



# 第一章 口腔种植学概论

口腔种植学概论的思维导图见图 1-1。

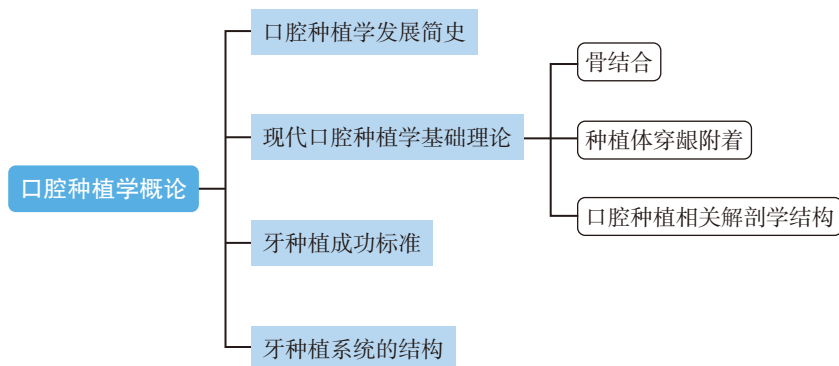


图 1-1 口腔种植学概论的思维导图

## 第一节 口腔种植学发展简史

口腔种植学作为口腔医学的重要交叉学科，系统整合了颌面外科学、修复学、牙周病学、影像诊断及生物材料学等多维知识体系。其发展简史可追溯至 20 世纪 30 年代，意大利学者 Formiggini 通过临床实践为该领域奠定了理论基石，而现代种植学体系的确立则始于 20 世纪 50 年代瑞典科学家 Branemark 的突破性研究——通过动物实验验证纯钛材料骨整合特性，首次提出“骨结合理论”并建立标准化手术操作范式，1965 年推出的 Branemark 种植系统成为全球首个获得临床认证的种植体系统，重构了传统修复学的技术路径，精准化治疗方案，将牙列缺损修复的临床成功率提升至全新维度。其核心机制主要依托钛种植体与宿主骨组织生物学结合过程，用数字化影像评估系统对颌骨三维形态的精准解析，实现功能与美学的双重重建。当代口腔种植学已形成涵盖术前规划、手术实施、修复体制作及长期维护的完整技术路径，成为口腔缺损修复的首选方案。近年来，该领域呈现多维度技术突破，新型生物活性材料的开发显著提升了种植体表面亲



水性与骨结合速率；CBCT 与三维建模技术的融合实现了个性化导板的精准制备；增材制造技术更推动种植体结构设计进入了微纳级优化阶段。这些创新成果持续推动着种植治疗的微创化、智能化发展进程，为复杂颌骨缺损修复提供创新解决方案。

## 第二节 现代口腔种植学基础理论

### 一、骨结合

#### 1. 定义

骨整合理论作为口腔种植学的基石，其概念演进深刻反映了生物材料学与组织工程学的交叉融合。1969 年 Branemark 教授提出骨结合（osseointegration）理论，通过揭示钛种植体与宿主骨组织间的直接结合，重构了口腔种植修复的技术路径，该理论框架至今仍是种植治疗的基础逻辑。随着对生物力学探究的深入及组织学观察技术的进步，学界在继承骨整合核心内涵的前提下，持续完善其理论边界。以下是具有学术代表性的概念阐释：Branemark（1985 年）提出，骨整合是活骨组织与承力种植体表面之间建立的结构 - 功能一体化连接，强调界面无纤维性结缔组织介入的直接结合状态。Branemark（1990 年）进一步阐释，骨整合是动态平衡的生物 - 材料共生体系，通过骨组织的定向改建与材料的生物相容性匹配，在排斥反应机制被有效抑制的前提下，形成具有临床持久稳定性的功能单元。宿玉成教授从多维度作用机制提出，骨整合是通过应力传导、机械固位（mechanical anchorage）、生物整合（biointegration）、化学键合（chemical bonding）协同作用达成的界面稳态，其本质是生物材料与宿主组织间的动态适应过程。该理论体系的迭代发展，体现了从宏观解剖学认知向微观分子生物学机制的范式转移，为当代种植体表面处理技术、骨再生引导材料研发提供了理论支撑（图 1-2）。

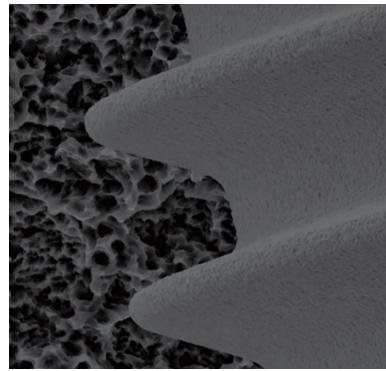


图 1-2 骨结合

#### 2. 种植体植入过程

种植体植入术后，其与宿主骨组织的整合过程遵循特定的时空规律，经历三个关键阶段的组织学重建。在创伤性操作后的 1 ~ 6 周，种植体通过机械嵌合作用获得初始稳定性，此时破骨细胞介导骨吸收与成骨细胞主导的骨形成功能性耦合，编织骨开始在种

植体周缘沉积，形成初级生物固定结构。随后进入6~18周的骨改建期，此阶段特征性表现为松散骨小梁的致密化重塑，编织骨逐步转化为板层骨，伴随血管化新生骨对坏死骨基质的取代，最终形成具有代谢活性的骨-种植体界面。至18~54周，种植体周围骨组织完成功能重建，其应力分布模式与原生骨趋于一致。值得注意的是，随着种植体表面微纳米结构修饰、生物活性涂层等技术的突破性进展，上述愈合进程的时间窗已显著缩短，临床愈合周期可压缩至6~12周即可达到骨整合的组织学标准。

### 3. 愈合方式

种植体与宿主骨组织间形成骨结合的生物学机制主要包括两种模式，即远距离成骨与接触成骨。前者指成骨细胞通过迁移运动跨越微间隙，在种植体表面形成功能性骨附着，其优势在于加速骨沉积速率（可达50 μm/天），为早期功能加载提供组织学基础。后者则通过表面生物活性信号诱导成骨细胞增殖分化并启动局域性成骨反应，形成的羟基磷灰石结晶沉积，构建高强度生物固定结构，是长期承受咀嚼负荷的核心机制。研究证实，在种植体植入初期，两种成骨模式在微间隙内呈现时空共存特征。与传统螺纹种植体不同，Bicon种植体系统采用非对称螺旋结构设计，通过备洞直径与植入体外径的精确差值（0.2~0.5 mm）形成环状微间隙。该生物工程设计使血凝块在间隙内机化后，通过膜内成骨途径完成骨重塑，初期编织骨沉积速率可达10~50 μm/天（显著高于传统螺纹种植体1~3 μm/天），随后逐步转化为板层骨并形成中央血管网络，这种类皮质骨组织不仅具有快速建模特性，而且其微观结构与排列方向会随功能负荷时长发生适应性改变，最终形成具有生物力学优化特征的成熟骨结合界面。

## 二、种植体穿龈附着

种植体骨结合的长期稳定性与周围软组织微环境的动态平衡密不可分。种植体穿黏膜段的软组织整合是维持骨结合长期稳定的关键，其通过形成生物屏障隔离种植体周围骨组织与口腔微环境。一旦该屏障受损导致菌斑生物膜定植，将引发种植体周围组织的渐进性炎症反应，最终破坏骨结合的完整性。当前种植体表面形貌设计已从单纯加速骨结合转向多维优化，重点提升穿黏膜段软组织的生物相容性与机械锁结能力。种植体周围软组织在解剖学表型上呈现牙周组织样特征，临床可见游离龈、附着龈、龈乳头及龈沟等结构。组织学分析显示，其结缔组织基质虽与天然牙周组织存在显著差异（缺乏牙周膜细胞成分，胶原纤维比例分布不同），但通过独特的细胞-材料相互作用仍能形成有效的生物学附着。这种附着机制具有普适性，与种植体植入方式（潜入式/非潜入式）无直接关联，其核心在于种植体表面拓扑结构与生物活性涂层对上皮细胞定向迁移及成纤维细胞功能表达的调控作用。



### 1. 种植体周围上皮组织

种植体周围上皮系统包含龈沟内上皮、结合上皮及口腔牙龈上皮三类功能亚区。在二期手术完成的非潜入式植入或潜入式植入修复阶段，牙龈上皮通过定向分化形成龈沟上皮和结合上皮，其组织学特征与天然牙周上皮具有高度相似性：上皮基底膜样结构通过半桥粒连接实现与结缔组织及种植体表面的机械固定。

(1) 龈沟上皮：作为龈沟的衬里上皮，其表面朝向种植体或修复体，但未形成生物学附着。该结构通过分泌抗菌肽和免疫球蛋白构成免疫防御前沿。

(2) 结合上皮：结合上皮为非角化上皮组织起源于基底细胞的定向迁移，呈现根方渐变的层板结构，宽度约 2 mm（显著大于天然牙的 1.5 mm），厚度约 40 μm。其通过整合素介导的细胞 - 材料相互作用实现与种植体表面的牢固结合，故称上皮附着。在无菌状态下，该附着终止于牙槽骨嵴顶冠方约 1 mm 处，构成动态平衡的界面。

(3) 生物学封闭界面：上皮附着构建的软组织 - 种植体生物屏障（implant biologic seal）是维持骨结合稳定性的关键结构。该屏障通过紧密连接复合体阻止菌斑生物膜、细胞毒素等外源性致炎因子向深部组织渗透，有效地保护牙槽骨及周围结缔组织。

### 2. 种植体周围结缔组织

位于结合上皮根端与牙槽骨嵴顶之间的结缔组织束，通过纤维 - 表面相互作用与种植体氧化层形成机械嵌合。该组织具有以下特征：

(1) 胶原纤维含量显著高于天然牙周结缔组织（85% vs. 60%）。

(2) 细胞成分比例为 1% ~ 3%（天然牙为 5% ~ 15%）。

(3) 功能性结构：微动感知系统（成纤维细胞触须网络）；抗菌防御体系（中性粒细胞迁移通道）；血管神经束（营养输送与感觉传导）。

### 3. 种植体周生物学宽度

该概念历经 30 年演变，目前学界公认的定义：

种植体周生物学宽度 = 龈沟深度 + 结合上皮厚度 + 结缔组织附着厚度（2.5 ~ 3.0 mm，较天然牙宽 0.5 ~ 1.0 mm）

## 三、口腔种植相关解剖学结构

### 1. 下颌管和下牙槽血管神经束

下牙槽神经血管束经下颌升支内侧的下颌孔穿入下颌神经管。解剖学特征如下：下颌神经管为走行于下颌骨松质内的薄壁骨性管道，在曲面断层 X 线影像（标准投照参数下）呈现宽约 3.0 mm 的低密度透射带。其管壁由骨密质构成，近下颌孔端骨壁厚度可达 1.5 ~ 2.0 mm，向近中延伸时逐渐变薄至 0.5 ~ 1.0 mm（图 1-3）。值得注意的是，下颌神经管在影像学上显示存在显著变异：约 35% 的病例从第一磨牙区开始管壁完整性下降，

58% 的病例上壁边界显示不清（显著多于下壁）。此影像特征易导致误判，临床阅片时应特别注意将下壁与模糊的上壁相鉴别。种植体预备过程中，当钻针触及下颌神经管时通常伴随阻力骤增。但需注意：①管壁骨密质不完整性可能导致麻花钻突然穿透，单纯依赖触觉判断存在风险；②后牙区阻力增大也可能源于骨密度增高区（如下颌骨内外骨板矿化集中区）；③建议结合 CBCT 三维影像（层厚  $\leq 0.3 \text{ mm}$ ）进行术前精准评估，将安全距离控制在管壁外 1.5 mm 以上。

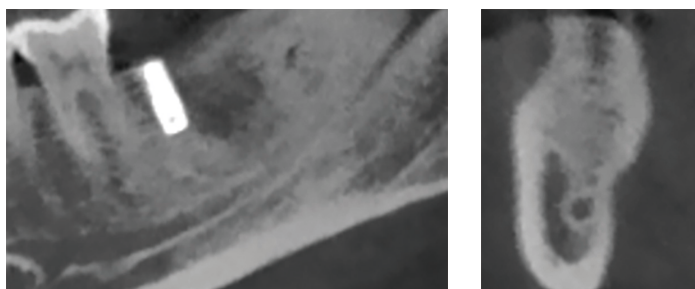


图 1-3 下颌管

## 2. 颞孔与颞管

下颌管在前磨牙区分为颞管和切牙管。颞管通常向后、上、外方向弯曲，最终开口于颞孔。需注意的是，颞管与颞神经环的概念常被混淆：颞管指下颌管在颞孔前的弯曲段，属于解剖结构；而颞神经环则指该管段内走行的下颌神经血管束形成的环形结构。

颞管长度存在显著个体差异，其弯曲形态在文献中亦被描述为神经环。临床种植时，若在颞孔前方植入，建议术前通过 CT 三维重建明确神经环是否存在。对于无法预判的情况，常规建议将种植体植入位置控制在颞孔前 6 mm 的安全距离内。下牙槽神经经颞孔穿出后改称为颞神经。颞孔呈漏斗状，正常情况下左右各一，但约 15% 的病例可见颞侧第二颞孔（副颞孔），多由下颌管分叉所致，其直径通常小于主颞孔（图 1-4）。

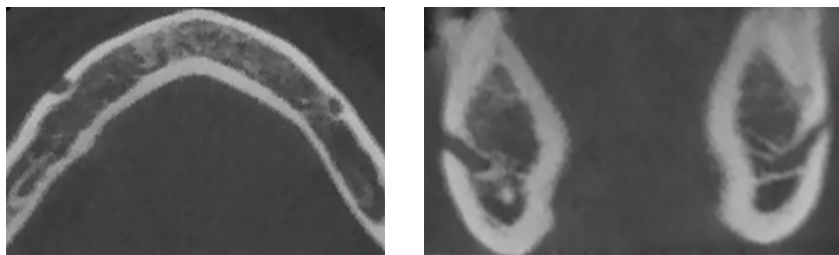


图 1-4 颞孔

## 3. 下颌切牙管

下颌切牙管为下颌管的中线延续，起始于颞管近中端，向中线走行渐变细，最终终止于下颌侧切牙或中切牙根尖下方。该管内走行由下颌神经血管束分支的切牙神经血管束，负责支配第一前磨牙、尖牙及双侧中切牙/侧切牙。解剖学显示切牙管直径显著小



于主下颌管（平均管径差异达 3.2 mm），且位于下颌骨中段 1/3 区域。

在影像学特征方面，曲面断层 X 线片显示切牙管可见率仅为 15%，而 CT 检查可稳定识别该结构，偶见直径超过主下颌管的变异病例。临床需特别注意：粗大切牙神经受压可能导致顽固性面部疼痛，严重时需取出种植体。因此，在颞孔间区植入深部种植体或进行颞部骨采集时，必须通过三维影像评估切牙管空间位置及神经走行状态（图 1-5）。

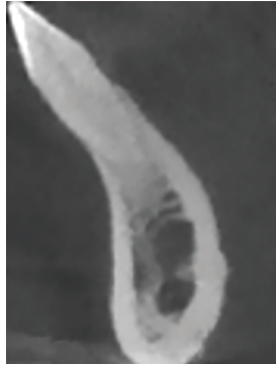


图 1-5 下颌切牙管

#### 4. 舌孔与舌侧颞孔

下颌正中舌侧骨板表面可见直径约 0.7 mm 的舌孔，此为舌管的体表开口。在下颌前磨牙区舌侧骨板上，常存在直径更小的舌侧颞孔（平均孔径 0.6 mm）。解剖学研究表明，99% 样本存在舌侧颞孔，其中 49% 可在根尖片中显影。两者均有血管通过，这些血管或与舌下动静脉形成吻合支，或直接作为其分支走行。临床操作中需特别注意：种植体预备时，若钻穿此类血管通道，可能导致术中出血。直径 < 1 mm 的血管破裂通常不会引发严重后果，但较大动脉损伤可导致大量出血，文献中有相关致死案例报告。因此，术前影像评估与术中精细操作至关重要。

#### 5. 下颌下腺窝及舌下腺窝

下颌骨体部内侧表面下颌舌骨线（内斜线）下方的凹陷区域称为下颌下腺窝，而舌下腺窝则位于双侧颞棘远中区，其位置高于下颌舌骨线。这两个解剖结构通常较为浅表，但部分病例中下颌下腺窝可能出现深度显著增加，形成明显骨性凹陷。在此类解剖变异情况下进行种植体窝预备时，存在舌侧骨板意外穿孔的风险，可能并发口底软组织损伤（图 1-6）。

#### 6. 上颌窦

上颌窦作为体积最大的鼻窦，其解剖形态似横向放置的锥体。该窦腔内部覆盖黏骨膜层，正常状态下厚度为 0.3 ~ 0.8 mm。当存在慢性炎症时，其黏骨膜会出现增厚现象。针对需实施上颌窦提升术的病例，若影像学显示黏骨膜增厚但无积液表现，通常仍具备手术可行性，但建议术前与耳鼻喉科医师进行多学科会诊（图 1-7）。

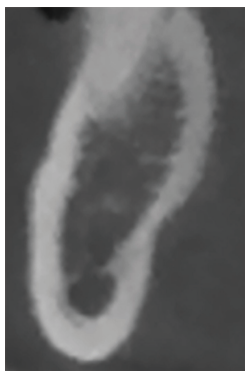


图 1-6 下颌下腺窝

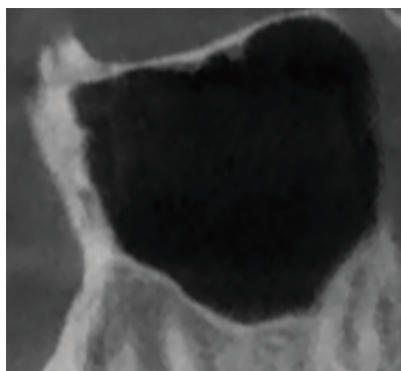


图 1-7 上颌窦

### 7. 鼻腭管和切牙孔

鼻腭管（又称切牙管）平均长度约 8.1 mm，其管腔内走行着鼻腭神经及血管束。该管道开口于切牙孔，部分病例可见鼻腭管异常增粗，此类解剖变异可能影响上颌中切牙区种植体的术区准备。尽管鼻腭神经血管束损伤通常不会导致严重后果（偶有前腭部暂时性感觉异常），但有学者针对上颌骨严重吸收的无牙颌患者，提出将种植体直接植入鼻腭管内以获得固位支撑。

### 8. 颌骨内骨岛

颌骨内骨岛（又称内生骨疣、骨斑等）是一种表现为局灶性 X 线高密度影像的骨发育异常病变。该结构通常无临床症状，在影像学检查中偶然发现。需注意其与致密性骨炎的鉴别：后者是由慢性炎症刺激导致的骨质致密化病变。流行病学统计显示，颌骨内骨岛的发生率为 3% ~ 6%，多见于下颌骨第一前磨牙至第一磨牙区域，且无性别差异。根据解剖特征，该病变主要分为两种形态：①舌侧骨皮质向髓腔方向的内生性增厚；②骨髓腔内局限性的致密骨质团块。通过 CT 三维成像可明确病变范围及形态特征。在种植备洞操作中，当钻头触及骨岛时会遇到异常阻力，此时需调整手术方案以避免结构破坏。

### 9. 颌骨的分类

种植牙对颌骨的影响研究需首先明确界定其附着颌骨的骨质类型。当前颌骨分类体系繁多，临床较通用的评估方法为整合曲面断层与颌骨横断面影像，参照 Lekholm-Zarb 分类系统进行分型。此外亦存在其他分型方案，如 Klemetti 提出的基于下颌骨体部下缘骨皮质形态的三类分法。

该分型体系将颌骨划分为四型：

- I 型：均质密质骨构成主体结构。
- II 型：厚层密质骨包裹致密骨小梁排列的松质骨。
- III 型：薄层密质骨覆盖致密骨小梁排列的松质骨。



Ⅳ型：薄层密质骨包绕疏松排列的骨小梁结构。

不同骨型因骨密度差异显著影响种植体初期稳定性。Ⅰ型与Ⅱ型骨因骨质致密，可为粗糙表面种植体提供优异的初期固位力，支持早期负重。Ⅲ型与Ⅳ型骨因骨密度较低，初期稳定性较差，种植成功率显著下降。相关实证研究显示，Ⅰ型较Ⅳ型骨提供的初期稳定性提升幅度可达3~5倍，这与骨小梁排列密度及皮质骨厚度存在直接关联。

### 10. 生物材料学基础

(1) 种植体材料：种植体材料需满足无毒性、无免疫原性、无致癌或致畸风险等基本要素，同时应具备优异的生物相容性、抗腐蚀能力、抗磨损特性及机械强度与刚度。随着材料科学与精密制备工艺的突破，新型口腔种植材料不断涌现，目前临床应用主要包括纯钛基体、钛基合金、生物活性陶瓷、碳纤维增强材料、医用高分子材料及多材料复合结构等。

(2) 骨组织植入材料：在口腔种植治疗中，通过植入骨移植材料修复缺损的骨组织结构，以重建区域的形态与生理功能。骨移植材料的临床应用可追溯至数十年前，主要包括自体骨、同种异体骨、异种骨及人工骨替代材料。这些材料的组织相容性、骨引导能力、成骨诱导性、骨形成效率及骨重塑特性直接决定着骨增量手术的临床效果。例如同种异体骨代表产品包括 Grafton 和 MinerOss，异种骨材料有 BioOss 及 MinerOss XP，人工合成材料则涵盖羟基磷灰石材料与 Chronos 系统。各类骨移植材料在其研发与应用阶段均在临床实践中展现出显著价值。

(3) 软组织植入材料：①引导骨组织再生膜材料的分类。引导骨组织再生技术 (guided bone regeneration, GBR) 是口腔种植外科领域广泛应用的骨增量方法，其核心机制在于通过植入屏障膜为新生骨组织提供生长空间并维持血凝块稳定性，同时抑制周围结缔组织侵入，最终促进骨组织再生。该技术关键创新点在于运用物理屏障阻隔非成骨细胞对骨修复微环境的干扰。目前临床所用再生屏障膜材料主要分为四类：合成聚合物材料 (如聚四氟乙烯薄膜)、天然高分子材料 (胶原基膜)、金属支撑结构 (钛合金网状支架) 及无机生物材料 (包括硫酸钙支架和羟基磷灰石复合物) (图 1-8)。②血小板浓缩物。血小板活化后可分泌参与创伤修复与骨再生的关键生长因子，富含血小板制剂联合生物材料在口腔种植领域得到广泛应用。随着自体血小板浓缩技术的不断优化，显著提升了种植体周骨缺损的再生修复效果。血浆提取物的制备技术演进主要分为三个阶段：富血小板血浆 (platelet rich plasma, PRP)、富血小板纤维蛋白 (platelet rich fibrin, PRF) 及浓缩生



图 1-8 可吸收屏障膜

长因子 (concentrated growth factor, CGF) (图 1-9)。

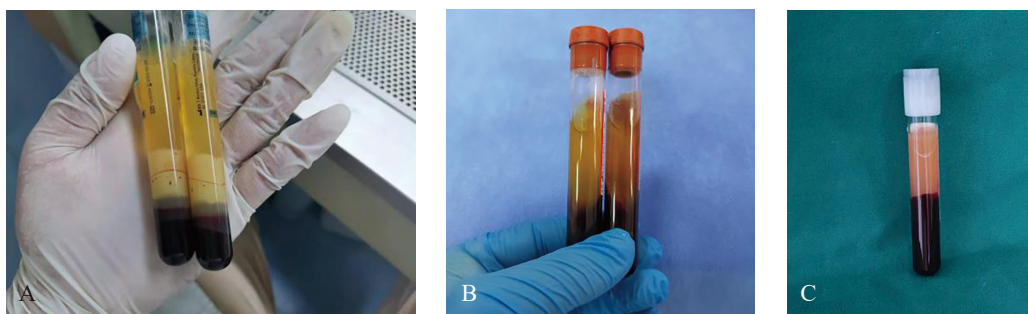


图 1-9 PRP (A)、PRF (B)、CGF (C)

### 第三节 牙种植成功标准

1986年, Albrektsson 和 Zarb 基于骨结合理论提出国际公认的口腔种植成功标准: ①种植体临床无动度; ②X线显示周围无透射区; ③负载1年后, 垂直骨吸收年速率 $< 0.2\text{ mm}$ ; ④无持续或不可逆的症状(疼痛、感染、麻木等)及解剖结构(如下颌管等)损伤; ⑤5年成功率 $\geq 85\%$ , 10年成功率 $\geq 80\%$ 。

1995年, 珠海全国种植义齿学术会议结合国际经验, 形成中国共识: ①行使功能时无临床动度; ②放射学检查骨界面无透射区; ③垂直骨吸收 $\leq$ 术后骨内长度的 $1/3$ (标准投照法); ④无不可逆的下颌神经、上颌窦等损伤及并发症。

任一标准未达标即视为失败, 要求5年成功率 $\geq 85\%$ , 10年成功率 $\geq 80\%$ 。

该标准体系在全球范围内被广泛采纳, 成为临床评估的黄金准则。

### 第四节 牙种植系统的结构

当前, 全球口腔种植体系统种类繁多, 其设计、形状及材质存在显著差异, 部分组件尚未形成统一的分类体系及命名规范。常见种植体系统主要由以下三个部分构成: 种植体、基台及修复体。

#### 1. 种植体

种植体(人工牙根)是一种通过外科手术植入缺牙区颌骨内的柱状或锥形结构, 用



于替代缺失的天然牙根。其核心功能在于支撑并传递咬合力，主要采用生物相容性优异的纯钛或钛合金材料制造。根据解剖特征，种植体可分为三个功能区段：颈部、体部及根端（图 1-10）。

颈部区域作为基台固定接口（implant abutment connection），位于牙槽嵴顶骨面或软组织内，具体位置因系统设计而异。该区域常设计为平台结构以承受轴向载荷，其应力分布特性直接影响周围骨组织的吸收速率。临床研究表明，边缘骨吸收不仅与咬合负荷相关，还可能引发局部感染风险，进而破坏黏膜附着稳定性，尤其在前牙美学区易导致修复效果不佳。因此，现代种植体颈部设计趋向于优化应力分布并促进骨重塑，以减少骨量流失并满足长期美学需求。

体部形态多样，涵盖圆柱形、圆锥形等结构，表面常经过酸蚀喷砂或钛浆喷涂处理以增强骨整合效果。根端采用光滑圆钝设计以降低植入创伤，部分系统增设切割凹槽实现自攻特性，从而降低植入阻力。

### 2. 基台

基台是种植系统中安装在骨内种植体顶部平台的组件，其核心功能是实现种植体机械连接、支撑及固定上部修复结构。该部件形态多样，分类维度涵盖连接方式（如内外六角）、结构及加工工艺（预成/定制）、长轴方向、临床应用场景（前牙/后牙区）及材料构成（纯钛/氧化锆）等多维度标准体系（图 1-11）。



图 1-10 种植体



图 1-11 基台

### 3. 牙种植体结构的发展简史

经过数十年科研探索与临床验证，牙种植体结构设计持续迭代升级。从 Branemark 教授首创的纯钛光滑处理螺纹柱状种植体，已逐步演进为表面粗糙化且形态多元化的螺纹骨内种植体。当前种植体结构设计的演进主要体现在以下维度。

（1）一段式及二段式种植体：一段式种植体（one stage implant）采用基台与骨内种植体一体化设计，当前临床应用较少，主要应用于过渡义齿制作或美学需求较低的缺牙

区。二段式种植体 (two stage implant) 由独立的种植体与基台构成, 两者经中心螺丝机械锁合。相较于一段式种植体, 该设计有利于种植体颈部牙龈袖口形成及颈部应力分散, 且可以根据骨愈合状态、软组织形态及咬合需求个性化选择基台形态。目前二段式种植体已成为牙种植体主流设计。

(2) 骨水平及软组织水平种植体: 骨水平与软组织水平种植体的核心差异体现在颈部结构设计。骨水平种植体 (bone level implant) 的颈部平台位于牙槽嵴顶平面或根方位置, 其表面处理方法包括粗糙表面通过增加骨结合效率提升稳定性, 光滑表面则便于边缘骨吸收后的清洁维护。此类种植体依赖基台与软组织间的生物封闭机制实现菌斑隔离。

以 Branemark 系统为代表的骨水平种植体, 通过平齐或低于骨嵴的颈部设计配合充足软组织覆盖, 可满足前牙美学区修复需求。为抑制边缘骨吸收, 工程学改良包括反锥形颈部形态及平台转移连接技术 (通过缩小基台直径实现力学优化)。部分新型设计将平面颈部优化为倾斜或扇贝形结构, 以贴合牙槽嵴自然解剖形态。

软组织水平种植体 (soft tissue level implant) 的特征在于将光滑颈部完全埋入软组织内, 粗糙骨结合区与光滑封闭区形成双重生物屏障。相较于骨水平设计, 其微间隙位置上移至冠方, 既避免界面微动导致的骨组织刺激, 又减少二期牙龈成形手术需求。以 Straumann 系统为例, 其阶梯式光滑颈部构建了更稳定的软组织封闭体系, 通过高于骨嵴的基台连接界面降低细菌渗漏风险。但锥形膨大颈部在美学区可能引发牙龈退缩并发症, 存在金属边缘暴露的临床风险。

(3) 基台与种植体的连接方式: 种植体与基台的连接方式可分为外连接和内连接两大类。理想连接系统需实现基台与修复体的稳固固位、抗旋转控制、精准定位及应力传导优化, 从而保障种植体周骨结合与软组织封闭的长期稳定性。

外连接式基台种植体的连接界面位于种植体平台冠方凸起处, 常见外六角、外八角等几何形态。此类设计通过多边形结构实现咬合应力分散, 其中外六角连接为临床主流方案。但该技术存在界面微隙较大、基台微动显著等缺陷, 易引发机械磨损、螺丝松动或断裂等问题, 且抗旋转性能与长期稳定性相对不足。

内嵌式基台种植体通过基台嵌入种植体内部实现力学耦合, 其固位机制依赖内六角、内八角或莫氏锥度等抗旋结构。锥度连接利用基台与种植体内壁的机械摩擦提供固位力, 相较于外接式设计, 该方案使界面接触更为紧密, 显著提升应力分散效能, 降低机械并发症发生率, 并有效减少边缘骨吸收。

(4) 种植体直径: 螺纹种植体的体部直径包含无螺纹内径与螺纹外径两种测量维度。研究表明, 种植体直径每增加 1 mm, 其表面积可扩大约 25%。表面积的增加有助于分散咬合应力, 但直径较大的种植体对缺牙区可用骨量要求更高。目前临床应用的种植体直径为 3 ~ 7 mm。从生物力学角度分析, 宽直径设计可通过最大化骨接触面积优化应力分



布，从而理论上改善周围骨组织的力学环境。

(5) 种植体长度：种植体植入深度指其骨内部分的延伸范围。当前骨水平种植体的长度指标涵盖其全部植入部分，而软组织水平种植体的长度则仅指其粗糙处理的主体部分。延长植入体可扩大骨-种植体接触界面的面积，从而提升抵抗侧向力的稳定性，但需警惕过长植入体可能对关键解剖结构造成损伤。

(6) 种植体形态：从牙科种植技术的演进历程可见，研究者为提升治疗成功率与美学效果不断研发创新多种种植体构型。在当代种植体系中，骨内种植体已成为主流选择，而骨膜下、黏膜内种植体及叶片状、盘状等早期设计因骨结合效能不足及远期稳定性欠佳已逐步退出临床应用。针对不同骨质条件与临床需求，学者通过优化几何形态增强初始稳定性并改善应力分布模式，典型设计包括圆柱形、锥形、卵圆形及阶梯式结构。当前临床实践中，圆柱形与锥形几何构型占据主导地位。

(7) 种植体螺纹：当前主流种植体体部普遍采用螺纹结构设计，其核心要素通常涵盖以下五个维度：①截面形态与顶端倾角；②螺距参数；③螺纹深度（即高度）；④螺纹宽度（厚度）；⑤螺旋倾角。

（李自良 何永文）

### 参考文献

- [1] LIU T, XIA B, GU Z. Inferior alveolar canal course:a ra-diographic study[J]. Clin Oral Implants Res, 2009, 20(11): 1212-1218.
- [2] ROMANOS G E, GREENSTEIN G. The incisive canal.Consider-ations during implant dentistry:case report and literaturereview[J]. Int J Oral Maxillofac Implants, 2009, 24(4): 740-745.
- [3] MCDONNELL D, REZA NOURI M, TODD M E. The mandibularlingual foramen:a consistent arterial foramen in the mid-dle of the mandible[J]. J Anat, 1994, 184(Pt 2): 363-369.
- [4] 杨震宇. 牙科锥束 CT 图像中下颌舌孔的解剖结构 [D]. 杭州: 浙江大学, 2010.
- [5] LONGONI S, SARTORI M, BRAUN M, et al. Lingual vascularcanals of the mandible: the risk of bleeding complicationsduring implant procedures[J]. Implant Dent, 2007, 16(2): 131-138.
- [6] 蒋峰, 谷志远, 张雄, 等. 螺旋 CT 测量上颌窦体积在种植牙中的应用分析 [J]. 中国口腔种植学杂志, 2009, 14(4): 109-110.
- [7] MCDONNELL D. Dense bone island. A review of 107 patients[J]. Oral Surg Oral Med Oral Pathol, 1993, 76(1): 124-128.
- [8] 宿玉成. 口腔种植学 [M]. 2 版. 北京: 人民卫生出版社, 2014.
- [9] BUSER D, MERICSKE-STERN R, DULA K, et al. Clinical experience with one-stage,non-submerged dental implants[J]. Adv Dent Res, 1999, 13: 153-161.
- [10] GULATI M, GOVILA V, VERMA S, et al. In vivo evaluation of two-piece implants placed following one-stage and two-stage surgical protocol in posterior mandibular region.assessment of alterations in crestal bone level[J]. Clin Implant Dent Relat Res, 2015, 17(5): 854-861.

- [ 11 ] TROIANO G, LO RUSSO L, CANULLO L, et al. Early and late implant failure of submerged versus non-submerged implant healing: a systematic review,meta-analysis and trial sequential analysis[J]. J Clin Periodontol, 2018, 45(5): 613-623.
- [ 12 ] 林野 . 当代牙种植体设计进步与临床意义 [J]. 华西口腔医学杂志 , 2017, 35(1): 18-28.
- [ 13 ] SÁNCHEZ-SILES M, MUÑOZ-CÁMARA D, SALAZAR-SÁNCHEZ N, et al. Incidence of peri-implantitis and oral quality of life in patients rehabilitated with implants with different neck designs: a 10-year retrospective study[J]. J Cranio Maxillofac Surg, 2015, 43(10): 2168-2174.
- [ 14 ] SHEMTOV-YONA K, RITTEL D, LEVIN L, et al. Effect of dental implant diameter on fatigue performance.part I:Mechanical behavior[J]. Clin Implant Dent Relat Res, 2014, 16(2): 172-177.
- [ 15 ] EL-ANWAR M I, EL-ZAWAHRY M M, IBRAHEEM E M, et al. New dental implant selection criterion based on implant design[J]. Eur JDent, 2017, 11(2): 186-191.
- [ 16 ] EDHER F, NGUYEN C T. Short dental implants: a scoping review of the literature for patients with head and neckcancer[J]. J Prosthet Dent, 2018, 119(5): 736-742.
- [ 17 ] GRACIS S, MICHALAKIS K, VIGOLO P, et al. Internal vs. external connections for abutments/reconstructions: a systematic review[J]. Clin Oral Implant Res, 2012, 23: 202-216.
- [ 18 ] 林野 . 口腔种植学 [M]. 北京 : 北京大学医学出版社 , 2013.
- [ 19 ] RANIERI R, FERREIRA A, SOUZA E, et al. The bacterial sealing capacity of morse taper implant-abutment systems in vitro[J]. J Periodontol, 2015, 86(5): 696-702.
- [ 20 ] ALOISE J P, CURCIO R, LAPORTA M Z, et al. Microbial leakage through the implant-abutment interface of morse taper implants in vitro[J]. Clin Oral Implant Res, 2010, 21(3): 328-335.
- [ 21 ] LIU Y, WANG J W. Influences of microgap and micromotion of implant-abutment interface on marginal bone loss around implant neck[J]. Arch Oral Biol, 2017, 83: 153-160.
- [ 22 ] MACEDO J P, PEREIRA J, VAHEY B R, et al. Morse taper dental implants and platform switching: the new paradigm in oral implantology[J]. Eur J Dent, 2016, 10(1): 148-154.
- [ 23 ] 孙洁, 张剑明, 李彦秋 . 富血小板纤维蛋白超微结构的观察与探讨 [J]. 口腔医学研究 , 2010, 26 (1): 98-101.
- [ 24 ] MOHANTY S, PATHAK H, DABAS J. Platelet rich fibrin: a new covering material for oral mucosal defects[J]. J Oral Biol Craniofac Res, 2014, 4(2): 144-146.
- [ 25 ] 李龙, 赵建辉, 刘斌, 等 . 富血小板纤维蛋白体外释放 VEGF 影响因素的探讨 [J]. 中国美容医学 , 2012, 21(3): 427-430.
- [ 26 ] KOBAYASHI E, FLÜCKIGER L, FUJIO-KAKOBAYASHI M, et al. Comparative release of growth factors from PRP, PRF, and advanced-PRF[J]. Clin Oral Investig, 2016, 20(9): 2353-2360.
- [ 27 ] DOHAN EHRENFEST D M, DEL CORSO M, DISS A, et al. Threedimensional architecture and cell composition of a Choukroun' s platelet-rich fibrin clot and membrane[J]. J Periodontol, 2010, 81(4): 546-555.
- [ 28 ] 李永斌, 孙迎春, 韦荣智, 等 . 浓缩生长因子纤维蛋白与富血小板纤维蛋白体外降解的对比 [J]. 中国组织工程研究 , 2017, 21(14): 2234-2240.