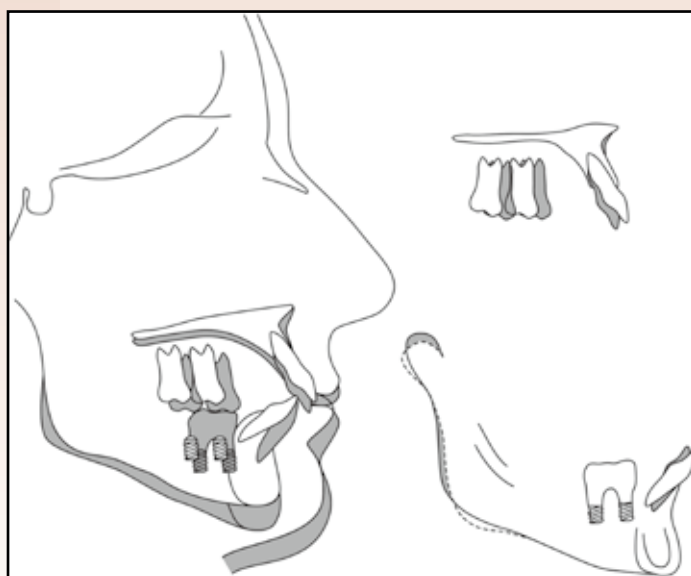


# 第 1 部分

## 生物学视角





# 第 1 章

## 骨内迷你螺钉：历史、血管与整合的观点

W. Eugene Roberts and Jeffery A. Roberts

**临**时支抗装置（temporary anchorage device, TAD）的迅猛发展使正畸医师面临着一个专业性的难题。虽然有大量的证据支持支抗有骨结合，但是目前在市场上流通的大部分迷你或微型螺钉系统并没有特意地做骨性结合（骨结合）设计，并且缺乏或根本没有基本的骨结合科学证据。鉴于它们优良的实用性，其临床应用已经取代了科学的理论基础。在没有足够（证据为基础）的研究情况下，临床医师只能依靠有限的基础科学研究。这些研究来源于其他类型的骨内种植体调查得出的基本数据。纵观历史，当前迷你螺钉的激增类似于牙种植体的发展初期。目前，区别各种迷你螺钉系统的唯一可靠途径是利用骨生物学骨结合和生物相容性的基本原理。“该技术的现状”是“临床医师们，要小心了！”

本章从历史角度回顾了与目前骨生理学、外科、愈合和整合概念相关的种植体的发展历程，目的是为了帮助临床医师形成科学的视角，从而有效利用迷你螺钉。骨的生理性原则对于选择装置以及如何从现实角度利用它来有效治疗特定的错颌畸形是非常重要的。没有一个单一的系统适合于所有临床应用。鉴于不同的错颌性质，宿主对于这种侵入性装置的反应及临床医师所偏爱的生物力学方法，每个患者所需

要的支抗都是独特的。

### 定义和设计

TAD 由一系列用于支持正畸治疗的种植体组成。按照目前的定义，所有的 TAD 都具有侵入性，并且是传统机械力学所不能有效解决（图 1-1A）的问题的最佳预备品。支抗的部件可以是与修复用种植体骨内基部所连接的具有生物相容性的金属丝。此外，非功能性的骨结合种植体可作为手术辅助快速扩弓（图 1-1B）的桥基。有效且具有最长临床应用历史的产品是最初为修复而设计的骨结合固定装置<sup>[1-3]</sup>。

目前大多数迷你螺钉是钛（Ti）或钛合金的，并且具有并非特意为骨结合所设计的光滑的、机械加工的表面。根据定义，临时支抗装置是临时性装置，并不计划长期行使功能或美观作用。因此，大多数临时支抗装置都会在矫治结束后去除。然而，一些 TAD 可被软组织覆盖（“进入睡眠状态”）或因有持续修复功能而保留（图 1-1B）。目前，最常见的 TAD 包括迷你螺钉、微螺钉、微型植入物、腭植入物、改良骨板、磨牙后种植体和功能性修复种植体（图 1-2）。此外，TAD 可以是治疗结束后拆除的临时修复组件（例如，黄金冠上粘

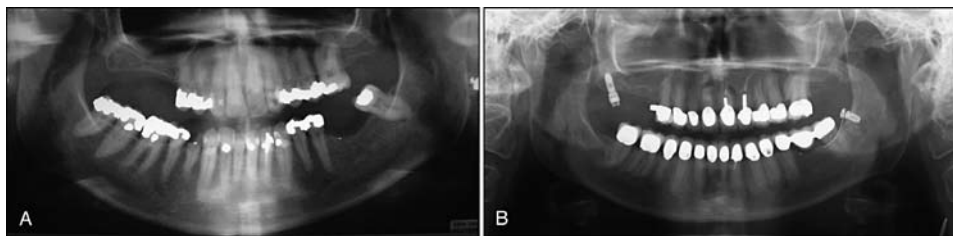


图 1-1

A. 重度，Ⅲ级，错殆畸形合并部分缺牙的 41 岁女子，胰岛素依赖型糖尿病合并终末期肾病；B. 左磨牙后植入体（TAD）是用于对齐和近中移动第三磨牙，作为固定修复体的基牙，它会被移除。因为患者的健康问题，正颌外科手术不可行。上颌牙弓的折中处理是进行排牙以扩大牙之间的间隙，并且近中移动左边段。在右上颌结节区域植入的本来是一个临时支抗装置（TAD），但它作为可摘局部义齿的后部基牙被保留下来

的托槽)。因此，TAD 的范围可以从非骨结合的迷你螺钉到种植体支持式义齿（implant-supported prosthesis, ISP）的临时正畸附件。

## 背景

在旧金山的太平洋大学骨科研究所，作者做了一系列的实验以研发正畸支抗装置<sup>[1, 4-8]</sup>。1980—1988 年期间，将具有酸蚀刻表面、直径 2mm 的钛迷你螺钉用于兔子、狗和猴子测试。当装置放置于口外部位，如兔股骨和鼻甲骨时，非常具有可预测性的<sup>[5, 7, 9, 10]</sup>，但将迷你螺钉用于狗和猴子的口腔内时，则较少成功（失败率：25%~50%。失败定义：支抗固位装置的移动或者脱落）。与目前的报告类似<sup>[11-13]</sup>，迷你螺钉放置的位置受显著的解剖形态限制。此外，它对颊部、舌头和牙槽黏膜软组织的刺激是一个严重的问题。由于缺乏扭转阻力，生物力学的潜力打折扣，即刻负载时尤为如此。除非迷你螺钉种植体是骨结合，最可靠的力学是力穿过植入物，否则不适合处理大多数错殆畸形。用杠杆臂来改善力，可能会对种植体产生不利的力矩。

值得注意的是，20 多年前在作者的实

验室测试到的迷你螺钉的局限性与当前对这些装置的预测类似<sup>[14-17]</sup>。因此，很显然，迷你螺钉的生物性能研究滞后于临床应用的快速发展。这个情况类似于 20 世纪 80 年代早期“骨结合”概念被完善引入口腔科种植体的初期发展阶段。

从动物口腔内所得的数据不足以使伦理审查委员会（institutional review board, IRB）批准临床测试，在作者实验室研发的 2mm 酸蚀钛迷你螺钉从未被用于患者。鉴于在临床上没有发生任何严重并发症（如骨髓炎、肿瘤），标准 Branemark 种植（瑞典）固定修复装置被改良为正畸支抗。当以关闭间隙和牙弓整平为治疗目标时，这些比较大的植入体（3.75mm×7mm）不能被放置在牙槽嵴（图 1-2）。对于下颌支抗，磨牙后区被选为最佳位置。大多数应用中，间接支抗被认为是最有效的机制。在较小程度上，上颌骨的结节区域充当了支抗种植的骨性位置（图 1-2B）。种植体支抗的前瞻性临床试验表明，骨结合支抗是一种高度可靠的临床措施。

在过去 20 年中，制造 Ti 和 Ti 合金螺钉的机床及其方法已经显著提高。如图 1-1 所

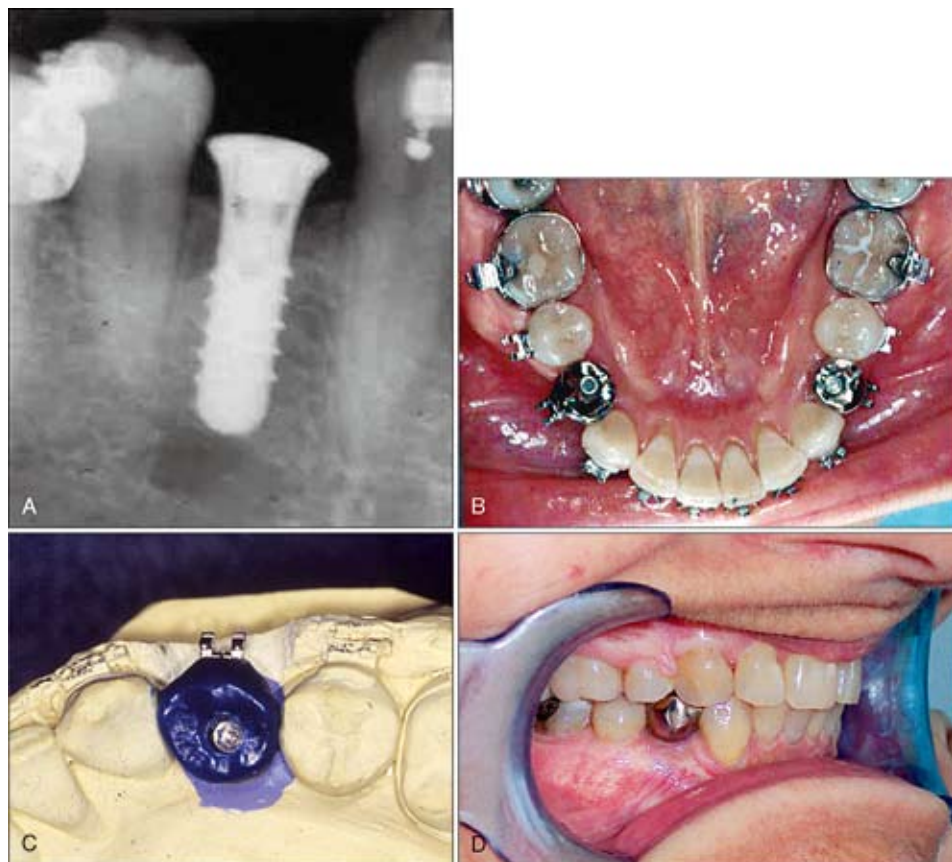


图 1-2

安氏Ⅱ类1分类严重复发，错殆畸形的47岁的短面型的女性。35年前在拔除4个第一前磨牙后矫治了深覆殆错殆畸形。A. 治疗需要开展间隙用种植体取代下颌前磨牙；B. 在冠用黄金包埋铸造之前，正畸托槽即附着于其蜡型上；C. 附有托槽的冠用作临时支抗装置以整平和精整下颌牙弓；D. 处理后的黄金冠复原，托槽用金刚砂磨去。冠进行抛光，并保留为永久修复体

示为许多迷你螺钉系统的黏膜上端的功能性设计。目前，TAD的主要问题是利用目前大多数的装置无法实现常规骨结合。据我们所知，由Ryuzo Kanomi博士开发的骨结合K-1系统（参见第4章）是唯一的正畸用骨结合迷你螺钉<sup>[9, 20]</sup>。随着迷你螺钉技术的成熟，其他的骨结合系统将有可能被研发出来。

### 前景（展望）

牙科种植体支抗已经从非整合螺钉

（1940年）<sup>[7]</sup>发展为骨结合装置（1972年至今）。首次有记载的使用种植体正畸支抗的是一个由汤姆·霍顿博士和塔特姆希尔特博士于1972年到1975年治疗的患者。霍顿博士用殆托和希尔特塔图姆博士——这位口腔种植领域的先驱所定制并安置的骨结合钛片种植体所制交叉弹性支抗纠正了颊向反殆（锁殆）。除了将第一颗骨结合种植体用做正畸支抗，塔图姆博士是上颌窦植骨操作流程和许多其他牙科种植体革新的开创者<sup>[22-27]</sup>。

牙科种植领域原本拥护的半生理学术语“伪牙周膜”实际上是骨结合的“失败”（纤维种植体界面）<sup>[28-30]</sup>。然而，后来的研究表明，纤维界面事实上是无血管瘢痕组织的。此外，具有“伪牙周膜”的可动种植体存在较高的失败率。钛片或钴铬合金（钴铬）片牙种植体可以行使多年功能。大多数涉及骨结合片状种植体的报道都是有利的，尽管它们被立即加载力量但仍可以实现骨结合<sup>[31-33]</sup>。目前使用的大多数最可靠的牙科种植体装置都是骨结合系统的，并直接或间接地以 Brånemark 及他的同事们引入的生物学概念为基础<sup>[18-34]</sup>。由于骨结合是一种具有高度可靠的成熟技术，这种进展过程可能会重演于迷你螺钉。迷你螺钉骨结合的生物技术的扩展将是 TAD 支抗的一个重要进展。

## 常见问题

强调临床医师遇到的常见问题有助于梳理迷你螺钉目前临床发展的现状。

### 迷你螺钉在骨生物学是一个新概念吗？

不，在骨生物学和骨手术上类似的装置已经应用很长时间了。迷你螺钉在骨科<sup>[35]</sup>、整形外科<sup>[36]</sup>、矫形外科<sup>[37]</sup>和神经外科<sup>[38]</sup>操作中很早就应用于连接骨板。迷你螺钉在正颌外科的主要用途是用于连接骨固定板，以稳定骨折和截骨段。有一个最早的关于正颌临床中使用的迷你螺钉支抗的报道采用的就是典型的用于连接骨板的螺钉<sup>[39]</sup>。

### 形成骨结合是迷你螺钉支抗的重要目标吗？

是的，在过去的三十多年里，骨结合在医学和口腔科学中是一个经过验证的可获得最佳的可靠性和稳定性的科学理念。当治疗载荷小于 3N 时<sup>[40]</sup>，骨结合的迷你螺钉还可用作骨科支抗装置，目前为止，能获得常规骨结合的迷你种植体（迷你螺钉）

只有 Kanomi<sup>[9, 20]</sup>的 K-1 系统。

### 非骨结合迷你螺钉是用户友好型骨结合装置发展过程中的重要环节？

是的，对迷你螺钉的广泛的关注都集中在正畸专业上具有重要性的“刚性骨”支抗上。美国以外的很多文献中并没有记载与临床使用 TAD 迷你螺钉相关的严重健康风险。这些证明 TAD 安全性的数据将为北美研究者在临床上进行未来研发提供理论支持。不断地研究和发展将提供更好的产品，以满足一个大的刚刚建立的市场。

## 牙种植体支抗

1984 年，罗伯茨等<sup>[7]</sup>回顾了使用骨内装置作为正畸支抗的文献。种植体支抗的第一个临床报告是在 1969 年由 Leonard Linkow<sup>[41-43]</sup>博士所报道的（高级作者作为资深教员与 Linkow 博士在里尔大学医学院颌面种植项目中互相交流超过 20 年）。虽然不是众所周知的正畸医师，Linkow 博士是口腔修复学相关牙种植体的许多方面的先驱者，活跃在该领域已经超过 50 年。Linkow 博士和他的正畸同事们最初使用的片状种植体的效果是有限的，因为他们并非骨结合。由种植体与骨组织界面的“伪牙周膜”（瘢痕组织）引起的移动性可能限制了用作正畸支抗的片状种植体的预期寿命。因此，可以说，Linkow 和他的同事“牙科种植学”的叶片状支抗的确是第一个正畸 TAD 支抗，并且具有长期行使咀嚼功能的潜力。重要的是，叶片状支持的修复体是第一个对恢复和保持颌间垂直距离（vertical dimension of occlusion, VDO）起重要作用的装置。为了纠正和保持后天部分缺牙咬合不良患者的 VDO，一个 TAD 必须承受咀嚼载荷，并至少在正畸治疗的活跃期（图 1-3）保持好 VDO。大多数目前的迷你螺钉和其他 TAD 都不具备恢复 VDO 的能力。



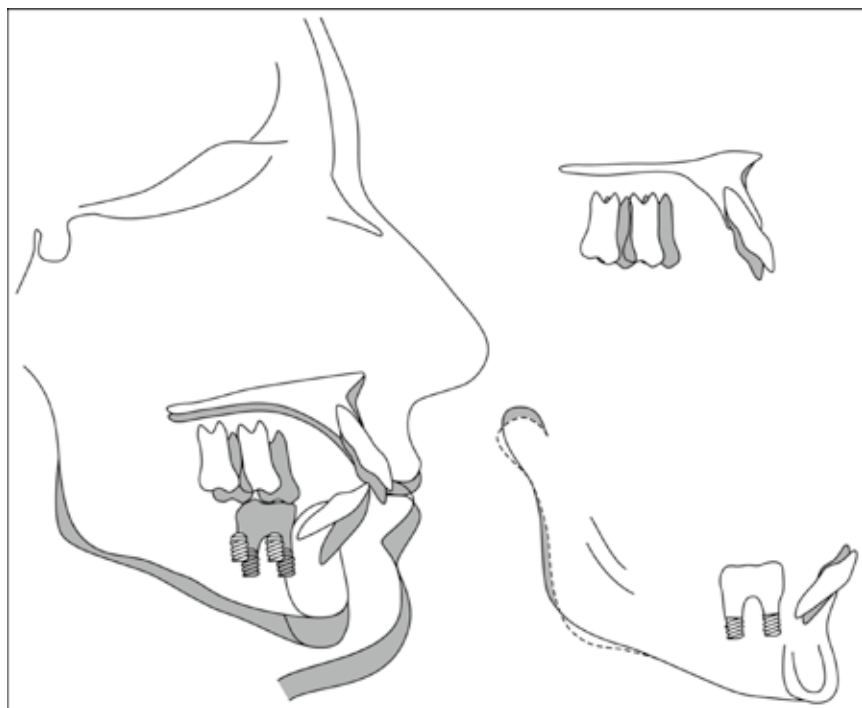


图 1-3

牙科修复医师提及这位 65 岁的女性，因为她的部分牙列缺失错殆是“不可恢复”的。口腔的垂直距离（VDO）用 4 个骨结合临时支抗装置打开了 1cm 左右（3.75mm×4mm 的 Nobel Biocare 颊面固定装置），而该装置支持了双侧的临时固定修复，并且在后期被拆除。患者的咬合已被上颌牙弓的双端固定桥和下颌的可摘局部义齿恢复。请注意，对 VDO 恢复和上颌间隙关闭是与上颌骨和下颌骨次要重新定位相关联的。此外，下颌骨的长度在 36 个月的治疗后增加约 4mm

第一例用作正畸支抗的手术固定螺钉在 1983 年由 Creekmore 和 Eklund<sup>[44]</sup> 报道。1990 年，罗伯茨等人<sup>[1]</sup> 发表了首例记载在案的用于磨牙后支抗的骨结合螺丝治疗后随访的病例报告。Kanomi 于 1997 年<sup>[39]</sup> 首先报道了用作正畸支抗的非骨结合迷你螺钉。在过去十年中，许多 TAD 文献已经发表，本书将进行回顾。

## 骨血管注意事项

一系列基于组织学研究所绘制的图<sup>[4, 5, 7, 10]</sup> 将有助于理解骨组织对植入钛螺钉的反应。皮质骨与内部网络状骨小梁的图显示了骨

的基本特征：骨膜、骨皮质、骨小梁、骨髓（图 1-4）。骨小梁和骨髓的血供是源于穿越哈弗和福克曼小管的经骨皮质血管。

下颌骨的骨髓和骨内骨小梁的血供主要是源于下牙槽动脉。上颌骨内部血管主要是由腭大动脉和上颌后牙槽动脉经皮质分支提供。因此，牙槽突的颊舌侧皮质骨具有放射状的动脉系统。这意味着动脉供应是由进入骨内空间并且分支出渗透到皮质周边的毛细血管的经皮质动脉给予。皮质骨的静脉回流是由骨膜下静脉丛（图 1-5）<sup>[45]</sup> 提供。

重要的是要记住，骨膜受到的任何干扰，如黏骨膜翻瓣，将危及手术部位的静

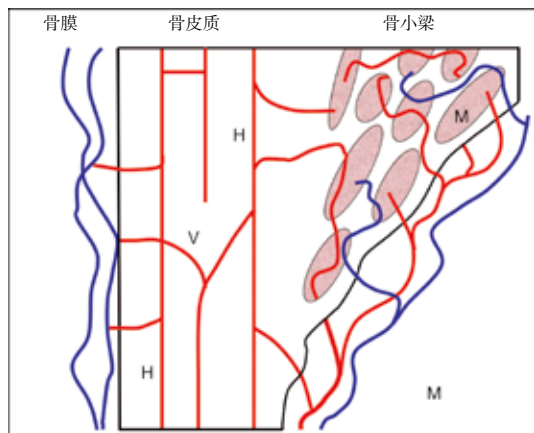


图 1-4

长骨的断面显示骨膜、骨皮质和骨小梁。注意，该动脉供应（红色）源于骨髓内部（M）的营养动脉（左），小动脉和毛细血管提供骨小梁的表面循环，但也通过哈弗（H）和福克曼（V）管作为骨皮质的内部血供。骨小梁的静脉循环（蓝色），经骨髓（左）里的营养静脉，但在皮质骨的静脉回流是由骨膜静脉完成

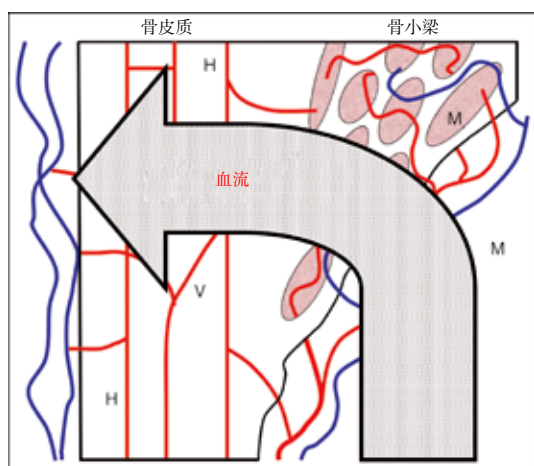


图 1-5

穿过骨皮质的血液是从骨髓流向骨膜。对外科医师来说，认识到在种植体植入时翻黏骨膜瓣会损害骨膜的血液供应和破坏形成层（内成骨）是很重要的。H：哈佛管；V：福克曼管；M：骨髓

脉回流，增加术后血块（潜在血肿）的尺寸并降低局部愈合的潜力。在放置 TAD 时，最好用软组织打孔的方式打开手术部位，而不是做一个切口翻瓣，以尽量减少黏骨膜的破坏。为了避免黏膜创伤，冲头直径应该稍大于制备迷你螺钉位点（图 1-6）的手术器械<sup>[46-48]</sup>。植入迷你螺钉时限制对骨膜破坏的倾向与当前强调种植区不翻瓣相一致。植入部位的三维（3D）成像对不翻瓣植入位置尤为重要<sup>[49]</sup>。

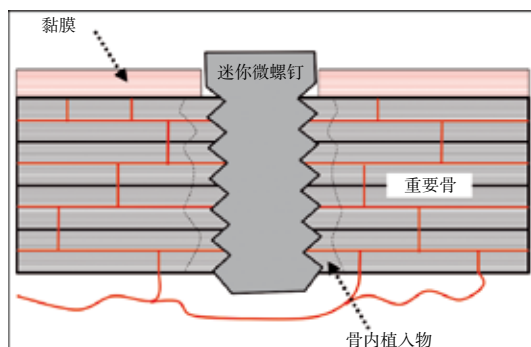


图 1-6

最小的手术方式建议将迷你螺钉放置于骨皮质。用以除去黏膜的破坏性最小的方法是组织打孔，然后将自攻 TAD 拧入到打好的孔中。即使是最无创技术，内部侧支血液供应都会被中断，从而导致骨内植入物表面约 1mm 的失活层

## 迷你螺钉植入部位的术前评估

术前考虑选择具有足够骨量的部位来支持迷你螺钉是至关重要的<sup>[11-13]</sup>。Schnelle 等<sup>[50]</sup>数字化评估了术前、术后的曲面断层片，发现迷你螺钉植入的最佳位置是上颌第一磨牙近中的根中 1/3 和下颌第一磨牙的近远中。其他研究表明用曲面断层片显示骨结构<sup>[51]</sup>及牙齿的轴倾度<sup>[52]</sup>方面并不可靠，因为它们是将三维投影图扭曲压缩成了二维图形<sup>[49, 53]</sup>。曲面断层片过去常常被用来确定骨的相对厚度<sup>[50]</sup>，但是在显示



对迷你螺钉植入部位至关重要的三维解剖特征方面是非常不准确的<sup>[54]</sup>。根尖X线片提供了一个更可靠的二维影像，但是对准确定矿化组织解剖细节唯一可行的方法就是3D成像（锥形束或螺旋CT）。

最近，Deguchi等人<sup>[13]</sup>用计算机断层扫描证实了双颌的骨膜下皮质骨在第一磨牙附近的厚度都是最大的。而由于牙槽脊萎缩和上颌窦扩大，部分牙列缺失患者的迷你螺钉植入位置的选择存在更多问题。用其他患者头骨和X线研究<sup>[11, 13, 50]</sup>来推测某个特定患者的牙槽骨的质和量是不可靠的。例如，在图1-7中，一个部分牙列缺失妇女的右侧上颌第二磨牙近中有一个扩大的窦腔，但是在上颌结节处则存在足够量的皮质骨和骨小梁（图1-7A）。术前用锥形束CT准确评估皮质骨的厚度，骨小梁的密度，手术危险的位置如上颌窦、腭大神经血管束、颧孔、下牙槽管是十分必要的（图1-7B）。迷你螺钉植入患者的精确位置是不可能通过曲面断层片可靠评估的。

## 术后愈合及整合

完成植入后，自攻型骨内种植体（包括迷你螺钉）由一层1mm左右厚的失活骨组织固定<sup>[4, 5, 7]</sup>，失活是由手术创伤、炎症以及骨皮质复杂的侧支血供破坏引起的。手术创伤、牙钻、冲头和插入植入物使骨组织的产热增加都将会使失活骨的厚度增加。

自钻型螺钉用于骨外科手术已超过半世纪<sup>[55]</sup>。自钻型迷你螺钉的界面失活和术后愈合反应比助攻型的和自攻型螺钉的都更不明确。植入6周后，下颌比上颌的迷你螺钉植入部位观察到更多的骨形成<sup>[16]</sup>。但是，两个位置的骨标记模式都与“局域性加快现象”一致，表明当远离种植体表

面时，骨的代谢率逐渐下降。

挤压骨质会使自钻型迷你螺钉在骨内创造一个位置，这在TAD的相容性方面是一个非常重要且应该被仔细研究的变量，骨质的挤压也许会严重破坏营养骨的血供。产生一个无活性、更致密且更不易被吸收的骨层。这也许对非骨结合迷你螺钉的短期保持有利。相反，挤压骨质也许会加剧骨内的炎症反应，增强术后的修复反应，很难预测一个被挤压的界面对迷你螺钉的固位是有利的还是有害的。

目前所使用的锥形螺钉，具备自攻和自钻设计。不同的设计对不同类型的骨有利，锥形螺钉是骨松质内固位的首选设计<sup>[56]</sup>。圆柱形的自攻螺钉对相对较薄的皮质骨更有优势。自钻性设计则是薄的皮质骨的最佳选择。当皮质骨更薄的时候，自钻型骨螺钉会产生潜在的骨破坏，因为刚性结构物质（矿化骨）的压缩会在皮质骨内侧面产生致命的缺陷<sup>[57]</sup>。如果一个具有骨内侧缺陷的螺钉被即刻加载的话，可能会有一个不太完整的骨面去抵抗位移。所有的骨创伤（如骨折、截骨和骨螺钉）都会有一个术后的愈合反应，Frost<sup>[58]</sup>定义其为“RAP”。对于迷你螺钉，RAP表现为在螺钉界面1mm范围内骨的密集改建，随着距种植体表面的距离增加，改建灶的活跃性逐渐下降<sup>[16]</sup>。

迷你螺钉的种植失败通常可在术后恢复期观察到。在狗的口腔内多处植入102颗迷你螺钉（长6~8mm）6周后，20例失败了（松动或脱落）<sup>[16]</sup>。所有的这些螺钉都未加载力量。对于固位稳定且未松动的迷你螺钉，术后最初阶段和第六周相比，拉出强度并没有显著差异。对于这些植入成功的迷你螺钉，界面的骨接触在79%~95%之间。这个研究表明迷你螺钉即使在没有治疗性载荷的情况下，最初的

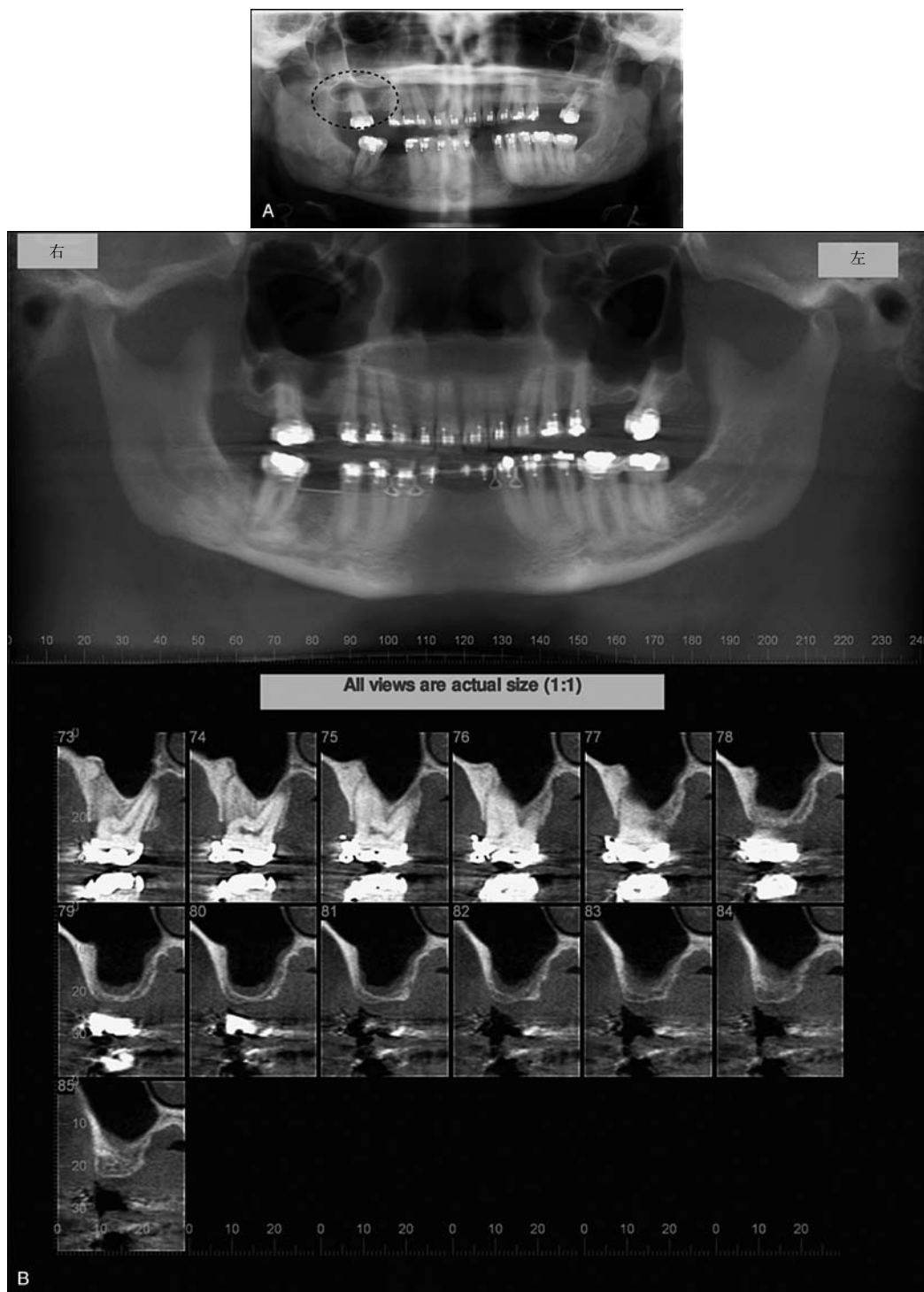


图 1-7

A. 传统的曲面断层片显示右侧第二磨牙（虚线圈出）近中侧放大的上颌窦。因为全景 X 线片固有的扭曲，目前还不清楚磨牙近中是否有足够的骨量植入迷你螺钉。B. 对同一患者的 I-CAT 锥束 CT 扫描显示出，右侧上颌磨牙的近中区域植入迷你螺钉具有高风险，因为窦底下方的骨仅有大约 2mm 厚，如第 79~81 部分所示

6周内都有大约20%的失败率。即刻的载荷也许会增加失败率，但是没有明确的良好对照的研究表明即刻载荷引起迷你螺钉的植入失败。

## 骨结合

金属螺钉是由车床车削棒状坯料制成。通常的加工过程会导致平滑光亮的骨结合钛钉被工具的残基污染。钛合金表面的骨结合可以被光滑的表面和渗入表面的污染物所抑制（如铁、镍）<sup>[34]</sup>。钛迷你螺钉的酸蚀去除了污染物，并增加了表面的粗糙度（微观结构）。酸蚀的钛螺丝通常可实现骨结合<sup>[7]</sup>。

以自攻方式植入的具有酸蚀刻表面的钛迷你螺钉的术后愈合和对治疗性载荷的反应已被详述。皮质骨失活或者由骨内手术造成损伤的愈合是通过骨改建的机制愈合的（图1-8），为期6周的治疗期后，这些TAD在兔骨中通常可以获得骨结合<sup>[7]</sup>。人类类似的愈合期为4个月<sup>[5]</sup>。这些非活性

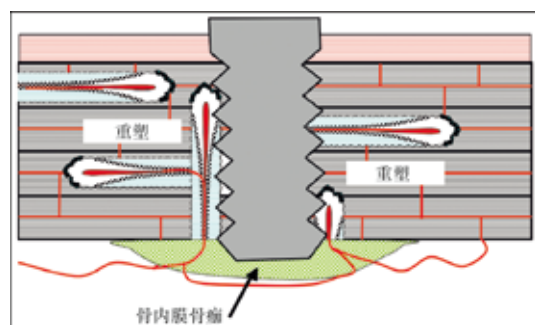


图1-8

骨皮质支持骨螺钉术后的愈合涉及骨内膜骨痂的形成和强烈的重塑反应，被视为一个区域加速的现象（RAP）。需要注意的是切割/填充锥体，在垂直方向上从骨内表面扩展以重塑骨界面。如果界面具有生物相容性且有可控的轻微动度，钛种植体通常可以获得骨结合，因为它可以逐渐改建以取代非活性的骨界面

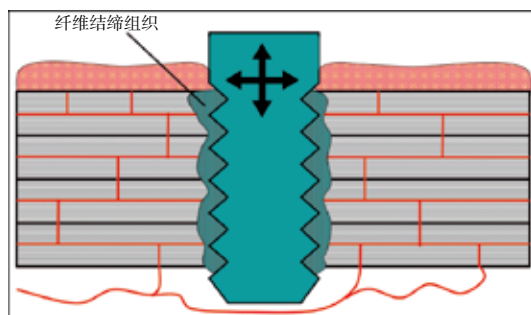


图1-9

因微动度的存在（箭头），术后的骨重塑反应可能无法使植入物形成骨结合，且该界面恢复为纤维结缔组织。非整合迷你螺钉的纤维界面会导致骨内的TAD产生活活性并且移动

界面和支持性骨通过RAP改建愈合<sup>[59, 60]</sup>，大部分螺钉在人类皮质骨中的RAP改建会持续一年时间。一个迷你螺钉的术后稳定性取决于皮质骨的厚度和替换失活骨的重塑反应的持续时间。迷你螺钉在任何时间点的稳定性都是很难预测的。因为大多数当前装置所具有的光滑特性，机械加工的表面是不太可能产生骨结合的。此外，与功能性和治疗性负载相关联的微动，有利于在界面处形成一层纤维结缔组织（图1-9）。这一层瘢痕组织的功能相当于骨科中的骨不连<sup>[4, 18]</sup>。

术后植入的RAP已通过人类骨闪烁（闪烁扫描术）扫描证实<sup>[61]</sup>，高骨代谢活性在下颌骨的第12周和上颌骨的第20周被观察到。当骨内种植体未能整合时，接近界面的骨改建量减少<sup>[62]</sup>。

## 稳定性和失败

钛迷你螺钉骨结合的失败是由种植体的不稳定性和相对较高的失败率造成的。迷你螺钉通常被立即加载且有50%~89%的成功率<sup>[15, 17]</sup>。相反地，目前高达11%~50%的迷你螺钉没能在正畸治疗期间充分

胜任 TAD。虽然非整合型螺钉更容易在积极治疗结束前移除,但这个优势不足以抵消其高失败率。

由于纤维结缔组织的界面,用于正畸支抗的迷你螺钉相对于支持骨会移动<sup>[63]</sup>。非整合型钛种植体的移动的骨改建机制前已阐述<sup>[1]</sup>。当迷你螺钉是首选的治疗方案时,正畸支抗往往是至关重要的。一个 TAD 即使有 1~2mm 稳定性的缺乏,都可能显著影响治疗结果。类似于修复种植体,骨结合可能会提高迷你螺钉的稳定性和成功率。开发一个可以在治疗结束时很容易移除的骨结合型种植体骨钉,将会是这个领域的一个显著进步。

## 总结

目前市面上大多数迷你螺钉和微螺钉系统缺少或根本没有基本的关于在负载和非负载条件下骨相容性的科学验证。

- 最受欢迎的临时支抗装置(TAD)是由工业纯钛(Ti)或钛合金制成的迷你螺钉。
- 目前大多数迷你螺钉具有光滑的、机械加工的不利于骨结合的表面。
- 骨支持的自攻迷你螺钉有一个被称为快速加速现象“RAP”的强烈的术后重塑反应。
- 大多数迷你螺钉未能骨结合,所以骨植入界面往往演变成一层纤维结缔组织。
- 在临床使用中,迷你螺钉预计将根据支持骨的不同显示不同程度的相对动度。
- 非整合型迷你螺钉是不太可能将目前的 25%~50% 的失败率提高的。
- 骨结合将大大提高迷你螺钉的稳定性。
- 这个专业应该在研发骨支抗装置方面要更科学严谨。
- 目前的方法是“临床医师们,要小心了”。

## 参考文献

1. Roberts WE, Marshall KJ, Mozsary PG: Rigid endosseous implant utilized as anchorage to protract molars and close an atrophic extraction site, *Angle Orthod* 60(2):135-152, 1990.
2. Wehrbein H et al: The use of palatal implants for orthodontic anchorage: design and clinical application of the orthosystem, *Clin Oral Implants Res* 7(4):410-416, 1996.
3. Kokich VG: Managing complex orthodontic problems: the use of implants for anchorage, *Semin Orthod* 2(2):153-160, 1996.
4. Roberts WE et al: Rigid endosseous implants for orthodontic and orthopedic anchorage, *Angle Orthod* 59(4):247-256, 1989.
5. Roberts WE: Bone tissue interface, *J Dent Educ* 52(12):804-809, 1988.
6. Roberts WE: Bone tissue interface, *Int J Oral Implantol* 5(1):71-74, 1988.
7. Roberts WE et al: Osseous adaptation to continuous loading of rigid endosseous implants, *Am J Orthod* 86(2):95-111, 1984.
8. Roberts WE: Rigid endosseous anchorage and tricalcium phosphate (TCP)-coated implants, *Calif Dent Assoc J* 12(12):158-161, 1984.
9. Roberts WE: Bone physiology, metabolism, and biomechanics in orthodontic practice. In Graber TM, Vanarsdall RL Jr, Vig KWL, editors: *Orthodontics: current principles and techniques*, St Louis, 2005, Mosby-Elsevier, pp 221-292.
10. Roberts WE et al: Implants: bone physiology and metabolism, *Calif Dent Assoc J* 15(10):54-61, 1987.
11. Poggio PM et al: "Safe zones": a guide for miniscrew positioning in the maxillary and mandibular arch, *Angle Orthod* 76(2):191-197, 2006.
12. Kim HJ et al: Soft-tissue and cortical-bone thickness at orthodontic implant sites. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 130(2):177-182, 2006.
13. Deguchi T et al: Quantitative evaluation of cortical bone thickness with computed tomographic scanning for orthodontic implants, *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 129(6):721, e7-12, 2006.
14. Fritz U, Ehmer A, Diedrich P: Clinical suitability of titanium microscrews for orthodontic anchorage: preliminary experiences, *J Orofac Orthop* 65(5):410-418, 2004.
15. Cheng SJ et al: A prospective study of the risk factors associated with failure of mini-implants used for orthodontic anchorage, *Int J Oral Maxillofac Implants* 19(1):100-106, 2004.
16. Huja SS et al: Biomechanical and histomorphometric analyses of monocortical screws at placement and 6 weeks postinsertion, *J Oral Implantol* 32(3):110-116, 2006.
17. Miyawaki S et al: Factors associated with the stability of titanium screws placed in the posterior region for orthodontic anchorage, *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 124(4):373-378, 2003.
18. Albrektsson T et al: Osseointegrated titanium implants: requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-



- implant anchorage in man, *Acta Orthop Scand* 52(2):155–170, 1981.
19. Roberts WE et al: Implant–anchored orthodontics for partially edentulous malocclusions in children and adults, *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 126(3):302–304, 2004.
  20. Roberts WE, Kanomi R, Hohlt WF: Miniature implants and retromolar fixtures for orthodontic anchorage. In Bell WH, editor: *Advances in oral and maxillofacial surgery*, St Louis, 2006, Mosby–Elsevier, pp 205–214.
  21. Tatum H Jr: Maxillary and sinus implant reconstructions, *Dent Clin North Am* 30(2):207–229, 1986.
  22. Tatum OH Jr: Osseous grafts in intra–oral sites, *J Oral Implantol* 22(1):51–52, 1996.
  23. Tatum H Jr, Lebowitz M, Borgner R: Restoration of the atrophic, edentulous mandible, *J Oral Implantol* 20(2):124–134, 1994.
  24. Tatum OH Jr et al: Sinus augmentation: rationale, development, long–term results, *N Y State Dent J* 59(5):43–48, 1993.
  25. Smiler DG et al: Sinus lift grafts and endosseous implants: treatment of the atrophic posterior maxilla, *Dent Clin North Am* 36(1):151–186 (discussion, 187–188), 1992.
  26. Tatum OH Jr: Maxillary implants, *Fla Dent J* 60(2):23–27, 1989.
  27. Tatum H Jr: Endosteal implants, *CDA J* 16(2):71–76, 1988.
  28. Babbush CA: Endosseous blade–vent implants: a research review, *J Oral Surg* 30(3):168–175, 1972.
  29. Cranin AN, Dennison TA: Construction techniques for blade and anchor implants, *J Am Dent Assoc* 83(4):833–839, 1971.
  30. Linkow LI: Endosseous blade–vent implants: a two–year report, *J Prosthet Dent* 23(4):441–448, 1970.
  31. Di Stefano D et al: Immediately loaded blade implant retrieved from a after a 20–year loading period: a histologic and histomorphometric case report, *J Oral Implantol* 32(4):171–176, 2006.
  32. Cappuccilli M, Conte M, Praiss ST: Placement and post–mortem retrieval of a 28–year–old implant: a clinical and histologic report, *J Am Dent Assoc* 135(3):324–329, 2004.
  33. Proussaefs P, Lozada J: Evaluation of two Vitallium blade–form implants retrieved after 13 to 21 years of function: a clinical report, *J Prosthet Dent* 87(4):412–415, 2002.
  34. Albrektsson T, Jacobsson M: Bone–metal interface in osseointegration, *J Prosthet Dent* 57(5):597–607, 1987.
  35. Seitz WH Jr et al: External fixator pin insertion techniques: biomechanical analysis and clinical relevance, *J Hand Surg [Am]* 16(3):560–563, 1991.
  36. Goldman ND et al: Malar augmentation with self–drilling single–screw fixation, *Arch Facial Plast Surg* 2(3):222–225, 2000.
  37. Steinhauser EW: Bone screws and plates in orthognathic surgery, *Int J Oral Surg* 11(4):209–216, 1982.
  38. Caton WL 3rd et al: A new self–drilling skull traction device with flexion–extension modification: technical note, *J Neurosurg* 50(4):528–530, 1979.
  39. Kanomi R: Mini–implant for orthodontic anchorage, *J Clin Orthod* 31(11):763–737, 1997.
  40. Parr JA et al: Sutural expansion using rigidly integrated endosseous implants: an experimental study in rabbits, *Angle Orthod* 67(4):283–290, 1997.
  41. Linkow LI, Chercheve R: *Theories and techniques of oral implantology*, St Louis, 1970, Mosby.
  42. Linkow LI: Implanto–orthodontics, *J Clin Orthod* 4:685–705, 1970.
  43. Linkow LI: The endosseous blade implant and its use in orthodontics, *Int J Orthod* 18:149–154, 1969.
  44. Creekmore TD, Eklund MK: Possibility of skeletal anchorage, *J Clin Orthod* 17:266–267, 1983.
  45. Chanavaz M: Anatomy and histophysiology of the periosteum: quantification of the periosteal blood supply to the adjacent bone with 85Sr and gamma spectrometry, *J Oral Implantol* 21(3):214–219, 1995.
  46. Fortin T et al: Effect of flapless surgery on pain experienced in implant placement using an image–guided system, *Int J Oral Maxillofac Implants* 21(2):298–304, 2006.
  47. Oh TJ, Shotwell JL, Billy EJ, Wang HL: Effect of flapless implant surgery on soft tissue profile: a randomized controlled clinical trial, *J Periodontol* 77(5):874–882, 2006.
  48. Wittwer G et al: Computer–guided flapless transmucosal implant placement in the mandible: a new combination of two innovative techniques, *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 101(6):718–723, 2006.
  49. Hatcher DC, Dial C, Mayorga C: Cone beam CT for pre–surgical assessment of implant sites, *J Calif Dent Assoc* 31(11):825–833, 2003.
  50. Schnelle MA et al: A radiographic evaluation of the availability of bone for placement of miniscrews, *Angle Orthod* 74(6):832–837, 2004.
  51. Laster WS et al: Accuracy of measurements of mandibular anatomy and prediction of asymmetry in panoramic radiographic images, *Dentomaxillofac Radiol* 34(6):343–349, 2005.
  52. Yeo DK, Freer TJ, Brockhurst PJ: Distortions in panoramic radiographs, *Aust Orthod J* 18(2):92–98, 2002.
  53. Reuter I, Ritter W, Kaeppler G: Triple images on panoramic radiographs, *Dentomaxillofac Radiol* 28(5):316–319, 1999.
  54. Schulze R, Schalldaech F, d’ Hoedt B: [Effect of positioning errors on magnification factors in the mandible in digital panorama imaging], *Mund Kiefer Gesichtschir* 4(3):164–170, 2000.
  55. Lehv SP: A headless self–drilling screw, *Am J Surg* 80(5):608–609, 1950.
  56. Lohr J et al: [Comparative in vitro studies of self–boring and self–tapping screws: histomorphological and physical–technical studies of bone layers], *Mund Kiefer Gesichtschir* 4(3):159–163, 2000.
  57. Sowden D, Schmitz JP: AO self–drilling and self–tapping screws in rat calvarial bone: an ultrastructural study of the implant interface, *J Oral Maxillofac Surg* 60(3):294–299 (discussion, 300), 2002.
  58. Frost HM: The biology of fracture healing: an overview for clinicians. Part II, *Clin Orthop* (248):294–309, 1989.
  59. Frost HM: The regional acceleratory phenomenon: a review, *Henry Ford Hosp Med J* 31(1):3–9, 1983.
  60. Mueller M et al: A systemic acceleratory phenomenon (SAP) accompanies the regional acceleratory phenomenon (RAP) during healing of a bone defect in the rat, *J Bone Miner Res* 6(4):401–410, 1991.



61. Meidan Z et al: Technetium 99m-MDP scintigraphy of patients undergoing implant prosthetic procedures: a follow-up study, *J Periodontol* 65(4):330-335, 1994.
62. Schliephake H, Berding G: Evaluation of bone healing in patients with bone grafts and endosseous implants using single photon emission tomography (SPECT), *Clin Oral Implants Res* 9(1):34-42, 1998.
63. Liou EJ, Pai BC, Lin JC: Do miniscrews remain stationary under orthodontic forces? *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 126(1):42-47, 2004.