

Ortodontide Biyomekanik Yenilikler: Mini-İmplantlar

Ömer Faruk Sarı¹

Özet

Ortodontik tedavilerde ankraj kontrolü, öngörülebilir ve stabil sonuçlar için kritik öneme sahiptir. Geleneksel yöntemlerin sınırlılıkları, geçici ankraj aygıtlarını (TAD) modern ortodontide vazgeçilmez hale getirmiştir. Mini-implantlar; kolay yerleştirilebilirlik, düşük maliyet, yüksek başarı oranı ve hasta kooperasyonuna bağımlı olmadan kuvvet aktarımı gibi avantajlar sunmaktadır. Titanyum alaşımlı yapıları ve farklı tasarım seçenekleri, primer stabiliteyi artırarak anterior retraksiyon, molar distalizasyon, posterior intrüzyon ve transversal düzeltme gibi kompleks hareketlerin güvenle uygulanmasına olanak tanır. Ayrıca ortognatik cerrahi öncesi hazırlık ve çekimli tedavilerde etkin ankraj sağlamaktadır.

Son yıllarda dijital planlama, CAD/CAM destekli cerrahi rehberler, yapay zekâ tabanlı öngörü sistemleri ve nanoteknolojik yüzey modifikasyonları, mini-implantların biyomekanik başarısını artıran yenilikler arasında yer almaktadır. Bununla birlikte, uzun dönem stabilite, radyasyon maruziyeti ve komplikasyon yönetimi gibi konular klinik ve etik sınırlılıkları gündeme getirmektedir.

Sonuç olarak, mini-implantlar hem klinik etkinlik hem de biyomekanik kontrol açısından çağdaş ortodonti pratiğinde altın standart bir ankraj seçeneği olarak değerlendirilmektedir. Gelecek araştırmalar, uzun dönem sonuçların güçlendirilmesi, nanoteknoloji ve yapay zekâ entegrasyonunun optimize edilmesi ve hasta güvenliğini artıracak yeni protokollerin geliştirilmesi üzerine yoğunlaşmalıdır.

1 Dr. Öğr. Üyesi, Ankara Medipol Üniversitesi, omer.sari@ankaramedipol.edu.tr, ORCID ID: 0000-0003-0086-8232

1.Giriş

Ortodontik tedavide ankraj kontrolü, istenmeyen diş hareketlerini engellemek ve öngörülebilir sonuçlar elde etmek için temel bir biyomekanik gerekliliktir. Geleneksel ankraj yöntemleri (ekstraoral headgear, intraoral elastikler, transpalatal arklar vb.) hastanın iş birliğine bağımlı olmaları ve kuvvet iletiminde sınırlı stabilite sunmaları nedeniyle çoğu zaman yetersiz kalabilmektedir. Bu nedenle son yıllarda geçici ankraj aygıtları ortodontide devrim niteliğinde bir alternatif olarak öne çıkmıştır (1).

TAD'ler; minivida, mikroimplant veya miniplak formunda kemik içine mekanik retansiyonla yerleşen ve osseointegrasyon gerektirmeyen cihazlardır (2). Literatürde TAD'lerin kısa cerrahi süre, düşük maliyet, geniş uygulama alanı ve hastadan bağımsız kuvvet aktarımı gibi avantajlar sunduğu vurgulanmaktadır (1). Retrospektif çok merkezli klinik serilerde farklı mini vida ve mini plak sistemlerinin başarı oranlarının %90'ın üzerinde olduğu bildirilmiştir (2). Özellikle minivida ve mikroimplantlar, düşük çapları ve kendinden delici tasarımları sayesinde hemen yükleme imkânı ve yüksek primer stabilite sağlayarak biyomekanik çeşitliliği artırmaktadır. Son on yılda TAD'lerle ilgili yayın ve atıf sayısının belirgin biçimde arttığı, konunun bilimsel öneminin giderek yükseldiği gösterilmiştir (3). Tarihsel açıdan bakıldığında, 1945 yılında Gainsforth ve Higley'in ortodontide implant kullanımını ilk kez tanımlamasından günümüze kadar mini-implant sistemleri önemli bir evrim geçirmiş ve modern ortodontide vazgeçilmez bir biyomekanik araç haline gelmiştir (4). Güncel derlemeler, mini-implantların yerleştirme basitliği, hemen yükleme imkânı ve mutlak ankraj sağlama özellikleriyle özellikle yüksek ankraj gerektiren olgularda öne çıktığını ortaya koymaktadır (3,4). Bu bulgular, mini-implant ve mini-plakların ortodontik biyomekaniğe kazandırdığı yeni olanakların hem klinik uygulamalar hem de ileri araştırmalar açısından kritik bir gelişim alanı olduğunu göstermektedir.

2. Mini-implantların Tasarımı ve Biyomekanik Temeller

Ortodontik mini-implantlar çoğunlukla titanyum veya titanyum alaşımından üretilir ve bu materyallerin yüksek biyouyumluluk ile korozyon direnci sayesinde uzun dönemli stabilite sağladığı bildirilmiştir (5). Titanyum alaşımları (örneğin Ti-6Al-4V) saf titanyuma göre daha yüksek mekanik dayanım sunarak küçük çaplı implantlarda kırılma riskini azaltır, ancak yoğun kortikal kemik bölgelerinde pilot delik açılmasını gerektirebilir (5). Paslanmaz çelik implantlar ise daha kolay penetrasyon ve yüksek mekanik dayanım sağlasa da korozyon direnci titanyuma göre daha düşüktür (5). Yüzey pürüzlendirme ve anodizasyon gibi işlemler, implant-kemik arasındaki

mekanik kilitlenmeyi artırarak primer stabiliteyi destekler ve mikrorötreği azaltır (6).

Mini-implantların çap ve uzunluğu, yerleştirileceği anatomik bölgeye göre seçilir. İnterradiküler bölgelerde 1.2–2.0 mm çap ve 6–10 mm uzunluk önerilirken, palatal veya dişsiz kret bölgelerinde daha geniş ve uzun vidalar tercih edilmektedir (6). Daha büyük çap ve uzunluk primer stabiliteyi artırırsa da kök hasarı riskini yükseltebilir (6). Konik vidalar yerleştirme sırasında kemiği sıkıştırarak stabiliteyi güçlendirirken, silindirik dizaynlar düşük tork ihtiyacı sayesinde ince kortikal bölgelerde avantaj sağlar (6).

Başarılı bir uygulamada primer stabilite, mekanik retansiyona dayanır ve osseointegrasyon gerektirmez (7). Kortikal kemik kalınlığı, insersiyon torku ve insersiyon açısı en önemli belirleyicilerdir. Yoğun kortikal kemik primer stabiliteyi artırırken, aşırı tork (>20 Ncm) implant başında fraktür riskini artırabilir (7). Tsai ve ark. tarafından yapılan prospektif bir çalışmada 254 mini-implantın 1 yıllık sağkalım oranı %81.6 olarak bulunmuş ve her 1 yıllık yaş artışının başarısızlık riskini %5 oranında artırdığı bildirilmiştir (9). Aynı çalışmada implant boyunun da sağkalım süresiyle pozitif ilişki gösterdiği belirtilmiştir (9).

Finite element analysis (FEA) çalışmalarında, kortikal kemik kalınlığının artmasının implant çevresindeki maksimum stresi azalttığı ve insersiyon açısının stres dağılımını anlamlı biçimde etkilediği gösterilmiştir (8). Primer deplasman genellikle 0.5 mm'nin altında olup klinik olarak anlamlı seviyeye ulaşmazken, uzun dönemli sekonder deplasman 0–2.7 mm arasında bildirilmiştir (8). Bu bulgular, mini-implant planlamasında üç boyutlu görüntüleme ve FEA analizlerinin, kuvvet yönü ve implant yerleşimi açısından güvenliği artırabileceğini ortaya koymaktadır (8).

3. Uygulama Alanları ve Tedavi Protokolleri

Geçici ankraj aygıtları, özellikle Sınıf II maloklüzyonların tedavisinde üst molar distalizasyonu ve anterior segmentin retraksiyonu için yüksek stabilite sağlayarak kamuflej yaklaşımına olanak tanır (10). Mini-implant destekli distalizasyon mekanikleri, hasta kooperasyonuna bağımlılığı azaltırken molar ve kesici dişlerin istenmeyen hareketlerini minimuma indirir (10,11). Sınıf III olgularda ise maksiller protraksiyon veya mandibular posterior segmentin distalizasyonu için TAD kullanımı, geleneksel maskeler veya fonksiyonel apareylerle kombine edilerek iskeletsel etkileri artırabilir (11,12). Bu yöntem, özellikle cerrahi istemeyen erişkin hastalarda kamuflej amacıyla mandibular kesici retraksiyonu ve maksiller ileri hareketi desteklemek için tercih edilmektedir (12).

Posterior dişlerin intrüzyonu, açık kapanış tedavisinde TAD uygulamalarının en önemli endikasyonlarından biridir (10). Mini-implantlar, molar intrüzyonu ile mandibular düzlemin saat yönünde rotasyonunu sağlayarak anterior açık kapanışın kapanmasına katkıda bulunur (11). Nanda ve Tosun'un biyomekanik prensipleri üzerine yaptığı çalışmalar, segmental arklar ve hafif sürekli kuvvetlerin posterior intrüzyon sırasında periodontal dokular üzerindeki olumsuz etkileri azaltmada kritik rol oynadığını göstermektedir (12,13). Ayrıca anterior bölgedeki kesici intrüzyonu için de palatal veya bukkolingual yerleştirilen mini-implantlar güvenli ankraj sunar (13).

Mini-implantlar, segmental genişletme ve asimetrik kuvvet sistemlerinin uygulanmasında da etkilidir. Tek taraflı çapraz kapanış gibi asimetrik vakalarda unilateral mini-implant destekli ekspansiyon, geleneksel apareylere göre daha kontrollü bir transversal düzeltme olanağı sağlar (11,13). FEA tabanlı analizler, bu tür asimetrik kuvvet sistemlerinin kemik ve periodontal dokularda daha homojen stres dağılımı oluşturduğunu ortaya koymuştur (12).

Ortognatik cerrahi öncesi hazırlık aşamasında, segmental diş hareketlerinin hızlı ve öngörülebilir biçimde gerçekleştirilmesi için mini-implant destekli mekanikler tercih edilir (10,11). Ayrıca gömülü diş çekimlerinde veya sürdürülmesi gereken ankrajın kritik olduğu çekimli tedavilerde, mini-implantlar çekim boşluğuna komşu dişlerin istenmeyen hareketlerini engelleyerek kuvvet aktarımını kolaylaştırır (12,13). Son yıllarda yapılan derlemeler, TAD destekli cerrahi hazırlık protokollerinin hem tedavi süresini kısalttığını hem de postoperatif stabiliteyi artırdığını göstermektedir (13).

4. Klinik Prosedür ve Teknik İpuçları

Mini-implant uygulaması öncesi ayrıntılı sistemik değerlendirme ve medikal anamnez alınması, komplikasyon riskini azaltmak açısından kritik önem taşır (14). Diyabet, osteoporoz, sigara kullanımı ve immün yetmezlik gibi faktörler primer stabiliteyi ve iyileşmeyi olumsuz etkileyebilir. Klinik muayeneye ek olarak panoramik radyografi ve CBCT değerlendirmesi, kemik kalınlığı ve kök konumlarının üç boyutlu olarak belirlenmesini sağlar ve güvenli yerleşim bölgelerinin seçimini kolaylaştırır (15).

Mini-implant insersiyonu genellikle infiltratif lokal anestezi altında yapılır. Yoğun kortikal kemik veya palatal bölge yerleşimlerinde ise rejonel blok anestezisi de tercih edilebilir (16). Güncel literatür, CBCT ile planlanmış ve cerrahi rehber eşliğinde yapılan uygulamaların kök hasarı ve sinüs perforasyonu riskini anlamlı biçimde azalttığını bildirmektedir (15,17).

Üç boyutlu dijital modellerin CBCT ile entegrasyonu, implant açısını ve derinliğini önceden simüle ederek uygulama güvenliğini artırır (17).

Primer stabilite için önerilen insersiyon açısı genellikle 30° – 40° olup, köklerle teması azaltırken kortikal temas yüzeyini artırır (14,18). Tork değeri çoğu çalışma tarafından 5–10 Ncm aralığında önerilmektedir; 20 Ncm üzerindeki değerler implant başında fraktür riskini artırabilir (18). Drill-free (ön delme gerektirmeyen) vidalar, self-tapping vidalara göre daha kısa operasyon süresi ve daha az termal hasar sağlarken yüksek tork değerlerinden kaçınmak için dikkatli yerleştirme gerektirir (18).

Mini-implantların osseointegrasyon yerine mekanik retansiyona dayanması nedeniyle immediate loading (hemen yükleme) çoğu olguda güvenle uygulanabilmektedir (14). Randomize klinik çalışmalar, yerleştirme sonrası 24 saat içinde 150–200 g'lık ortodontik kuvvet uygulanmasının sağkalım oranlarını olumsuz etkilemediğini göstermiştir (18). Ancak yüksek yoğunluklu kortikal kemik bölgelerinde veya düşük primer stabilite saptanan olgularda gecikmeli yükleme önerilebilir (16).

En sık görülen komplikasyonlar gevşeme, kırık ve yumuşak doku irritasyonudur (18). Gevşeme genellikle yetersiz primer stabilite, düşük kortikal kemik kalınlığı veya aşırı ortodontik kuvvetten kaynaklanır; bu durumda implantın yeniden konumlandırılması gerekir (18). Kırık riski, özellikle yüksek tork uygulanan dar çaplı vidalarda artmaktadır. Yumuşak doku irritasyonunu önlemek için peri-implant mukozanın düzenli temizliği ve hastaya ayrıntılı ağız hijyeni eğitimi verilmelidir (16,18).

5. Biyomekanik Avantajlar ve Karşılaştırmalar

TAD destekli mekanikler; hasta kooperasyonuna bağımlılığı azaltır, kuvvetlerin doğrudan ve sürekli aktarımına izin verir ve istenmeyen karşı-reaksiyonları en aza indirir. Buna karşılık Nance, lingual/transpalatal ark ve intermaksiller elastikler, hedef diş hareketiyle birlikte segmentler arası istenmeyen moment ve kuvvet bileşenleri üretir; çoğu zaman ekstrüzyon, rotasyon ve oklüzal düzlemde kant gibi yan etkiler görülür (19). Özellikle elastiklerin tek başına veya tek taraflı kullanımlarında oklüzal düzlemde roll/pitch ekseninde istenmeyen rotasyon eğilimi belirgindir; bu etkilerin kontrolü için kalın dikdörtgen ark telleri, “sliding jig” ve/veya iskelet ankrajı önerilir (20).

Segmental/cantilever tabanlı biyomekanikler ile moment/kuvvet oranı hedefe göre ayarlanabilir; tek diş veya segment üç düzlemde (sagittal, vertikal, transversal) ayrı ayrı veya kombine yönlendirilebilir. Transpalatal/lingual ark ile tek taraflı tip-back–tip-forward kombinasyonları, asimetri ve

unilateral çapraz kapanış düzeltiminde yan etkileri minimize edecek şekilde tasarlanabilir (19). Dijital planlama ve kişiselleştirilmiş apareyler; CBCT + dijital model füzyonu, sanal set-up ve CAD/CAM üretim sayesinde kuvvet hattını, uygulama noktasını ve ankraj tasarımını önceden optimize etmeye imkân tanır (21). Böylece kuvvet vektörleri, diş/segment direnç merkezlerine göre planlanarak istenmeyen momentler azaltılır (19, 20).

Kooperasyon gerektiren elastiklerde kullanım süresi/şiddeti değişkenliği, sonuçların öngörülebilirliğini azaltır ve oklüzal düzlem rotasyonu, insisiv proklinasyonu/uprighting'i gibi yan etkilerle tedaviyi uzatabilir (21). TAD destekli uygulamalar; hemen yükleme ve direkt/indirekt ankraj konfigürasyonlarıyla mekanik verimliliği artırır; retrosesyon/ distalizasyon/ intrüzyon gibi hareketleri daha öngörülebilir hale getirir; çoğu durumda daha kısa aktif tedavi fazı ve daha düşük randevu sayısı ile hasta konforunu yükseltir (19, 20, 21).

İntermaksiller elastiklerin AP/vertikal/transversal endikasyonlarındaki etkileri ve yan etkilerinin kontrolü ayrıntılı olarak derlenmiştir; klinik uygulamada çelik dikdörtgen teller, tork ayarlamaları ve yardımcı düzeneklerin yan etkileri azalttığı vurgulanır; kooperasyon ihtiyacı nedeniyle elastiklerin bazı olgularda iskelet ankrajıyla ikame edilmesi önerilir (21). Asimetrielerin biyomekanik düzeltiminde segmental/cantilever yaklaşımlarının, konvansiyonel interark elastiklere kıyasla daha az yan etki ile daha hedefe yönelik kuvvet sistemleri sağladığı gösterilmiştir (19). Dijital planlama ve kişiselleştirilmiş aygıtlar üzerine yayınlanan derleme/kitap bölümü, 3B görüntü füzyonu ve özel tasarım ile biyomekanik kontrolün ve öngörü gücünün arttığını vurgular (20).

6. Yeni Nesil Yaklaşımlar ve Gelecek Perspektifi

Gelişen dijital planlama ve CAD/CAM teknolojileri, mini-implant yerleşiminde klasik iki boyutlu ölçüm ve rehberlerin ötesine geçerek üç boyutlu hassasiyet sağlamaktadır (22). CBCT ve dijital modellerin entegrasyonu, implantın ideal insersiyon açısını ve derinliğini milimetrik doğrulukla belirleyebilmekte; cerrahi rehberlerin CAD/CAM ile üretilmesi, kök perforasyonu ve sinüs komplikasyonlarını anlamlı biçimde azaltmaktadır (22). Randomize kontrollü çalışmalar, bu tür dijital rehberlerin hem operasyon süresini kısalttığını hem de primer stabiliteyi artırarak erken yükleme başarısını desteklediğini göstermektedir (23).

Yapay zekâ ve makine öğrenmesi algoritmaları, CBCT ve dijital model verilerini kullanarak en uygun mini-implant yerleşim bölgelerini otomatik olarak öngörebilecek düzeye ulaşmıştır (22). Derin öğrenme tabanlı

sistemler, kemik yoğunluğu, kortikal kalınlık ve kök morfolojisi gibi çoklu parametreleri analiz ederek hekime alternatif yerleşim önerileri sunmakta; klinisyen kararına destek olarak komplikasyon riskini azaltmaktadır (22). Bu yaklaşımlar, klinik planlama süresini kısaltırken operatör bağımlılığını da azaltmaktadır.

Yeni nesil mini-implantlarda kullanılan nanoteknolojik yüzey modifikasyonları ve biyomalzemeler hem mekanik dayanımı hem de biyouyumu artırmaya odaklanmıştır (24). Nanopürüzlendirme, hidroksiapatit kaplama ve biyomimetik polimerlerle yapılan yüzey işlemleri; implant-kemik arayüzünde hücrel adezyonu güçlendirerek primer stabiliteyi desteklerken, yumuşak doku irritasyonunu da azaltabilmektedir (24). Hayvan deneyleri ve erken klinik çalışmalar, nanoyüzeylerin erken yükleme protokollerinde geleneksel titanyum yüzeylere göre daha yüksek başarı oranı sunduğunu göstermektedir (24).

Ortodontik mini-implant yerleşiminde robotik kılavuzlu cerrahi ve otomatik insersiyon sistemleri, özellikle dar anatomik bölgelerde insan elinin sınırlarını aşan bir hassasiyet sunmaktadır (23). Bu sistemler, dijital planlama ile entegre çalışarak implantın önceden belirlenmiş açı ve derinlikte konumlandırılmasına olanak verir. Pilot çalışmalar, robotik sistemlerin operasyon süresini kısalttığını ve yerleşim hatalarını minimize ettiğini bildirmektedir (23).

7. Sınırlılıklar ve Etik Hususlar

Ortodontik mini-implantlar ile ilgili klinik literatürün büyük bölümü kısa ve orta dönem gözlemlere dayanmaktadır. Mevcut sistematik derlemeler, uzun dönem sağ kalım ve stabilite verilerinin yetersiz olduğunu ve özellikle farklı yükleme protokollerinin (immediate vs. delayed) uzun dönem sonuçlarının henüz netleşmediğini vurgulamaktadır (25). Kortikal kemik kalınlığı, insersiyon torku ve biyolojik yanıt gibi primer stabilite parametrelerinin, uzun dönem başarıyla nasıl ilişkili olduğuna dair yüksek kanıt düzeyinde veriler sınırlıdır (26). Bu durum, klinik rehberlerin kanıt temelli güncellenmesini güçleştirmektedir.

Mini-implant yerleşiminde CBCT ile üç boyutlu planlama, kök ve anatomik yapılar arasındaki güvenli mesafeyi saptamada altın standart olarak kabul edilse de, özellikle genç bireylerde radyasyon maruziyeti etik bir tartışma konusudur (25,27). Avrupa Radyoloji Kılavuzları, mini-implant planlamasında CBCT endikasyonunun yalnızca iki boyutlu görüntülerin yetersiz olduğu olgularla sınırlandırılmasını önermektedir (25). Klinik karar

verirken elde edilecek biyomekanik avantajlar ile hastanın maruz kalacağı radyasyon dozu arasındaki denge göz önünde bulundurulmalıdır (27).

Mini-implant uygulamaları; gevşeme, kırık, sinir hasarı, kök perforasyonu ve yumuşak doku irritasyonu gibi komplikasyon riskleri taşır. Bu nedenle işlem öncesi hastadan ayrıntılı aydınlatılmış onam alınması hem hukuki hem de etik bir zorunluluktur (26). Komplikasyon geliştiğinde hekimin şeffaf bilgilendirme yapması, tedavi seçeneklerini paylaşması ve gerektiğinde multidisipliner konsültasyon sağlaması etik yaklaşımın temelini oluşturur (26,27). Ayrıca kuvvet miktarı ve aktivasyon sıklığı gibi biyomekanik parametrelerin etik sınırlar içinde belirlenmesi, periodontal ve alveolar doku sağlığının korunması açısından kritik önem taşır (25,27).

8. Sonuç ve Klinik Öneriler

Ortodontik mini-implantlar, ankraj kontrolü, kuvvet vektörlerinin üç boyutlu yönetimi ve hasta kooperasyonuna bağımlılığın azaltılması gibi biyomekanik avantajları sayesinde modern ortodonti pratiğinin vazgeçilmez unsurlarından biri haline gelmiştir. Titanyum alaşımlarının biyouyumlu yapısı ve dijital planlama ile desteklenen yerleşim protokolleri, primer stabiliteyi artırarak hem anterior retraksiyon hem molar distalizasyon, hem de posterior intrüzyon gibi kompleks diş hareketlerinin daha güvenli ve öngörülebilir biçimde gerçekleştirilmesine olanak tanımaktadır.

Klinik olarak mini-implantlar; yüksek ankraj gerektiren Sınıf II ve Sınıf III maloklüzyonlar, anterior açık kapanış tedavileri, segmental transversal düzeltmeler, ortognatik cerrahi öncesi hazırlık ve çekimli tedavilerde ankraj korunumu gibi çok çeşitli olgu tiplerinde altın standart bir ankraj seçeneği olarak önerilmektedir. Bu olgularda hem tedavi süresinin kısalması hem de yan etkilerin azalması, konvansiyonel apareylere kıyasla önemli klinik üstünlükler sağlamaktadır.

Gelecek araştırmaların, özellikle uzun dönem stabilite ve relaps oranları, farklı yükleme protokollerinin biyomekanik sonuçları, nanoteknoloji ile geliştirilen yüzeylerin doku yanıtları ve yapay zekâ destekli otomatik yerleşim sistemlerinin klinik başarısı üzerine odaklanması gerekmektedir. Ayrıca düşük radyasyonlu görüntüleme tekniklerinin geliştirilmesi ve etik sınırlar çerçevesinde yapay zekâ tabanlı planlama yazılımlarının klinik entegrasyonu, gelecekte mini-implantların daha güvenli ve hasta dostu hale gelmesine katkıda bulunacaktır.

Kaynakça

1. Takaki, T., Tamura, N., Yamamoto, M., Takano, N., Shibahara, T., Yasumura, T., Sueishi, K. (2010). Clinical study of temporary anchorage devices for orthodontic treatment. *The Bulletin of Tokyo Dental College*, 51(3), 151-163.
2. Jaramillo-Bedoya, D., Villegas-Giraldo, G., Agudelo-Suárez, A. A., & Ramírez-Ossa, D. M. (2022). A scoping review about the characteristics and success-failure rates of temporary anchorage devices in orthodontics. *Dentistry Journal*, 10(5), 78.
3. Ferrillo, M., Nucci, L., Gallo, V., Bruni, A., Montrella, R., Fortunato, L., Perillo, L. (2023). Temporary anchorage devices in orthodontics: a bibliometric analysis of the 50 most-cited articles from 2012 to 2022. *The Angle Orthodontist*, 93(5), 591-602.
4. Kalra, A., Jaggi, N., Jasoria, G., Shamim, W., Rathore, S., & Manchanda, M. (2014). Miniscrew implants as temporary anchorage devices in orthodontics: a comprehensive review. *The Journal of Contemporary Dental Practice*, 14(5), 993-999.
5. Hoste, S., Vercruyssen, M., Quirynen, M., & Willems, G. (2008). Risk factors and indications of orthodontic temporary anchorage devices: a literature review. *Australian Orthodontic Journal*, 24(2), 140-148.
6. Costello, B. J., Ruiz, R. L., Petrone, J., & Sohn, J. (2010). Temporary skeletal anchorage devices for orthodontics. *Oral and Maxillofacial Surgery Clinics*, 22(1), 91-105.
7. Leo, M., Cerroni, L., Pasquantonio, G., Condò, S. G., & Condò, R. (2016). Temporary anchorage devices (TADs) in orthodontics: review of the factors that influence the clinical success rate of the mini-implants. *Clin Ter*, 167(3), e70-7.
8. Nienkemper, M., Handschel, J., & Drescher, D. (2014). Systematic review of mini-implant displacement under orthodontic loading. *International Journal of Oral Science*, 6(1), 1-6.
9. Tsai, C. C., Chang, H. P., Pan, C. Y., Chou, S. T., & Tseng, Y. C. (2016). A prospective study of factors associated with orthodontic mini-implant survival. *Journal of Oral Science*, 58(4), 515-521.
10. Kusya, R. P. (2000). Orthodontic biomechanics: vistas from the top of a new century. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 117(5), 589-591.
11. Nanda, R. S., & Tosun, Y. S. (2010). Biomechanics in orthodontics. *Principles and practice. Hanover Park IL: Quintessence Publishing Co*, 38-9.
12. Upadhyay, M., & Nanda, R. (2014). Biomechanics in orthodontics. *Esthet Biomech Orthod*, 152(1), 74-89.

13. Ghafari, J. G., Macari, A. T., Zeno, K. G., & Haddad, R. V. (2020). Potential and limitations of orthodontic biomechanics: recognizing the gaps between knowledge and practice. *Journal of the World Federation of Orthodontists*, 9(3), S31-S39.
14. Theodorou, C. I., Kuijpers-Jagtman, A. M., Bronkhorst, E. M., & Wager, F. A. (2019). Optimal force magnitude for bodily orthodontic tooth movement with fixed appliances: A systematic review. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 156(5), 582-592.
15. Grayson, B. H., & Santiago, P. E. (1999, March). Treatment planning and biomechanics of distraction osteogenesis from an orthodontic perspective. In *Seminars in orthodontics* (Vol. 5, No. 1, pp. 9-24). WB Saunders.
16. Bianchi, J., Mendonca, G., Gillot, M., Oh, H., Park, J., Al Turkestani, N., Cevidanes, L. (2022). Three-dimensional digital applications for implant space planning in orthodontics: A narrative review. *Journal of The World Federation of Orthodontists*, 11(6), 207-215.
17. Gupta, N., Kotrashetti, S. M., & Naik, V. (2012). A comparative clinical study between self tapping and drill free screws as a source of rigid orthodontic anchorage. *Journal of Maxillofacial and Oral Surgery*, 11(1), 29-33.
18. Fiorelli, G., & Melsen, B. (2017). Biomechanics in orthodontics. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 152, 134-135.
19. van Steenberg, E., & Nanda, R. (1995). Biomechanics of orthodontic correction of dental asymmetries. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 107(6), 618-624.
20. Breuning, K. H., & Kau, C. H. (Eds.). (2017). *Digital planning and custom orthodontic treatment*. John Wiley & Sons.
21. Farret, M. M. (2023). Orthodontic biomechanics with intermaxillary elastics. *Dental Press Journal of Orthodontics*, 28, e23spe3.
22. Hou, D., Capote, R., Bayirli, B., Chan, D. C., & Huang, G. (2020). The effect of digital diagnostic setups on orthodontic treatment planning. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 157(4), 542-549.
23. Canales, C., Larson, M., Grauer, D., Sheats, R., Stevens, C., & Ko, C. C. (2013). A novel biomechanical model assessing continuous orthodontic archwire activation. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 143(2), 281-290.
24. Van Leeuwen, E. J., Kuijpers-Jagtman, A. M., Von den Hoff, J. W., Wager, F. A. D. T. G., & Maltha, J. C. (2010). Rate of orthodontic tooth movement after changing the force magnitude: an experimental study in beagle dogs. *Orthodontics & Craniofacial Research*, 13(4), 238-245.
25. Ren, Y., Maltha, J. C., Van't Hof, M. A., & Kuijpers-Jagtman, A. M. (2004). Optimum force magnitude for orthodontic tooth movement: a

- mathematic model. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 125(1), 71-77.
26. Tepedino, M., Masedu, E., & Chimenti, C. (2017). Comparative evaluation of insertion torque and mechanical stability for self-tapping and self-drilling orthodontic miniscrews—an in vitro study. *Head & Face Medicine*, 13(1), 10.
 27. Feller, L., Khammissa, R. A. G., Schechter, I., Moodley, A., Thomadakis, G., & Lemmer, J. (2015). Periodontal biological events associated with orthodontic tooth movement: the biomechanics of the cytoskeleton and the extracellular matrix. *The Scientific World Journal*, 2015(1), 894123.

