yapmak istedikleri durumlarda kullanılması önerilir.

Uç Tipleri

Piezoelektrik kemik cerrahisinde kullanılan tüm uçların tasarımını ve işlevini geliştirmiştir. Morfolojik-fonksiyonel ve klinik faktörler göz önünde bulundurularak uçlar çift sınıflandırma sistemine göre tanımlanmış ve düzenlenmiştir. Çeşitli uç tipleri şu şekilde sınıflandırılır:

İnsert Uçlarının Kaplamasına Göre Sınıflandırılması (1)

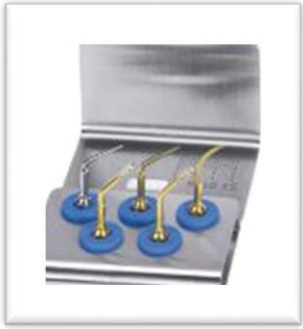
1. Titanyum nitrür kaplı uçlar: Osteoplasti işlemlerinde ve kemik talaşı elde etmede etkilidir. Maksimum kesme verimliliği sağlar, korozyona dayanıklıdır ve daha uzun ömürlüdür.

2. Elmas kaplamalı uçlar: İnce kemiklerin osteotomisi ve anatomik yapılara yakın bölgelerde kullanılır. Elmas kaplamalı uçlar üç alt gruba ayrılır:

a. Keskin uçlar: Maksimum kesme verimliliği için tasarlanmıştır. Osteoplasti işlemlerinde ve kemik grefti elde etmek için kullanılır.

b. Düz uçlar: Elmas kaplamalı yüzeyleri sayesinde kemik yapılar üzerinde hassas ve kontrollü çalışma olanağı sunar. Sinüs penceresi hazırlığı veya sinir erişimi gibi zor ve hassas osteotomi işlemlerinde tercih edilir.

c. Künt uçlar: Yumuşak dokuların hazırlanmasında kullanılır. Örneğin; Schneider membranının elevasyonu ve/veya mandibular sinirin lateralizasyonu sırasında kullanılır. Periodontolojide ise kök yüzeyi düzleştirme işlemlerinde kullanılır.



Şekil 2: Perio kit (1)

Uçlarının Rengine Göre Sınıflandırılması

1. Altın uçlar: Bu uçlar özellikle kemik cerrahisinde kullanılır. Uçların altın rengi, yüzey sertliğini artırarak çalışma ömrünü uzatan titanyum nitrür kaplamadan elde edilir (28).



Şekil 3: Altın uçlar (1)

2. Çelik uçlar: Bu uçlar yumuşak dokuların ve/veya hassas diş yapılarının (örneğin diş kökleri) tedavisinde kullanılır (29).



Şekil 4: Çelik uçlar (1)

Klinik Uygulamalara Göre Uçların Sınıflandırılması

Klinik sınıflandırma, osteotomi, osteoplasti ve ekstraksiyon gibi cerrahi işlemlerde kullanılan keskin, düz ve küt uç tiplerini kapsar (30). Cerrahi girişimin türüne ve hedeflenen dokusal işleme bağlı olarak piezoelektrik cerrahi uçları aşağıdaki klinik kategorilere göre sınıflandırılmaktadır:

Osteotomi uçları: Kortikal veya kansellöz kemikte kontrollü ve hassas kemik kesileri yapılmasında kullanılır.

Osteoplasti uçları: Kemik yüzeyinin yeniden şekillendirilmesi ve düzensizliklerin giderilmesinde tercih edilir.

Ekstraksiyon uçları: Travmayı azaltmak amacıyla atravmatik diş çekimlerinde kullanılır.

İmplant yatağı hazırlığı uçları: Osteotomi hattının kontrollü genişletilmesi ve implant yuvasının hazırlanmasında kullanılır.

Periodontal cerrahi uçları: Kök yüzeyi düzleştirme, granülasyon dokusunun uzaklaştırılması ve periodontal defektlerin yönetiminde kullanılır.

Endodontik cerrahi uçları: Kök uç rezeksiyonu, apikal kavitelerin hazırlanması ve kök yüzey düzeltme işlemlerinde etkilidir.

Sinüs lifting uçları: Sinüs membranının atravmatik elevasyonu ve lateral sinüs pencere hazırlığı için kullanılır

Alveolar kret genişletme uçları: Atrofik alveolar kretin genişletilmesinde kontrollü mikro-osteotomi sağlar.

Kemik greftleme uçları: Otojen kemik talaşı toplanması ve greft sahasının hazırlanmasında kullanılır.

Ortodontik mikrocerrahi uçları: Kortikotomi ve hızlandırılmış ortodontik tedavi protokollerinde kullanılır.

3. PİEZOCERRAHİNİN KLİNİK KULLANIM ALANLARI

3.1. Piezocerrahinin Endikasyonları

İmplantoloji*:* İmplant yuvasının hazırlanması, alveoler kretin ayrılması ve genişletilmesi alveoler kretin yeniden şekillendirilmesi, mental sinirin yeniden konumlandırılması, distraksiyon osteogenezi sonrası implant yerleştirilmesi, bıçak tipi implantların çıkarılması, implantların yerleştirilmesi, blok greftlerin elde edilmesi (30).

Maksiller Sinüs Greftleme Cerrahisi: Lateral sinüs penceresinin oluşturulması, sinüs mukozasının atraumatik disseksiyonu, sinüs tabanının elevasyonu (30).

Periodontal Tedavi Prosedürleri: Supragingival ve subgingival diş taşı ve biyofilm uzaklaştırılması, periodontal ceplerin irrigasyonu, kron boyu uzatma cerrahisi, yumuşak doku debridmanı, rezektif ve rejeneratif periodontal cerrahi işlemler (30).

Diğer Kullanım Alanları: Retrograd kök kanal hazırlığı, apikal rezeksiyon, kistektomi, diş çekimi, osteojenik distraksiyon ile ankiloze dişin çekimi/uzaklaştırılması, ortodontik cerrahi işlemler, kistlerin çıkarılması (31).

Periodontal Cerrahi: Piezoelektrik cerrahinin periodontal cerrahide kullanımı, yumuşak ve sert dokuların yönetimini kolaylaştırır ve iyileştirir. Örneğin, rezektif periodontal cerrahide primer flep geleneksel teknikle kaldırıldıktan sonra, kazıyıcı biçimli ucu veya yuvarlatılmış bistüri formunda ucu kullanılması, sekonder flebin ayrılmasını ve inflamatuvar granülasyon dokusunun uzaklaştırılmasını kolaylaştırır. Uygulama sırasında kullanılan salin solüsyonunun hem soğutucu özelliği hem de oluşturduğu kavitasyon etkisi sayesinde operasyon bölgesinde minimal kanama gözlenir.

Uygun uç ve güç modunun seçilmesiyle ultrasonik cihaz, etkin kök yüzeyi temizliği, debridman ve kök yüzeyi düzleştirmeyi kolaylaştırır. Özellikle elmas kaplı özel uçlar, interproksimal kemik defektlerinde bile detaylı ve etkin debridman yapılmasını sağlar.

Ultrasonik mikro titreşimlerin mekanik etkisi ile irrigasyon sıvısının (pH nötr, izotonik salin) kavitasyon etkisinin birlikte çalışması, bakterilerin, toksinlerin, nekrotik hücrelerin ve debrislerin uzaklaştırılmasını sağlayarak iyileşme için fizyolojik açıdan temiz bir alan oluşturur.

Ayrıca, defekt tabanında mikro çukurlar (micropits) oluşturarak ultrason uygulaması, hücresel yanıtı uyarır ve iyileşme mekanizmalarını aktive eder. Kemik defekti üzerinde büyütme sistemleri ile çalışılabilmesi, alıcı bölgenin hazırlanmasında ve mikrogreftlerin stabilizasyonunda piezocerrrahinin yüksek mikrometrik hassasiyetinin klinik avantajlarını ortaya koyar (32).

Kret Genişletme: Horizontal alveolar kret genişletme, dar alveolar kretlerde kemik genişliğini artırmak ve aynı seansta implant yerleştirmek için son derece yararlı bir tekniktir. Bu yaklaşımın en önemli avantajı, hem augmentasyonun hem de implant yerleştirilmesinin tek bir cerrahi işlemle gerçekleştirilebilmesidir.

Piezocerrahi, alveolar kret boyunca kesinin son derece hassas ve dar yapıda yapılmasını sağlaması nedeniyle korizontal osteotomi oluşturulmasında vazgeçilmez bir araçtır. Bazı olgularda (örn. elastikiyeti az, yoğun kemik alanlarında), kretin genişletilebilmesi için alveolar kemikte bir veya iki dikey kesi yapılması da gerekebilir.

Uygulanan horizontal osteotomi, sonraki basamaklarda piezoelektrik uçlarla gerçekleştirilen implant yuvası hazırlığı ile birlikte, çap veya kesit alanını artırmak amacıyla vida tipinde veya yelpaze tipinde kret genişleticiler kullanılarak genişletilir (32).

3.2. Piezoelektrik Cerrahinin Kontrendikasyonları

Mutlak kontrendikasyon yoktur. **Sistemik hastalıklarla ilişkili olabilen veya olmayabilen kemik yapısı ve vaskülarizasyondaki değişiklikler,** kemik yoğunluğu, damarlanma ve doku rejenerasyon kapasitesindeki bu tür varyasyonlar, cerrahi iyileşme sürecini olumsuz yönde etkileyebilir. **Sigara kullanımı ve aşırı alkol tüketimi gibi davranışsal alışkanlıklar,** doku iyileşmesini yavaşlatır, enfeksiyon ve komplikasyon riskini artırır ve cerrahi başarı oranlarını düşürebilir (33).

Baş-boyun bölgesine radyoterapi uygulanmış hastalarda piezoelektrik cerrahi; ultrasonik mikrovibrasyonlar ile kemikte ek mekanik stres ve osteotomi travması oluşturması, ayrıca radyoterapiye bağlı hipovasküler-hiposelüler kemik dokusu ve immünsupresyon sonucu doku iyileşmesinin belirgin olarak bozulması nedeniyle, çeşitli derlemelerde kontrolsüz diyabet ve kardiyopatilerle birlikte mutlak veya relatif kontrendikasyonlar arasında yer almaktadır. Ayrıca, kalp pili veya diğer implante edilebilir elektronik cihazlara sahip hastalarda ve bu cihazlara sahip operatörlerde de uygulanmasından kaçınılmalıdır. Çünkü elektro cerrahi bir bıçağın kullanımı, söz konusu cihazların doğru şekilde çalışmasını olumsuz yönde etkileyebilir.

Bu tekniğin metal veya seramik protetik restorasyonlar üzerinde uygulanması da önerilmez. Ultrasonik titreşimler, bu tür protezlerin simantasyonunun bozulmasına ve protezlerin yerinden çıkmasına yol açabilir (34).

3.3. Piezoelektrik Cerrahinin Avantajları

Mikrometrik titreşim aralığı, yüksek cerrahi hassasiyet sağlar. Bu sayede nöro-vasküler yapılar gibi hassas anatomik komşuluklar korunarak osteotomi gerçekleştirilebilir. Piezocerrahide kullanılan modüle ultrasonik frekans, sert dokuda yüksek hassasiyette kesim yapılmasını sağlarken komşu yumuşak doku ve sinir yapılarının zarar görmesini engeller**.** Bu yönüyle, konvansiyonel döner aletlere kıyasla doku seçiciliği ve cerrahi doğruluğu daha üstündür**.**

Piezocerrahide kesim için gerekli cerrahi kuvvet oldukça düşüktür. Piezocerrahinin elde tutulan kısmı 0,5 kg uygulama kuvvetinde maksimum verimle çalışırken, konvansiyonel frezler genellikle 2–3 kg kuvvet gerektirir. Cihaz, osteotomi hattı üzerinde doğrudan ve açık görüş sağlar. Piezocerrahi üniteleri konvansiyonel ultrasonik cihazlardan yaklaşık üç kat daha güçlüdür (~5 Watt) ve yüksek mineralize kortikal kemiği kesmeye olanak tanır. Lineer titreşim hareketi kesim kontrolünü artırır. İşlem sırasında intraoperatif kanama minimaldir. Ultrasonik titreşimin oluşturduğu kavitasyon etkisi, fizyolojik solüsyon kabarcıklarının patlamasıyla mikrokoagülasyon sağlar. Cerrahi sahada yüksek görünürlük sağlanırken, yumuşak doku hasarı ve kemik kaybı minimal düzeyde kalır. Böylece sinüs membranı ve sinir dokuları gibi vital yapılar korunur. Kavitasyon etkisi, irrigasyon sıvısı ile titreşimli uç arasında gerçekleştiğinden cerrahi alan temiz ve berrak kalır. Kemik iyileşmesi daha hızlıdır. Ultrasonik titreşimin hücresel metabolizmayı uyarması ve kesim bölgesinde nekroz oluşmaması, kemik rejenerasyonunu hızlandırır. Yumuşak doku hasarı minimaldir. Otojen greft elde edilmesi kolaydır. Açılı uçlar sayesinde zor erişilen bölgelerde güvenli çalışma mümkündür. Makrovibrasyon olmaması nedeniyle hasta konforu yüksektir. Subkutan amfizem riski, döner aletlere kıyasla belirgin şekilde düşüktür, çünkü cihaz aerosol etkisi ile çalışır. Cerrahi sonrası ağrı daha azdır, çünkü işlem daha az invazivdir ve kollateral doku hasarı sınırlıdır. Bu durum iyileşmeyi klinik olarak olumlu yönde etkiler. Cihaz, konvansiyonel motorlara göre daha az ses ve mikro-titreşim üretir. Bu da hastanın korku ve psikolojik stresini azaltır. Steril su ortamında çalışıldığından asepsi daha etkin biçimde korunur. 4°C irrigasyon çözeltisi ile soğutma yapılması, termal hasarı önleyerek işlem güvenliğini artırır (9, 24, 35).

3.4. Piezoelektrik Cerrahinin Dezavantajları

Cerrahi sırasında kesim hızına ilişkin sorunlarla karşılaşıldığında, geleneksel frez veya testere kullanımındaki gibi el basıncını artırmak doğru yaklaşım değildir. Piezocerrahide belirli bir sınırın üzerinde basınç uygulamak, uç titreşimlerini engeller ve enerjinin ısıya dönüşmesine neden olur. Dolayısıyla piezocerrahinin en etkin kullanımı daha yüksek hız ve daha düşük el basıncı ile sağlanır. Literatürde piezoelektrik cihazlara ilişkin en sık belirtilen dezavantajlardan biri, operasyon süresinin geleneksel kesim araçlarına göre genellikle daha uzun olmasıdır. Bir diğer dezavantaj, uygun uzunlukta uçların bulunmaması nedeniyle derin osteotomilerin (örn. maksillo-

pterigoid diseksiyon) zor ya da imkânsız olabilmesidir**.** Özellikle mandibular osteotomilerde hızlı ve zorlanmadan çalışabilmek için mevcut el parçaları ve uçlar yetersiz kalabilmektedir. Sadece uç uzunluğunun değil, uç kalınlığının da artırılması gereklidir; aksi halde cerrah kesim gücünü artırmak için basıncı yükselttiğinde mikro-titreşimler engellenir. El parçalarının ergonomisinde iyileştirme gereklidir; daha uzun gövde ve yeterli çap, özellikle derin kavitelere ulaşmayı kolaylaştıracak ve döner aletlerde görülen "düzleştirme" etkisini azaltacaktır. Cihazın ekonomik yönü de göz ardı edilmemelidir. Başlangıç maliyeti yüksek görünse de1, el parçaları ve uçların defalarca sterilize edilebilmesi, piezoelektrik sistemleri uzun vadede rekabetçi bir seçenek hâline getirir. Piezocerrahi uçları hızlı aşınma gösterir. Kemik cerrahisinde aynı ucu on kullanımdan fazla tekrarlamak önerilmez. Mikroabrazyona bağlı darbeler, uçların kırılmasına veya kontrolsüz ısı üretimine ve dolayısıyla doku hasarına neden olabilir. Bu cihazın kalp pili taşıyan hastalarda kullanımı önerilmez (9, 24, 35, 36)**.**

4. PİEZOCERRAHİNİN KEMİK DOKUSU ÜZERİNDEKİ BİYOLOJİK ETKİLERİ

Kemik dokusunun termal hasara karşı duyarlılığı literatürde kapsamlı biçimde ortaya konmuştur. Osteotomi sırasında doku canlılığının korunabilmesi için belirlenen kritik sıcaklık eşiği**,** 47 °C'de bir dakikalık maruziyet olarak kabul edilmektedir (37, 38). Bu nedenle, osteotomi sırasında frez, matkap ve testere gibi aletlerin tekrarlayan kullanımı kesme gücünü azaltmakta, aşırı travmaya yol açmakta ve sürtünmeye bağlı ısı artışına neden olmaktadır.

Piezoelektrik cerrahinin kemik hücresi canlılığı üzerindeki etkisini değerlendirmek amacıyla çeşitli çalışmalar yapılmıştır (39, 40). Mikro-fotografi ve histomorfometrik analizlerle yapılan karşılaştırmalarda, otolog kemik grefti elde edilmesinde canlı kemik oranının en yüksek olduğu tekniklerin keski, osteotom ve piezoelektrik cerrahi olduğu gösterilmiştir (41). Bu bulgular, piezoelektrik cihazla toplanan kemik partiküllerinin morfolojik bütünlüğünü ve hücresel canlılığını koruduğunu bildiren diğer çalışmalarla da uyumludur (42). Buna karşın, düşük veya yüksek devirli frezlerle ya da kemik kazıyıcılarla elde edilen partiküllerde canlı osteositlerin bulunmadığı**,** nekrotik dokunun baskın olduğu bildirilmiştir.

4.1. Piezoelektrik Cerrahinin Moleküler Düzeyde Etkileri

Piezocerrahinin moleküler düzeydeki ilk etkisi proinflamatuvar sitokin yanıtının aktive olmasıdır. Nambiar ve ark.'nın çalışmasında, piezocerrahi uygulanan bölgelerde gingival oluk sıvısındaki IL-1β düzeylerinin tüm zaman noktalarında kortikotomiye kıyasla anlamlı biçimde yüksek olduğu**,** özellikle 24. saatte belirgin bir pik oluşturduğu bildirilmiştir. IL-1β artışı, osteoklastogenez üzerinde güçlü bir uyarıcıdır ve piezoelektrik cerrahinin kemik rezorpsiyon fazını hızlandıran temel biyokimyasal mekanizmalardan birini oluşturmaktadır (43).

Hayvan modelinde Han ve He, piezoelektrik cerrahi sonrası periodontal dokuda BMP-2, mRNA ve protein ekspresyonunun anlamlı şekilde arttığını göstermiştir. BMP-2 osteoblast farklılaşması ve yeni kemik oluşumu için kritik bir büyüme faktörü olduğundan, piezoelektrik cerrahinin kemik formasyon fazını da hızlandırdığı sonucuna varılmıştır. Böylece piezoelektrik cerrahi, hem rezorpsiyon hem de formasyon fazlarını eş zamanlı aktive ederek kemik döngüsünü bütüncül olarak artırmaktadır (44).

Strippoli ve ark.'nın klinik çalışmasında, piezokortikotomi sonrası IL-1β, IL-6, TNF-α, RANKL ve GM-CSF gibi biyobelirteçlerde 3., 5. ve 16. haftalarda pik değerler gözlenmiştir. Bu biyokimyasal yanıt, RANKL/OPG dengesinin osteoklast aktivitesi lehine değişmesine yol açarak kemik yıkımını hızlandırmış ve piezoelektrik cerrahinin ortodontik tedaviyi kısaltan biyolojik temelini desteklemiştir (45).

Piezocerrahinin kemik iyileşmesi üzerindeki etkilerini moleküler düzeyde değerlendiren çalışmalar sınırlı olmakla birlikte, bu konuda mevcut en kapsamlı araştırmalardan biri Esteves ve arkadaşları tarafından yürütülmüştür. Bu deneysel çalışmada piezocerrahi ve konvansiyonel frezleme sonrası iyileşme süreçleri, rat tibiasında oluşturulan subkritik kemik defekti modeli kullanılarak karşılaştırılmış ve her iki yöntemin biyolojik yanıtları çok boyutlu olarak analiz edilmiştir. Çalışmada 110 rat iki gruba ayrılmış; her iki yöntemde 2 mm çapında osteotomiler oluşturularak doku örnekleri 3., 7., 14., 30. ve 60. günlerde histolojik, histomorfometrik, immünohistokimyasal ve moleküler analizlere tabi tutulmuştur. Elde edilen bulgular, tüm zaman noktalarında kemik iyileşmesinin her iki yöntemde büyük ölçüde benzer ilerlediğini, yalnızca 30. günde piezo grubunda yeni kemik miktarında hafif fakat istatistiksel olarak anlamlı bir artış bulunduğunu göstermiştir. VEGF,

Caspase-3, OPG, RANKL ve osteokalsin immün ekspresyonlarında; BMP, Wnt, inflamasyon, osteogenez ve apoptoza ilişkin 21 genin qRT-PCR analizlerinde ise gruplar arasında anlamlı bir fark saptanmamıştır. Bu sonuçlar, piezocerrahinin kemik iyileşmesini hızlandırdığına dair moleküler düzeyde bir kanıt bulunmadığını, iyileşme dinamiklerinin konvansiyonel osteotomi ile karşılaştırılabilir olduğunu ortaya koymaktadır (46).

Preti ve ark. (2007), domuz tibiasına yerleştirilen poröz titanyum implantlar kullanılarak piezoelektrik cerrahi ile konvansiyonel frezleme yöntemlerinin biyomoleküler ve histolojik açıdan osseointegrasyon üzerindeki etkileri karşılaştırılmıştır. Piezoelektrik kesim sonrası erken dönemde (7–14 gün) belirgin düzeyde artmış yeni kemik oluşumu ve osteoblast aktivitesi gözlemlemiştir. Moleküler inceleme kapsamında BMP-4**,** TGF-β2**,** IL-10**,** IL-1β ve TNF-α değerlendirildiğinde, piezocerrahi grubunda osteogenezle ilişkili BMP-4 ve TGF-β2 ile antiinflamatuvar IL-10'un anlamlı şekilde yükseldiği; buna karşılık proinflamatuvar IL-1β ve TNF-α'nın artış göstermediği bildirilmiştir. Bu bulgular, piezocerrahinin peri-implant bölgede erken osteogenezi uyardığını ve inflamatuvar yanıtı daha dengeli bir düzeyde tuttuğunu göstermektedir (47).

Ayrıca Silva Neto ve ark. tarafından maksiller premolar bölgede bilateral implant yerleştirilen 30 hastayla yürütülen prospektif klinik çalışmada, piezocerrahi ile hazırlanan implant yuvalarında rezonans frekans analizi ile elde edilen implant stabilite değerleri anlamlı düzeyde daha yüksek bulunmuş; böylece piezoelektrik yöntemin erken implant stabilitesi açısından konvansiyonel frezleme yöntemine üstün olduğu gösterilmiştir (48).

4.2. Piezocerrahinin Histolojik ve Mikromorfolojik Etkileri

Klinik, preklinik ve in vitro araştırmalar, piezoelektrik cerrahinin düzenli duvarlara sahip, temiz ve hassas osteotomiler oluşturduğunu, ayrıca operasyon sırasındaki kanamayı azalttığını göstermektedir (49, 50). Maurer ve ark. üç farklı osteotomi tekniğini karşılaştırdıkları çalışmada, döner frez ve testereye kıyasla piezoelektrik osteotominin kemik dokusunun orijinal mikromorfolojik yapısını koruduğunu bildirmiştir (51).

Bununla birlikte, piezocerrahi sonrası kemik iyileşme sürecini ve bu iyileşmeyi geleneksel osteotomi yöntemleri sonrasındaki iyileşme ile karşılaştıran çalışma sayısı oldukça sınırlıdır. Horton ve ark**.** bu konuya ilişkin yalnızca histolojik düzeyde değerlendirme yaparak, keski ve ultrasonik aletler

ile oluşturulan alveoler defektlerde geleneksel frez kullanımına kıyasla hızlandırılmış kemik oluşumu bildirmiştir (3).

Vercellotti ve ark. tarafından osteotomi ve osteoplasti sonrası yapılan değerlendirmelerde dikkat çekici sonuçlar elde edilmiştir (52):

14. günde: Karbür ve elmas frez kullanılan bölgelerde kemik kaybı görülürken, piezocerrahi uygulanan bölgelerde kemik dokusunda artış saptanmıştır.

28. günde: Tüm sistemlerde kemik seviyesi artmış; sement ve periodontal ligament rejenerasyonunun belirgin biçimde ilerlediği gözlenmiştir.

56. günde: Piezocerrahi uygulanan bölgelerde kemik kütlesi artmaya devam etmiş, buna karşılık diğer tekniklerde kemik kaybı meydana gelmiştir.

Bu bulgular piezocerrahinin kemik rejenerasyon kapasitesinin konvansiyonel yöntemlerden daha yüksek olduğunu açıkça ortaya koymaktadır.

Chiriac ve ark. ise piezocerrahi ile elde edilen kemik partiküllerinin canlı hücre içerdiğini ve bu hücrelerin in vitro ortamda osteoblastlara farklılaşabildiğini bildirmiştir (53). Von See ve ark. da kazıyıcı veya piezoelektrik cihazla toplanan örneklerde osteoblast benzeri hücre sayısının daha yüksek olduğunu raporlamıştır (54).

Benzer şekilde Ma ve ark.'nın tavşan modelinde piezocerrahi ile titreşimli testere karşılaştırılmış, histomorfometrik açıdan anlamlı fark bulunmasa da piezocerrahi grubunda kemik oluşumunun daha fazla olduğu gösterilmiştir (55).

4.3. Piezoelektrik Cerrahinin Yumuşak Doku Üzerindeki Etkileri

Piezoelektrik cerrahinin yumuşak dokular üzerindeki etkisini inceleyen çalışmalar sınırlı olmakla birlikte, Stoetzer ve ark. piezocerrahinin subperiostal diseksiyon sırasında daha az yumuşak doku hasarı oluşturduğunu bildirmiştir. Sıçan modelinde yapılan bu çalışmada, periosteal mikrodolaşım piezocerrahi ile daha iyi korunmuş; yüksek periosteal perfüzyon düzeylerinin iyileşme sürecine olumlu katkı sağlayabileceği belirtilmiştir (56).

5. SONUÇ

Piezoelektrik cerrahi, geleneksel döner enstrümanlara kıyasla hem cerrahi hassasiyet hem de biyolojik doku yanıtı açısından belirgin üstünlükler

sunan modern bir osteotomi yöntemidir. Ultrasonik mikrovibrasyonların sağladığı doku seçiciliği; nörovasküler yapıların korunması, minimal termal hasar oluşması ve cerrahi alanın daha net görülebilmesi gibi önemli avantajlar yaratmakta, bu da yöntemi özellikle kompleks anatomik bölgelerde son derece güvenilir hâle getirmektedir. Histolojik ve mikroskobik incelemeler, piezocerrahi ile oluşturulan osteotomi yüzeylerinin daha düzgün karakterde olduğunu, kemik partiküllerinin daha yüksek hücresel canlılık gösterdiğini ve rejeneratif potansiyelin frezleme tekniklerine göre anlamlı biçimde arttığını ortaya koymaktadır (3).

Moleküler düzeyde yapılan araştırmalar, piezocerrahinin erken iyileşme dönemlerinde BMP-4, TGF-β2 gibi osteogenez ile ilişkili büyüme faktörlerini artırabildiğini, IL-10 gibi anti-inflamatuvar sitokinleri yükseltebildiğini ve proinflamatuvar IL-1β ile TNF-α düzeylerini daha dengeli tuttuğunu ortaya koymuştur (47). Buna karşın, kimi geniş kapsamlı çalışmalarda (Esteves ve ark.) piezoelektrik cerrahi ile konvansiyonel osteotomi arasında iyileşmenin genel dinamikleri açısından anlamlı bir moleküler fark saptanmamıştır. Bu durum, piezocerrahinin biyolojik etkilerinin özellikle erken fazda ve sınırlı düzeyde belirginleştiğini düşündürmektedir (46).

Bununla birlikte, piezocerrahinin bazı sınırlılıkları mevcuttur. Osteotomi sürelerinin geleneksel yöntemlere kıyasla daha uzun olması, çalışma basıncının artmasıyla vibrasyonun azalması sonucu ısı artışına bağlı doku hasarı riskinin ortaya çıkabilmesi ve tekniğin belirgin bir öğrenme eğrisi gerektirmesi uygulamayı zorlaştıran unsurlar arasındadır (6). Piezoelektrik cerrahi, erken dönem kemik iyileşmesini olumlu yönde etkilemesi, cerrahi güvenliği artırması ve dokuya saygılı bir yaklaşım sunması sayesinde modern cerrahide etkili ve umut vadeden bir yöntem olarak öne çıkmaktadır (6).

Çok yönlü kullanım potansiyeli umut verici olsa da, piezoelektrik cerrahinin uzun dönem klinik sonuçlarının daha kapsamlı araştırmalarla desteklenmesine ihtiyaç duyulmaktadır. Bu çerçevede piezoelektrik cerrahi, uygun vakalarda geleneksel yöntemlere değerli bir alternatif oluşturarak modern cerrahide güvenli, öngörülebilir ve atravmatik yaklaşımlara katkı sağlamaktadır (36).

Kısaltmalar:

BMP – Bone Morphogenetic Protein (Kemik Morfogenetik Proteini)

BMP-2 – Bone Morphogenetic Protein-2

BMP-4 – Bone Morphogenetic Protein-4

Caspase-3 – Hücresel apoptozda görevli proteaz enzimi

GCF – Gingival Crevicular Fluid (Gingival Oluk Sıvısı)

GM-CSF – Granulocyte-Macrophage Colony Stimulating Factor

IL – Interleukin (İnterlökin)

IL-1β – Interleukin-1 beta

IL-6 – Interleukin-6

IL-10 – Interleukin-10

OPG – Osteoprotegerin

qRT-PCR – Quantitative Real-Time Polymerase Chain Reaction

RANKL – Receptor Activator of Nuclear Factor Kappa-B Ligand

TGF-β2 – Transforming Growth Factor-Beta 2

TNF-α – Tumor Necrosis Factor-alpha

WNT- Wingless-related Integration Site

VEGF – Vascular Endothelial Growth Factor

KAYNAKLAR

1. Thomas M, Akula U, Ealla KK, Gajjada N. Piezosurgery: A boon for modern periodontics. *J Int Soc Prev Community Dent.* 2017;7(1):1-7.
2. Listgarten MA. Pathogenesis of periodontitis. *J Clin Periodontol.* 1986;13(5):418-30.
3. Horton JE, Tarpley Jr TM, Wood LD. The healing of surgical defects in alveolar bone produced with ultrasonic instrumentation, chisel, and rotary bur. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1975;39(4):536-46.
4. Seshan H, Konuganti K, Zope S. Piezosurgery in periodontology and oral implantology. *J Indian Soc Periodontol*. 2009;13(3):155-6.
5. Pavlíková G, Foltán R, Horká M, Hanzelka T, Borunská H, Šedý J. Piezosurgery in oral and maxillofacial surgery. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2011;40(5):451-7.
6. Labanca M, Azzola F, Vinci R, Rodella LF. Piezoelectric surgery: twenty years of use. *Br J Oral Maxillofac Surg.* 2008;46(4):265-9.
7. Eggers G, Klein J, Blank J, Hassfeld S. Piezosurgery: an ultrasound device for cutting bone and its use and limitations in maxillofacial surgery. *Br J Oral Maxillofac Surg.* 2004;42(5):451-3.
8. Shubhangini C, Arvina R. Piezo-surgery in periodontics. *Bioinformation.* 2022;18(12):1177-80.
9. Schlee M, Steigmann M, Bratu E, Garg AK. Piezosurgery: basics and possibilities. *Implant Dent.* 2006;15(4):334-40.
10. Robiony M, Polini F, Costa F, Vercellotti T, Politi M. Piezoelectric bone cutting in multipiece maxillary osteotomies. *J Oral Maxillofac Surg.* 2004;62(6):759-61.
11. Schaeren S, Jaquiéry C, Heberer M, Tolnay M, Vercellotti T, Martin I. Assessment of nerve damage using a novel ultrasonic device for bone cutting. *J Oral Maxillofac Surg.* 2008;66(3):593-6.
12. Stübinger S, Stricker A, Berg B-I. Piezosurgery in implant dentistry. *Clin Cosmet Investig Dent.* 2015:115-24.
13. Nalbandian S. Piezosurgery techniques in implant dentistry. *Austral Dent Pract.* 2011;22(5):116-26.
14. Catuna MC. Sonic Energy; A possible dental application. *Ann Dent.* 1953;12:100-1.
15. Mazorow H. Bone repair after experimentally produced defects. *J Oral Surg, Anesth & Hosp D Serv.* 1960;18:107-15.

16. McFall T, Yamane G, Burnett G. Comparison of the cutting effect on bone of an ultrasonic cutting device and rotary burs. *J Oral Surg Anesth Hosp Dent Serv.* 1961;19:200-9.

17. Torrella F, Pitarch J, Cabanes G, Anitua E. Ultrasonic ostectomy for the surgical approach of the maxillary sinus: a technical note. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1998;13(5).

18. Vercellotti T. Piezoelectric surgery in implantology: a case report--a new piezoelectric ridge expansion technique. *Int J Periodontics Restorative* Dent. 2000;20(4).

19. Vercellotti T, Crovace A, Palermo A, Molfetta L. The piezoelectric osteotomy in orthopedics: clinical and histological evaluations (pilot study in animals). *Mediterranean Journal of Surgery and Medicine.* 2001;9:89-95.

20. Bauer SE, Romanos GE. Morphological characteristics of osteotomies using different piezosurgical devices. A scanning electron microscopic evaluation. *Implant Dent*. 2014;23(3):334-42.

21. Gleizal A, Béra J, Lavandier B, Beziat J. Craniofacial approach for orbital tumors and ultrasonic bone cutting. *J Fr Ophtalmol.* 2007;30(9):882-91.

22. Nandagopal N, John B. An overview on the art of piezosurgery in the maxillofacial practice. *J Oral Med Oral Surg.* 2022;28(1):2.

23. Hoigne DJ, Stübinger S, Von Kaenel O, Shamdasani S, Hasenboehler P. Piezoelectric osteotomy in hand surgery: first experiences with a new technique. *BMC Musculoskelet Disord.* 2006;7:36.

24. Crosetti E, Battiston B, Succo G. Piezosurgery in head and neck oncological and reconstructive surgery: personal experience on 127 cases. *Acta Otorhinolaryngol Ital.* 2009;29(1):1.

25. VineshKamath K, JagadishPai B, Padma R, Padma R, Jaiswal N. Piezosurgery–a true revolution in periodontics & implantology. *J Dent Herald*. 2014;1:34-7.

26. Vignesh V. Piezo Electric Surgery in Periodontal Therapy. *Research J. Pharm. and Tech*. 2016;9(1):79.

27. Khan S, Khatri M, Bansal M, Rehan M, Tripathi P, Mishra A. Piezosurgery in periodontology. ***IP Int. J. Periodontol. Implantol*.** 2023;8(2):97-102.

28. Aro H, Kallioniemi H, Aho A, Kellokumpu-Lehtinen P. Ultrasonic device in bone cutting: A histological and scanning electron microscopical study. *Acta Orthop*. 1981;52(1):5-10.

29. Landes CA, Stübinger S, Laudemann K, Rieger J, Sader R. Bone harvesting at the anterior iliac crest using piezoosteotomy versus conventional open

harvesting: a pilot study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2008;105(3):e19-28.

30. Yaman Z, Suer B. Piezoelectric surgery in oral and maxillofacial surgery. *Ann Oral Maxillofac Surg*. 2013;1(1):5.
31. Vercellotti T. Technological characteristics and clinical indications of piezoelectric bone surgery. *Minerva stomatologica*. 2004;53(5):207-14.
32. Bhagat M, Tapashetti R, Fatima G, Bhutani N. Piezosurgery in periodontics. *Galore Int J Health Sci Res.* 2020;5(1):121-9.
33. Francolí JE, Rodríguez AR, Aytés LB, Escoda CG. Application of ultrasound in bone surgery: two case reports. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2010;15(6):16.
34. Horton JE, Tarpley Jr TM, Jacoway JR. Clinical applications of ultrasonic instrumentation in the surgical removal of bone. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1981;51(3):236-42.
35. Walsh LJ. Piezosurgery: an increasing role in dental hard tissue surgery. *Austral Dent Pract.* 2007;9:52-6.
36. Leclercq P, Zenati C, Amr S, Dohan DM. Ultrasonic bone cut part 1: State-of-the-art technologies and common applications *J Oral Maxillofac Surg*. 2008;66(1):177-82.
37. Sclar AG. Strategies for management of single-tooth extraction sites in aesthetic implant therapy. *J Oral Maxillofac Surg*. 2004;62:90-105.
38. Zadeh HH. Implant site development: clinical realities of today and the prospects of tissue engineering. *J Calif Dent Assoc.* 2004;32(12):1011-20.
39. Happe A. Use of a piezoelectric surgical device to harvest bone grafts from the mandibular ramus: report of 40 cases. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2007;27(3).
40. Sohn D-S, Ahn M-R, Lee W-H, Yeo D-S, Lim S-Y. Piezoelectric osteotomy for intraoral harvesting of bone blocks. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2007;27(2).
41. Stübinger S, Kuttenberger J, Filippi A, Sader R, Zeilhofer H-F. Intraoral piezosurgery: preliminary results of a new technique. *J Oral Maxillofac Surg.* 2005;63(9):1283-7.
42. Ueki K, Nakagawa K, Marukawa K, Yamamoto E. Le Fort I osteotomy using an ultrasonic bone curette to fracture the pterygoid plates. *J Craniomaxillofac Surg.* 2004;32(6):381-6.
43. Nambiar K, Kamble R, Atole S, Toshniwal N, Pandey R. Comparative evaluation of changes in levels of cytokine–IL-1β in GCF of adult population

who have undergone piezocision and corticotomy assisted orthodontics-an in vivo study. *BMC Oral Health.* 2025;25(1):1368.

44. Han J, He H. Effects of piezosurgery in accelerating the movement of orthodontic alveolar bone tooth of rats and the expression mechanism of BMP-2. *Exp Ther Med.* . 2016;12(5):3009-13.

45. Strippoli J, Durand R, Schmittbuhl M, Rompré P, Voyer R, Chandad F, et al. Piezocorticision-assisted orthodontics: efficiency, safety, and long-term evaluation of the inflammatory process. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2019;155(5):662-9.

46. Esteves JC, Marcantonio Jr E, de Souza Faloni AP, Rocha FRG, Marcantonio RA, Wilk K, et al. Dynamics of bone healing after osteotomy with piezosurgery or conventional drilling–histomorphometrical, immunohistochemical, and molecular analysis. *J Transl Med.* 2013;11(1):221.

47. Preti G, Martinasso G, Peirone B, Navone R, Manzella C, Muzio G, et al. Cytokines and growth factors involved in the osseointegration of oral titanium implants positioned using piezoelectric bone surgery versus a drill technique: a pilot study in minipigs. *J Periodontol.* 2007;78(4):716-22.

48. da Silva Neto UT, Joly JC, Gehrke SA. Clinical analysis of the stability of dental implants after preparation of the site by conventional drilling or piezosurgery. *Br J Oral Maxillofac Surg.* 2014;52(2):149-53.

49. Claire S, Lea SC, Walmsley AD. Characterisation of bone following ultrasonic cutting. *Clin Oral Investig.* 2013;17(3):905-12.

50. Sortino F, Pedullà E, Masoli V. The piezoelectric and rotatory osteotomy technique in impacted third molar surgery: comparison of postoperative recovery. *J Oral Maxillofac Surg.* 2008;66(12):2444-8.

51. Maurer P, Kriwalsky MS, Block Veras R, Vogel J, Syrowatka F, Heiss C. Micromorphometrical analysis of conventional osteotomy techniques and ultrasonic osteotomy at the rabbit skull. *Clin Oral Implants Res.* 2008;19(6):570-5.

52. Vercellotti T, Nevins ML, Kim DM, Nevins M, Wada K, Schenk RK, et al. Osseous response following resective therapy with piezosurgery. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2005;25(6):543-9.

53. Chiriac G, Herten M, Schwarz F, Rothamel D, Becker J. Autogenous bone chips: influence of a new piezoelectric device (Piezosurgery®) on chip morphology, cell viability and differentiation. *J Clin Periodontol.* 2005;32(9):994-9.

54. Von See C, Rücker M, Kampmann A, Kokemüller H, Bormann K-H, Gellrich N-C. Comparison of different harvesting methods from the flat and long bones of rats. *Br J Oral Maxillofac Surg.* 2010;48(8):607-12.

55. Ma L, Stübinger S, Liu XL, Schneider UA, Lang NP. Healing of osteotomy sites applying either piezosurgery or two conventional saw blades: a pilot study in rabbits. *Int Orthop.* 2013;37(8):1597-603.

56. Stoetzer M, Felgenträger D, Kampmann A, Schumann P, Rücker M, Gellrich N-C, et al. Effects of a new piezoelectric device on periosteal microcirculation after subperiosteal preparation. *Microvasc Res.* 2014;94:114-8.