

我国口腔生物力学研究进展与展望

周书敏

北京医科大学口腔医学院 (邮政编码100081)

提要 本文综述了我国口腔生物力学研究现状、研究手段、达到的水平以及临床应用状况、并作了展望。

关键词 咀嚼器官；口颌系统；口腔生物力学；牙齿；牙周膜；牙槽骨；咬合；创伤性咬合；咬合病；修复体

1 引言

口腔生物力学是生物力学的一个分支，目前以咀嚼器官中的牙齿及其支持组织的力学问题为主要研究对象。

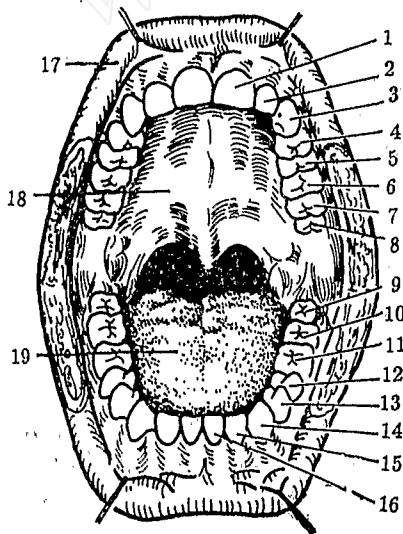


图1 口腔解剖示意图

- 1 中切牙 2 侧切牙 3 尖牙 4 第一双尖牙 5 第二双尖牙 6 第一磨牙 7 第二磨牙 8 第三磨牙 9 第三磨牙 10 第二磨牙 11 第一磨牙 12 第二双尖牙
- 13 第一双尖牙 14 尖牙 15 侧切牙 16 中切牙
- 17 唇 18 腭 19 舌

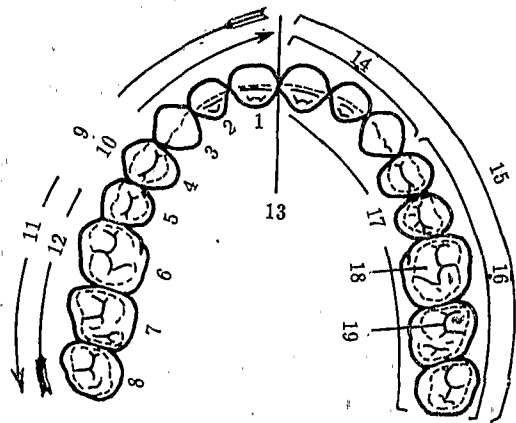


图2 牙齿及口腔有关各部位名称示意图

- 1 中切牙 2 侧切牙 3 尖牙 4 第一双尖牙 5 第二双尖牙 6 第一磨牙 7 第二磨牙 8 第三磨牙 9 远
- 离中线 10 靠近中线 11. 远中 12 近中 13 中线
- 14 唇侧 15 面部 16 颊侧 17 舌面 18 牙齿咬合面
- 19 沟窝

咀嚼食物是人体的一项重要功能。牙齿是直接行使咀嚼功能的主要器官，但不是唯一的器官（见图1,2）。咀嚼功能是依靠口腔颌面部包括肌肉、神经在内的各组织器官即颌系统的协同作用。咀嚼肌力是咀嚼用力的来源，牙周组织承受咬合力并传递信息到中枢神经，从而调节反射支配下颌运动，进行咀嚼活动。要求牙齿、颞颌关节和下颌运动在神经的统一调节和支配下，运动和功能协调一致，同时受力均匀，才能维持生理功能。否则，会出现颌系统功能紊乱或咬合病。从咀嚼器官的生理、病理变化来看，这是与复杂的力学问题分不开的。

牙齿形态不规则，组织结构复杂，它们是由非均质的各向异性的生物复合材料组成的。牙齿的实体是牙本质，冠部外层覆以牙釉质，根部外层覆以牙骨质。牙齿由牙周膜悬吊在牙槽窝中构成一个功能结构单位（见图3）。

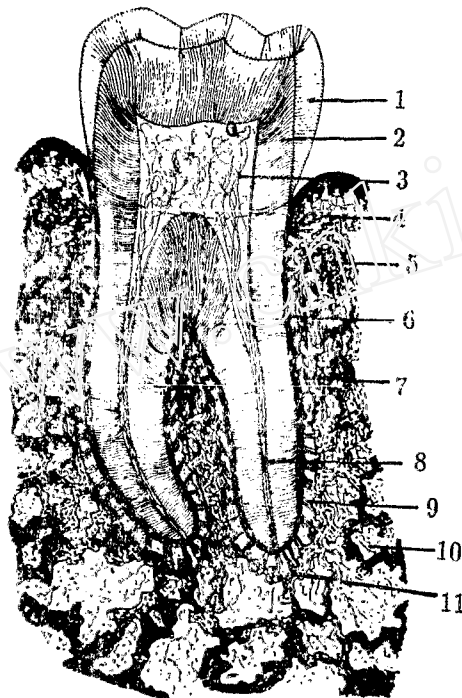


图3 牙齿及其支持组织结构示意图

- 1 牙釉质 2 牙本质 3 牙髓腔 4 牙髓 5 牙槽窝顶 6 牙周膜 7 颌骨
8 牙根管 9 牙骨质 10 骨小梁 11 根尖区

咀嚼运动有一定的规律和频率。牙齿在长期咀嚼过程中存在磨损和疲劳现象。由于牙质及发育钙化结构上的弱点以及饮食习惯等因素的综合结果，常出现磨损不均，受力不均，出现疲劳裂纹，甚至裂纹扩展造成牙齿或牙尖的断裂。死髓牙齿更易断裂。如遇咬到硬物尤其容易意外断裂。因而这里存在很多值得研究的力学问题。例如，牙齿组织结构的生物材料力学性质；支持骨组织的力学性质；牙齿在咀嚼过程中产生的力的性质与力的传递与分布；健康牙、有缺陷的牙或松动牙受力后的内应力分布特点；牙齿疲劳裂纹产生与牙齿断裂过程；牙齿咬合时表面接触应力状况；牙齿咬合面的接触力与牙体及其支持组织内应力分布关系；牙齿缺失后各种人工修复体的结构、材料性质如何满足结构轻巧、经久耐用、美观舒适、能

长期戴在口腔中完成缺失牙的形态和功能要求而不产生病理性损害；剩余的牙齿及支持组织维持生理平衡对应力分布的要求；应力与骨吸收的关系；牙齿位移与矫治力的关系，等等，都是牙齿的生物力学问题。颞颌关节是人体中唯一的双侧联动关节，无论结构、运动和功能都有独自的特点，其中，存在复杂的力学问题尚待深入研究。关于神经、肌肉等软组织的力学问题，目前尚未开展。因此，整个口腔颌面系统的生物力学问题尚待进一步开展研究工作。它涉及材料力学、结构力学、弹性力学、粘弹性力学、断裂力学、接触力学等固体力学问题，同时还存在微循环等流体力学问题，需要多学科的知识与技术的相互渗透与合作研究。

2 我国口腔生物力学的发展

国外对口腔生物力学研究起步较早，50年代初就着手研究牙齿、牙槽骨的生物力学特性，测出了它们的抗压、抗拉强度、弹性模量（ E ）及泊松比（ μ ）数值。有人用结构力学算出了固定义齿受力后在其基牙上的支反力分配比值。70年代以来，较多地采用了实验应力分析方法对各种修复体及其支持组织受力后的应力分布状况进行研究，并用脉冲激光技术测试牙齿受矫治力后的位移。70年代初，将有限元法应用到口腔医学领域。80年代以来，普遍应用2维及3维有限元法进行研究，逐步由定性分析进入到定量分析。

我国对口腔生物力学的研究起步较晚。80年代初开始将弹性力学理论应用到口腔医学领域。北京医科大学周书敏首次发表了“弹性力学在口腔医学中的应用”^[1]，论证了牙齿受力后内应力分布状况。随后又发表了牙齿瞬时转动中心位置及其临床意义的探讨^[2]以及牙弓夹板的生物力学原理^[3]，都是用弹性理论计算揭示牙齿的应力分布状况。由于牙体、牙槽骨、牙周膜及牙齿的修复体结构形态很不规则，牙齿在咀嚼时各部的受力状态又很不均匀，单纯用弹性理论计算得出的结果是否可靠，还需要通过其他方法进行验证。周书敏和吴仲谋^[4]用有限元法对上述课题之一进行了验算，结果表明，两种计算方法所得结果相当接近，证实弹性力学理论计算是可信的。

我国研究口腔生物力学初始阶段所采用的基本数据，大多引用国外文献，其可靠性无从验证。直到80年代中期，我国才有人开始研究牙齿组织的力学性能，测试中国人牙齿、牙槽骨、牙周膜等基本性能参数。冯丹^[5]等用激光散斑照相法测得中国人新鲜牙本质及其支持组织的弹性模量，徐军等^[6]用电测法测得上前牙牙本质纵向拉伸及压缩弹性模量，陈新民等^[7]用激光全息双曝光法测得新鲜人体下颌骨皮质沿牙轴向的泊松比，叶德临等^[8,9]用电测法测得牙本质轴向弹性模量及牙釉质的弹性模量。这些工作为我国深入研究口腔生物力学提供了符合我国实际的基本数据，使研究工作建立在更加可靠的基础上。

由于牙齿及其支持组织结构及受力状况极其复杂，仅靠计算数值分析尚不能满足要求，还需用实验手段加以验证。朱希涛等^[10]应用激光全息光弹性应力分析法，对双端固定桥基牙及其支持组织的应力分布进行了研究，做出了定量分析，这一成果具有国际水平。魏治统等^[11]用平面光弹法对下颌磨牙缺失后的双端固定桥和单端固定桥进行了实验研究。上述研究对推进口腔修复力学发展有积极作用。

为使研究成果更符合实际和得到准确的数据，仅用简化了的2维实验和计算精度是不够的，必须采用3维方法。周书敏等^[12-14]应用3维光弹实验分析了牙周支持组织的应力分布，并用3维有限元法分析了牙根尖区及牙周膜受力后的应力状态，冯丹等^[15]对下前牙固

定桥及其支持组织也进行了3维光弹性应力分析。这些研究使工作更深化了一步,获得的成果更加接近临床实际。

经过多次全国性实验力学会议、生物医学工程学术会议、固体生物力学学术交流会等活动,促进了跨学科的科技界的合作。一些具有高、精、尖实验手段的科研单位及研究人员进一步涉足口腔生物力学领域,纷纷与各口腔医学院校、科研部门、医疗单位建立协作关系,同时培养了一批硕士和博士研究生。从1985年开始,研究手段逐步实现多样化。如用显微硬度计研究牙釉质的断裂韧性^[16];用光弹贴片法测量桥体受载支持组织受力状况^[17];用激光全息光弹法^[10]、激光全息干涉法^[23]、数字图像处理法等测试各种应力。此外还引进了80年代国外发展起来的新测试技术^[89-41],研究牙齿表面接触应力。

总之,在全国研究人员共同努力下,在国家自然科学基金会、国家教委基金会和各有关学术团体的支持下,我国口腔生物力学研究的发展速度并不慢。目前,全国各高等口腔医学院校基本上都开展了这方面的工作,大多建立了如光弹实验室、生物医学工程中心实验室等,并培养出了一批研究生。医学界和力学界的横向联合研究范围逐步扩大,不断提出新课题,推出新成果,有些成果达到了国际先进水平。

3 口腔生物力学研究的主要成果

3.1 取得了一批口腔生物组织的力学性能数据 牙颌组织生物力学性能研究是口腔生物力学研究的基础部分。测试生物组织的力学性质、确定本构关系往往是很困难的。它的难点如下^[18]: ①人体组织的生物材料获取困难,尤其是活体生物材料;②被测组织的分离困难;③被分离出的组织难以维持活体状态;④生物组织变形大,应力-应变关系通常是非线性的;⑤生物组织结构复杂,属于各向异性体,生物组织的某些特性,使实验很难进行。

正由于实验难度大,所以较长一段时间这方面的研究未能很快展开。随着实验手段的多样化,近几年来国内不少学者进行了探索,并已获得了不少新成果。

3.1.1 牙本质、牙槽骨的弹性模量和泊松比数值的测定 叶德临等^[8,9]用电阻应变测试技术测定出中国人牙本质沿牙轴向的压缩弹性模量及牙釉质的弹性模量、泊松比。徐军等^[6]用力学拉伸实验方法,通过自行设计的卡具,测定出中国人正常牙本质与塑化后的牙本质的抗拉强度与弹性模量。冯丹等^[5]应用激光散斑照相法测得了人牙新鲜牙本质的弹性模量。从此,有了中国人牙本质的实测数据。

3.1.2 牙本质、牙槽骨、下颌骨皮质骨强度 60年代国外测试了人牙本质的抗拉性能,结论是抗拉强度仅为抗压强度的1/6左右。牙釉质的抗拉强度则更低。这揭示了牙齿硬组织是属于耐压不耐拉的脆性材料。徐军等^[6]测试结果与国外报告结果相似。陈新民、赵云凤^[19]对人牙槽骨皮质骨的弯曲力学性质进行了研究,得出皮质 $E_{\text{弯曲}} < E_{\text{拉伸}}$,说明有明显的各向异性。1976年国外报告牙釉质是高度非均质材料,顺釉柱方向很容易断裂^[47,48]。1981年报告用微压痕技术测试了牙釉质的断裂韧度^[48],用断裂力学方法研究牙齿硬组织的力学性能。他们发现不同牙齿、不同部位的釉质断裂韧度不同,磨牙的牙釉质较尖牙、切牙的釉质脆性大,从切缘至颈缘断裂韧度有逐渐增大的趋势。我国张延宏等^[10]用显微硬度计微压痕法初步测试了牙釉质的断裂韧性,其初步结果也说明牙釉质具有各向异性。叶德临等^[9]用电测法测得牙釉质的弹性模量。

3.1.3 牙周膜主纤维的力学性能及对侧向力的耐受阈值 牙周膜是介于牙骨质和牙槽骨

之间的纤维性结缔组织,悬吊牙齿于牙槽窝中。牙周膜在咀嚼器官行使功能活动中起至关重要的作用。它有营养、感觉、承受力、传力、分散力的功能。它的健康与否直接影响其他支持组织的健康。但是对牙周膜力学性能的研究十分困难,国外文献报道的力学数据彼此相差悬殊,很难辨别其准确度。国内至今尚未见到正式的研究报道。1992年华西医科大学博士生朱智敏^[68]在论文中有所论述。他测量出中国人新鲜牙周膜的弹性模量为3.35—4.59MPa,与国外文献^[68]数据中的2例相接近。

国外学者通过实验证明,牙周膜对轴向力的耐受阈值远远大于对侧向力的耐受阈值,以中切牙最低,由前牙向后牙呈递增趋势,两者的差值从几倍到62倍。周书敏^[20]对正常人牙周膜对侧向力的耐受阈值进行了在体测量,其结果的规律性与国外文献一致。测得牙周膜的轴向力与侧向力耐力比值为 $(3.49 \pm 1.49) : 1$ 。

通过有限元法计算出牙周膜受力后的内应力变化规律为^[4,13,14]:当牙齿承受轴向力时,在牙周膜上出现的内应力分布较均匀,大部分是压应力;当牙齿受水平力时,牙周膜上出现的内应力分布不均匀,部分受压,部分受拉,且应力集中现象较明显。计算还表明,正常牙周膜能耐受的最大压应力与最大拉应力之比约为 $(2-3) : 1$ 。由此可证明牙周膜对轴向力的耐受阈值大于侧向力的耐受阈值。计算还表明牙周膜主纤维排列方向与其主应力方向一致,主应力大的部位牙周膜厚,反之,牙周膜变薄或消失。根尖区及牙槽嵴顶区是应力集中部位,所以该部位的牙周膜厚。这说明牙周膜的各向异性及非均质性;并有功能与形态相互制约的性质。对牙周膜的粘弹性、血液淋巴液的微循环等方面的研究尚未见报道。

3.1.5 骨小梁的结构与主应力关系 牙槽骨和颌骨有骨密质和骨松质;骨小梁结构形态与咀嚼功能有密切关系。通过应力分析表明,骨小梁的排列与主应力方向一致,且有一定规律,不同部位有不同角度,两种主应力方向成正交,骨小梁的排列也呈网状结构。它适应承担两种相互垂直的主应力,使咀嚼器官成为轻巧而坚固合理的结构。骨小梁的排列随主应力方向变化而发生形态变化,其粗细和致密度也与主应力大小有关。上述结论是周书敏^[4,12]通过有限元计算和3维光弹实验应力分析得出的。

3.2 固定义齿结构及其支持组织的受力分析 朱希涛、周书敏等^[10]用激光全息光弹法对下颌第一磨牙缺失时,分别以第一、第二双尖牙,第二、三磨牙为基牙所组成的三基牙和四基牙完全固定桥的情况,计算了在修复之前和之后基牙受轴向力或近-远中向水平力时的应力分布状态。结果表明,当桥体咬合面中央加垂直载荷时,桥基牙及其支持组织并非平均承受咬合力,各桥基牙所分担的力值并不相等,这与基牙解剖形态、牙根数目、牙根形态、牙长轴倾斜度、牙齿健康状况等都有关。在同一载荷条件下,单根牙较多根牙的根尖部位产生的应力值大。例如,一个四基牙双端固定桥,当在桥体咬合面中央加垂直力时,第一双尖牙分担的力值为14%,第二双尖牙分担22%,第二磨牙分担35%,第三磨牙分担29%。这说明:①靠近载荷部位的基牙分担力值大;②相对应部位的单根牙与多根牙相比,后者分担力值大;③在全部基牙中,磨牙分担的总力值大于双尖牙分担的总力值;④在一定条件下,基牙数目增加,有利于分散咬合力,减轻基牙负担。这个结论与Leddly^[21]的不同。Leddly认为四基牙固定桥在桥体咬合面中央受垂直力时,各基牙平均分担力值各为25%,实际上并非如此。

当固定桥承受近-远中向水平外力时,力通过接触点或固定桥的连接体、桥体传递到远中

各基牙。各基牙牙槽嵴顶及根尖部位均产生较大的应力值。基牙根周近中部分主要受拉应力，远中部分主要受压应力。

上述研究是在基牙牙周组织健康条件下进行固定桥修复。但是基牙牙槽骨有不同程度吸收对固定桥修复有什么影响？对基牙牙槽骨高度异常的固定桥修复所作的光弹性研究^[22]结果表明，当牙槽骨高度降低为正常值的1/2时，基牙牙周支持组织的应力值较正常者显著增大。应力值与牙槽骨高度呈反变关系，即牙槽骨高度愈低，应力值愈大。增加桥基牙的数量对牙槽骨降低或临床冠-根比不良的基牙及其支持组织的应力分布是有利的。在牙槽骨高度减低1/2的情况下，未经修复的单根牙受轴向力时，其根尖最大剪应力值较正常者增大27.7%。但它作为桥基牙修复后，由于固定桥具有固定夹板及传递咬合力的作用，故其应力值比固定前减小37.8%。由此可见，多基牙固定桥或夹板固定有利于分散咬合力，保护牙周支持组织的健康。

魏治统等^[11]用平面光弹法对下颌第一磨牙缺失的两基牙、三基牙双端固定桥、半固定桥的实验结果表明：①几种固定桥第二双尖牙的垂直支反力均较修复前减小，牙缺失后应及时修复；②从受力情况看，三基牙双端固定桥较两基牙双端固定桥设计更为合理；③从垂直支反力的分配比例及应力条纹图看，半固定桥设计并不理想。

朱希涛等^[17,23]用激光全息干涉法及光弹贴片法对完全固定桥及半固定桥的运动及受力状况进行了分析研究。结果表明，栓道式或活动关节式的半固定桥，对垂直咬合力并未显示出“应力中断”作用，即这种栓道式活动关节仍可传递垂直方向上颊舌轴面内的力矩。这种活动关节只在一个方向（即就位道的反方向）上可以活动，而经粘固后，其活动量是非常有限的。

冯丹、朱希涛等^[16]对下前牙完全固定桥基牙及其支持组织受力状况进行了3维光弹实验，比较了修复前后的应力变化。结果表明，牙齿在咬切食物过程中，其支持组织所产生的应力，不仅分布在轴向和近-远中向，而且在唇-舌向也产生较大的应力，各点的应力值变化不等，说明唇-舌向应力对支持骨的健康同样有不可忽视的影响。尤其是前牙区，更应注意分析唇-舌向应力分布的影响。

史书俊、侯晓明等^[24]用3维应变花技术研究基牙倾斜角度对牙周组织应力分布的影响，探讨了固定桥基牙允许的最大倾斜角度。结果表明，向近中倾斜60°角以内的下颌第二磨牙做固定桥基牙，牙周支持组织中的应力分布值仍在生理限度之内。

尹亚梅等^[25]用有限元法分析了二基牙下后牙双端固定桥的受载情况，结果表明第二双尖牙牙槽骨应力值高于第二磨牙，主应力为压应力，根尖部应力值高。当牙槽骨吸收达根长1/3的第二磨牙做桥基牙时，近中根应力值减小，远中根应力值增大，这种应力状况恰与修复前相反，使应力分布趋于均匀。这提示人们牙槽骨吸收达根长1/3且松动度不大的磨牙仍可做固定桥的基牙。尹亚梅、朱希涛等^[26]对上颌侧切牙桩核金属烤瓷甲冠作了3维有限元分析，对预备体、桩核及金属烤瓷甲冠的设计提出了改进建议。

朱智敏在其博士论文^[53]中对下后牙单端固定桥基牙牙周受载的应力分析，为有争议的单端固定桥设计适应症提供了科学依据。

3.3 可摘局部义齿结构及其支持组织的受力分析 不少学者利用现代化手段对游离端义齿咬合支托及咬合支托凹的合理形状及位置对基牙及其支持组织的受力关系进行了研究；

有人对各部件结构设计、支持组织的应力分布进行了研究。

汪文骏^[27]用光弹法,王雅北等^[28]用有限元法对咬合支托凹底面斜度进行了探讨。前者认为与牙长轴垂线呈 20° 夹角者,其基牙牙周应力分布最均匀,支托凹斜度以 $10^\circ-20^\circ$ 为宜。后者的有限元分析结果,认为 $|5$ 在 15° 左右和 $|7$ 在 24° 左右为最佳角度,其余在 $\pm 10^\circ, \pm 20^\circ, \pm 30^\circ$ 均为可取角度。包括与牙长轴形成正负夹角的合理范围,均对基牙不产生创伤性扭力。姚月玲等^[29]用光弹法分析了不同类型的卡环对基牙受力的影响,结果认为远中咬合支托游离端义齿受力时,基牙可产生倾斜运动,骨内产生水平压力,此压力可导致骨吸收。改放在近中则应力分布较好,在同等垂直载荷下,近中咬合支托基牙受力远小于远中咬合支托者。但牙槽嵴受力则相反。李锦标等^[64]通过3维光弹法对RPI卡环和远中支托三臂卡环的对比分析结果表明,RPI卡环在修复末端游离缺失时对基牙健康有利。在设计时应根据剩余牙槽嵴及基牙健康状况,合理设计。

彭琬等^[30]用激光全息法对上颌双侧游离端可摘部分义齿主连接体做了实验研究。其结果认为在第二磨牙部位咬合时,牙槽嵴受力最大,故口腔条件差者可不修复该牙。全塑基板型连接体变形最大,咬合力的分布及传递最不均匀;无前腭部基板或前腭杆的设计力学性能差,不宜采用,以前、后铸造腭杆型的力学性能、传力效果最好,其次为前基板加后腭杆型较好。

3.4 全口总义齿及其支持组织的受力分析 关于全口无牙颌总义齿修复,多侧重研究支持骨组织受力与骨吸收的关系及基托纵裂原因分析。朱希涛、周书敏等^[31]用2维光弹法分析了上颌总义齿人工牙排列位置对无牙颌牙槽嵴骨组织应力分布的影响与骨吸收的关系。发现人工牙排列位置不同,在受力时对无牙颌骨组织的应力分布有明显不同。为设计人工牙合理排列位置提供了科学依据。

周敬行、张少锋等^[32,33]用3维有限元法对上颌总义齿进行了应力分析。结果表明,戴全口义齿的患者咀嚼时产生的咬合力主要是以压应力传递到颌骨表面,最大压应力集中在牙槽嵴顶,特别是集中在前牙区和双尖牙区,较大的压应力分布在牙槽嵴的其余部分、腭中缝前部、腭皱襞、腭隆突和切牙乳突处,较小的应力分布在牙槽嵴周围区域。这种应力分布状态与无牙颌生理分区一致。关于总义齿基托纵裂原因,通过很多人的研究^[33,34],认为它与应力集中,尤其与拉应力过大有关,同时与功能状态下基托反复弯曲变形有关,还与上唇系带区的V型缺口的裂纹扩展有关。预防基托纵裂要从控制受力和加强基托材料强度两方面采取措施。

3.5 牙体缺损修复的生物力学 为提高牙齿缺损修复治疗的成功率,使原有硬组织缺损的牙齿经过修复后既能恢复解剖形态与功能,又能延长使用寿命,防止牙齿折裂,国内学者对牙齿的力学性质^[5,9,8,9]、牙体洞型预备对牙齿强度的影响和牙周支持组织的应力分布状态进行了研究^[35,50,51]。主要对完整的和有缺损的下颌磨牙的应力分布和破坏载荷^[36]进行了以下几种研究:

①应用2维有限元法对正常牙齿及有I类窝洞的牙齿的应力及破坏载荷^[35,50]进行了分析,在咬合面不同部位,不同受力方向($0^\circ, 30^\circ, 60^\circ, 90^\circ$)条件下,分析牙冠各点的应力分布规律及破坏强度变化规律。

②应用力学模型实验法对正常及有隐裂纹牙齿进行破坏强度实验^[36]。

③应用光弹法对咬合面有窝洞的牙齿修复前、后受不同外力时的应力对比分析,不同洞型及不同修复方法应力对比分析^[35,50]。

④应用3维光弹应力冻结分析法对正常和异常咬合牙的受力分析^[35,36]。

综合上述研究结果得出以下结论:

①各种应力分析方法的结果均说明下颌磨牙在正中咬合受均布载荷或在咬合面中央受集中轴向力时,牙冠部主要受压应力,未见拉应力产生。

②牙冠受轴向力时,应力值较小,而受非轴向力时,应力值随力的方向与牙长轴夹角的增大而增大。不仅有较大的压应力值并有拉应力产生。远离受力点的牙颈部出现应力集中。牙齿的破坏强度随外力、角度的增大和应力值的增大而下降。

③牙冠咬合面有宏观裂纹后,牙齿破坏强度明显下降。其下降程度可因微裂纹的部位、方向、大小、深度等的不同而不同,也与受力方向、大小和频率有关。如果都是受正中咬合轴向力,则近-远中向微裂纹牙的破坏强度较正常者下降26—27%左右,颊-舌向微裂纹牙的破坏强度下降48%左右,颊、舌沟与部分中央沟联合微裂时,可使强度下降36%左右。

④若牙齿咬合面有窝洞缺损,未修复时,受到各种外力后可使应力急剧上升,破坏强度急剧下降,牙齿极易劈裂;经修复后,可较修复前明显改善。应力值下降,破坏强度上升;但是,破坏强度最多仅达到健康完整牙齿强度的20—25%左右。

⑤有窝洞牙齿受力后,在洞线角处及牙颈部有明显的应力集中。下磨牙在近中颊侧及牙颈部的应力值及近中洞线角处的应力值均较大,故容易自此部位发生牙齿断裂现象。

⑥高嵌体和全冠修复体可起到保护有缺陷牙齿、防止断裂的作用。

3.6 对于创伤性咬合导致人类磨牙咬合病的生物力学机理的研究 80年代中期,周书敏等^[36]应用3维光弹应力冻结技术分析不同咬合状态下的上、下颌第一恒磨牙的应力分布规律,揭示了创伤性咬合导致人类磨牙发生破坏、牙周膜炎、根折、牙槽骨吸收等病症的病因机理。研究结果表明:

①正常咬合时,牙齿应力分布最均匀,主要是压应力,应力值最小,仅在上磨牙中央窝处有较小拉应力产生。上磨牙3个根中以舌侧根应力值最大,下磨牙以近中根应力值最大;牙颈部应力值也较大。

②侧方工作侧咬合发生早接触时,应力分布很不均匀,近-远中沟窝处有较大的拉应力产生,正处于牙齿结构的薄弱环节,此部位极易发生微裂纹或断裂;牙根中三分之一部位应力值最大,易导致牙根在此部位发生根折。

③侧方咬合非工作侧早接触时,应力分布极不均匀,对上、下牙齿的危害性都最大。在咬合面沟窝处都有较大的拉应力产生,是导致牙冠劈裂或根折的主要原因。

④无论在任何咬合状态,牙根尖区都是应力集中区,其次是牙槽嵴顶部应力值较大。在非正中咬合时,可造成根尖区或牙槽嵴顶区一侧受较大的压应力,另一侧受较大的拉应力,是导致各种咬合病症的主要病因。这些都因具体人和牙的条件不同而有不同的临床表现。

3.7 对正常牙槽骨及牙槽骨高度降低时的牙周膜内应力分布的研究^[13,14,37] 应用新的3维有限元模型计算分析了下颌第一恒磨牙在11种载荷状态下正常牙周膜的应力分布规律^[14],以及牙根尖区的应力分布规律^[13]和3种典型受力状态下的牙槽骨降低的牙周膜内应力分布规律^[37]。研究结果发现:

①在11种外力中,以侧向力最危险,牙周膜应力分布极不均匀,不仅有大的压应力而且有很大的拉应力产生(1 kg 水平外力可产生 5 kg/cm² 压应力,4.3 kg/cm² 拉应力),对牙周膜危害很大。

②通过牙体生理中心或几何中心的力,应力分布最均匀,应力值最小,对牙周膜健康有利,其余类型的力,都可产生附加力矩,使牙体发生倾斜或扭转,以 90° 角的力最危险。

③颊-舌向的水平力比近-远中向的水平力对牙周膜的危害性更大,可产生更大的拉应力。

④在各种外力下,均以根尖区的主应力值最大,牙槽嵴顶处次之,再其次为根分歧部位。在侧向力作用下,牙槽嵴顶处的应力有时可达到峰值,在应力值过大或应力集中的部位均可引起牙周膜创伤性病变。

⑤牙槽骨高度的变化对牙周膜内各点应力值有很大影响,应力值随牙槽骨高度的降低而增大,根尖区变化最剧烈,其次为牙槽嵴顶部。

⑥牙槽骨高度的变化对牙周膜内应力分布曲线无明显影响,均以根尖区主应力值最大,牙槽嵴顶和根分歧部位次之。

⑦牙槽骨高度降低时,外力方向和作用点的位置对牙周膜内应力值有很大影响。如果牙槽骨高度降低25%,则在侧向力作用下,其主应力值可增大2倍,主拉应力值可增大2.6倍,从而能加重牙槽骨的破坏和吸收;牙槽骨高度继续下降,形成咬合创伤和牙槽骨吸收的恶性循环,加重牙周病的发展,并可继发牙周牙髓病。

3.8 牙体疲劳破坏性疾病的研究 杨进、魏治统等^[38]提出楔状缺损、部分牙隐裂及部分根折属于疲劳破坏性疾病。通过对140例楔状缺损患者和无楔状缺损患者的逐步回归分析、通过光弹实验及有限元计算、牙体疲劳试验、扫描电镜观察等手段的研究,得出以下结论:

①咬合面磨损与年龄这两个因素对楔状缺损有显著作用。

②牙颈部产生应力集中,随着人年龄的增长牙颈部会产生累积损伤而出现疲劳裂纹,若增加化学腐蚀和牙刷摩擦,则可能形成牙颈楔状缺损。在咬合面中央沟凹处亦存在应力集中,因长期累积效应和周期性载荷作用,可能产生隐裂,也可产生疲劳根折。

③咬合面有窝洞及深沟的磨牙在尖劈作用下,更可能产生疲劳破坏,尤其在咬合面有窝洞的磨牙危险性更大。

④咬合面受力大的牙齿,牙颈部往往有疲劳裂纹存在,不受力的牙齿则很少出现裂纹,这说明隐裂是一个缓慢发生过程。

认为牙体疲劳破坏性疾病的特点有:①无明确外伤史;②发病缓慢、隐约出现;③破坏发生在应力集中区;④先出现疲劳裂纹,逐渐加重导致疲劳破坏。

3.9 对牙齿表面接触应力的研究^[39-41] 牙齿表面接触状态如何,直接关系到牙颌系统的健康。牙齿表面接触应力分布状态直接影响牙齿及其支持组织的内应力分布。因此早已被国内外学者所重视。但长期以来由于缺乏有效的研究手段,这方面的研究进展相当缓慢。直到1980年以色列人 Mircea Arcan 与美国人 Felix Zandman 发明了光咬合法^[62](photo-occlusion method),并在美国生产了成套光咬合分析仪及光咬合片(又称记忆片),初步实现了可见的定性与半定量的咬合接触应力应变值,我国近几年已有几所高等口腔医学院校引

进了该设备,周书敏、徐军做了正常咬合的光咬合分析^[39]及桥体减径的光咬合分析等^[40,41],得出了全牙列咬合面接触强度的分布规律.以磨牙区咬合接触强度最高,由后向前逐渐递减;两侧同名牙是协调的;随着年龄的增加,牙齿磨损程度加深,全牙列咬合面的接触强度随之有变化,磨牙区有降低而双尖牙区有上升的趋势;从后向前咬合接触强度的递减系数及左右同名牙不对称系数,可用于识别咬合早接触,并可定量给出调整早接触所需调磨牙齿的量.通过用光咬合法对磨牙咬合面受力的动力平衡进行了分析^[41],并以此为依据对桥体减径提出了科学数据^[40].以往,临床调磨牙齿多凭经验分析确定,有时科学依据不足,不够准确,影响医疗质量.通过光咬合法不仅可以精确评价诊断咬合问题,并可给出所需调磨的量,给出光咬合标准.这对诊断和治疗无疑都是非常有益的.预计不久的将来,光咬合技术将广泛应用于口腔修复、正畸、牙周病、颞颌关节病以及颌面外科正畸的治疗中.

3.10 关于口腔正畸力学的研究^[42] 近10年来华西医科大学和上海第二医科大学正畸科等单位都先后开展了正畸学领域的生物力学研究工作,取得了可喜的成果.已进行的研究工作主要有以下几方面:牙面结构在外力作用下早期改变的研究,牙面结构的阻力中心问题;矫治力在牙面结构中的传递及分布规律;对矫治力及支托性质的研究;矫治器原理的研究;矫治力与牙齿位移测量的研究等.在研究方法与手段方面广泛采用了实验技术,口腔正畸生物力学实验模型,激光全息干涉计量,散斑干涉计量,电测技术,光弹实验分析,有限元计算分析,空间结构测量技术,动态分析方法等.

3.11 关于其他方面的口腔生物力学研究^[43-46] 这方面有关于下颌骨折内固定夹板的研究,下颌骨受冲击力时骨折的3维有限元分析^[43],颞部外伤时髁状突颌部骨折的生物力学分析^[44],下颌骨和颞颌关节的力学分析^[45],咬合垫类型与颞颌关节受力的力学模型研究^[46]等课题.颌面部损伤外科及颞颌关节病治疗领域的生物力学研究已有了良好的开端.

应该指出,我国口腔生物力学研究工作还处于初始阶段,已取得的上述成果,大多为通过一二次实验(计算)得出的结论.这些结论只能说是初步的,有些结论(包括数据)还需要经过反复多次验证才能做出最终结论.因此说,今后的研究任重而道远.

4 展 望

我国口腔生物力学的研究虽起步较晚,但近10年来,由于采取跨学科、跨行业的大协作,发展速度较快,培养了大批科技人材,某些研究工作已接近国际水平,形势是喜人的.口腔医学有着悠久的历史,有很多传统的经典理论,有丰富的临床实践经验,但在口腔组织生理、病理、病因和治疗机理等方面还存在很多尚未认识和未解决的问题,有待进一步去研究、去解决.其中,包括口腔生物力学领域里的诸多问题.

目前,我国口腔生物力学研究的课题多属于固体生物力学范畴.对各种应力分析及病因机理研究较多,对口腔器官组织结构、生物材料的本构方程等生物力学的基础研究还很不足,对口腔的微循环等流体力学范畴的研究尚未开展.所研究的构件多为离体的或模拟实验,多属于静态分析,在体的、动态的分析较少,还缺乏更接近口腔临床实际的研究手段.

今后对口腔生物力学的研究可在以下几方面多做工作,以便对口腔医学的发展起更大的促进作用.

4.1 口腔生物组织的本构方程的研究 这是研究口腔生物力学的基础,不仅要进行宏

观的研究还要进行细观的或微观的研究。其中, 牙齿和骨组织的力学性能和应力分析, 是生物材料性能的研究重点。虽然已进行了一些研究, 但远远不够。无论是宏观的还是细观的, 对口腔颌系统的各组织的生物材料性能的研究还很少, 与国外比, 差距很大。比较不同年龄、不同状态下的骨的力学性能, 可指导临床移植骨的处理和储存, 并为人工种植骨或人工种植体的生物材料提供参考依据。此外, 过大应力对骨代谢、骨结构的影响, 药物对牙槽骨、颌骨的骨代谢和骨吸收的影响, 人工种植体与骨组织界面间的相互作用等, 都有待进一步研究。

牙周膜是口腔特有的一种组织结构, 它对口腔系统的功能与健康有重要的生理意义。研究牙周膜的生物力学性能非常重要, 也是比较困难的课题。如何使人工种植体与骨组织界面关系能符合牙周膜的力学性能所起的支承、传递咬合力与稳定牙齿的作用, 这是人工种植义齿仿生成败的关键问题。

4.2 人工种植体或种植义齿的研究 21世纪的口腔医学将大力开展人工种植体生物材料的研制生产与种植义齿的修复工作。国外已进行了大量工作, 但还远未达到理想要求。种植体骨内部分的结构、形态, 骨外部分修复体的结构设计及连接方式, 人工种植体或种植义齿的功能重建与咀嚼效能与骨吸收等问题, 都有待进一步研究。

4.3 口腔咬合创伤疾病的研究 以往已取得的大量研究成果多属于理论探讨, 今后还应更多地联系临床实际研究, 使理论指导临床实际, 直接获得临床效益。

4.4 口腔创伤外科疾病的研究 包括口腔颌面部受到撞击损害的机理, 人体组织致伤因素及其预防, 各种组织耐受阈值的测定, 优化治疗方案等。

4.5 对各类义齿修复体的优化设计 进一步研究修复体的结构设计, 选择新材料, 优化设计并使工艺规范化; 寻求机械化生产代替手工制作提高工效, 以解决当前存在的单纯凭经验设计和手工制作的状况; 提高修复工作的效率和质量。

4.6 口腔正畸方面的力学研究 口腔正畸学方面有大量的力学问题, 牙齿的移动与骨的改建与矫治力密切相关, 矫治力又与矫治器分不开。因此, 讨论牙面结构的生物力学特征, 矫治力性质, 矫治力与牙面结构的关系等等方面的基础理论; 矫治器的原理; 矫治力的传递与骨代谢、骨结构改变的关系; 力与牙齿位移量等等都有研究的必要性。

4.7 颞下颌关节结构、功能的研究 探讨颞下颌关节结构各组成部分的生物材料性能, 正常与异常咬合状态下在关节内的应力分布规律, 应力水平与颞下颌关节结构及关节病的关系, 咬合垫矫治颞下颌关节病的生物力学机理, 人工髁头或人工颞颌关节的研制, 调整咬合治疗与改善颞颌关节内应力分布的关系等。

4.8 口腔硬组织和修复体的疲劳、断裂问题 牙齿硬组织和修复体在功能状态下均产生应力和应变, 经过长期反复作用可使构件产生疲劳而导致断裂。由于不同年龄、不同个体、不同状况的牙齿的力学性能不同, 不同修复材料及不同结构及受力状况的差异, 对其详细的疲劳、断裂过程及细观或微观的力学现象、尚需深入研究, 以便提高诊断、防治水平及提高修复体的质量。

4.9 口腔组织的微循环、流体力学方面的研究 如研究牙髓的微循环、血液动力学, 牙周膜间隙内的流体力学, 口腔粘膜的微循环与口腔粘膜病的关系等等, 基本上尚属空白。

4.10 测试手段的研究 研制用于检测牙齿受力与位移的微型传感器, 咬合功能状态下

牙齿及颌关节受力的检测方法手段等。

参 考 文 献

- 1 周书敏. 弹性力学在口腔医学中的应用. 科学通报, 9 (1983) (外文版), 10 (1983) (中文版)
- 2 周书敏. 关于牙齿瞬时转动中心位置的理论分析及其临床意义的探讨. 北京医学院学报, 14, 3 (1982)
- 3 周书敏. 牙周夹板生物力学作用的理论分析. 中华口腔科杂志, 19, 2 (1984)
- 4 周书敏, 吴仲谋. 应用有限单元法对下颌磨牙不同高度的牙周支持组织的应力分析. 北京医学院学报, 16 (1984): 293
- 5 冯丹, 朱希涛, 潘少川. 激光散斑照相法测量人牙本质及支持骨组织的弹性模量. 中华口腔科杂志, 22, 3 (1987)
- 6 徐军, 周书敏, 何明元, 等. 上前牙牙本质纵向抗拉伸性能的测量研究. 同上, 24, 4 (1989)
- 7 陈新民, 赵云凤. 激光全息双曝光法测量新鲜人体下颌骨皮质骨沿牙轴向的泊松比. 华西口腔医学杂志, 8, 4 (1990)
- 8 叶德临, 赵云凤, 等. 用电阻应变测试技术测定中国人牙本质沿牙轴方向的压缩性弹性模量. 同上, 3, 4 (1985)
- 9 叶德临, 赵云凤, 等. 用电阻应变测试技术测定人牙釉的弹性模量. 同上, 9, 8 (1991)
- 10 朱希涛, 周书敏, 李伯芹. 完全固定桥及其支持组织的光测应力分析. 北京医学院学报, 15, 4 (1983)
- 11 魏治统, 赵云凤, 等. 用光弹性法对固定桥基牙牙槽骨受力的实验研究. 华西口腔医学杂志, 2 (2), (1984)
- 12 周书敏, 朱希涛, 高鹏飞, 董本涵, 王举. 牙周支持组织三维光弹性应力分析. 中华口腔医学杂志, 22, 6 (1987)
- 13 周书敏, 何明元, 张延宏, 等. 牙根尖区应力分布的三维有限元计算. 北京医科大学学报, 20, 1 (1988)
- 14 周书敏, 何明元, 张延宏, 等. 用三维有限单元法对健康牙周膜在11种载荷下应力分布的研究. 中华口腔医学杂志, 24, 6, (1989)
- 15 冯丹, 朱希涛, 潘少川. 前牙固定桥基牙支持组织的三维光弹性应力分析. 北京医科大学口腔医学院硕士论文 (1986)
- 16 张延宏, 周常珍. 牙釉质的断裂韧性及其测定方法的探讨. 中国生物医学工程学术论文集, 北京 (1987年10月)
- 17 朱希涛, 白沁, 周辛庚. 完全固定桥及半固定桥基牙牙槽骨表面的光弹性贴片法应力分析. 中国生物医学工程学报, 4 (1985)
- 18 冯元植. 生物力学. 科学出版社 (1983)
- 19 陈新民, 赵云凤. 人体牙槽骨底面的形变力学实验研究. 口腔医学纵横, 7, 1 (1991)
- 20 周书敏. 正常牙周牙周膜对侧向力受力的初步研究. 中华口腔科杂志, 17, 4 (1982)
- 21 Leddy K S. J. Prost. Dent, 5 (1955): 546
- 22 朱希涛, 周书敏. 基牙牙槽骨高度异常的固定修复——牙周固定夹板生物力学原理的光弹性研究. 中华口腔科杂志, 21, 2 (1986)
- 23 周书敏, 白沁, 周辛庚. 完全固定桥及半固定桥受力状况的激光全息分析. 中国生物医学工程学报, 4 (1985)
- 24 史书俊, 侯晓明, 高瑞亭. 基牙倾斜角度与牙周组织中应力的实验研究. 中华口腔医学杂志, 27, 4 (1992)
- 25 尹亚梅, 朱希涛. 用有限元法分析下颌后牙双端固定桥的受载分析. 同上, 21 (1986)
- 26 尹亚梅, 朱希涛, 熊吕娟. 上颌侧切牙做桩核金属烤瓷冠修复的三维有限元应力分析. 北京医科大学口腔医学院博士论文 (1990); 《应用生物力学》. 东南大学出版社出版, 南京 (1992)
- 27 汪文骏. 支托凹的合理斜度——光弹性应力分析结果. 实用口腔医学杂志, 1 (1985): 15
- 28 王雅北, 周敬行, 张少锋, 曾余庚, 等. 用有限元法探讨咬合支托凹底面的合理斜度. 全国首届口腔修复学组学术会议论文汇编 (西安) (1989)
- 29 姚月玲, 等. 不同类型卡环对基牙受力影响的光弹性应力分析. 实用口腔医学杂志, 103 (1989)
- 30 彭琬, 陈华, 欧阳官, 谭玉山, 等. 上颌双侧游离活动义齿连接体的激光全息应力分析. 华西口腔医学杂志, 7, 2 (1989)
- 31 朱希涛, 周书敏, 张国安. 关于全口总义齿人工齿排列位置对于无牙颌牙槽骨组织应力分布影响——二维光弹性研究. 中华口腔科杂志, 23 (1988)
- 32 周敬行, 等. 三维有限元对全口义齿基托受力分析. 实用口腔医学杂志, 4, 3 (1988): 144—148
- 33 张少锋, 周敬行, 王雅北, 等. 上颌全口义齿支持组织的三维有限元分析 (正中咬合垂直加载). 中华口腔医学杂志, 27, 1 (1992): 6—8
- 34 李国珍, 吕培军, 张延宏, 等. 总义齿基托纵裂原因的实验研究. 同上, 27, 5 (1992): 279—281
- 35 周书敏. 对完整的和有缺损的人类下颌第一恒磨牙的应力与破坏载荷的分析——应用有限元法、光弹性及模型实验法的研究. 第4次全国生物医学工程学术会议论文汇编, 北京 (1990); 《应用生物力学》. 东南大学出版社出版, 南京 (1992)
- 36 周书敏, 高鹏飞, 董本涵, 等. 创伤性咬合导致人类磨牙咬合病的生物力学机理的三维光弹性研究. 《生物力学研究和应用》. 华南工业大学出版社出版, 广州, (1990年11月)
- 37 周书敏, 张延宏, 何明元. 应用三维有限元法对正常及牙槽骨高度降低时的牙周膜在不同载荷下牙周膜内应力分布的研究. 同上.

- 38 杨进, 魏治统, 杜传诗, 等. 牙体疲劳破坏性疾病的生物力学解析, 同上.
- 39 周书敏, 徐军. 正常咬合的光咬合分析. 第四次全国生物医学工程学术会议论文汇编, 北京 (1990, 10); 中华口腔医学杂志, 27, 4 (1992)
- 40 徐军, 周书敏. 桥体减径部位的光咬合分析. 中华口腔医学杂志, 27, 3 (1992)
- 41 ——, ——, 朱希涛. 人牙的光咬合分析, 第4次全国生物医学工程学术会议论文汇编, 北京 (1990, 10)
- 42 刘福祥. 口腔正畸力学基本结构初探. 《生物力学研究和应用》. 华南理工大学出版社出版 (1990)
- 43 徐勇忠, 刘寒冰, 等. 人体下颌骨骨折的三维有限元分析. 中国生物医学工程学会第三次学术会议论文汇编, 北京 (1987); 口腔医学纵横, 7, 2 (1991)
- 44 刘建新, 等. 颞部外伤时髁状突颞部骨折的生物力学分析. 口腔医学, 10, 1 (1990)
- 45 叶少波, 沈文微, 洪水棕, 等. 咬合垫类型与颞颌关节受力模型研究. 《生物力学研究和应用》. 华南理工大学出版社出版 (1990)
- 46 洪水棕, 叶少波, 沈文微, 等. 下颌骨和颞下颌关节的力学分析-1. 同上.
- 47 Rasmussen S T, Patchin R E, Scott D B, Hever A H. Fracture properties of human enamel and dentin. *J. Dent Res.*, 55 (1976) : 154—164
- 48 Hassan R, Caputo A A, Bunshah R F. Fracture toughness of human enamel. *J. Dent Res.*, 60, 14 (1981) : 820—827
- 49 Evans A G, Charles E A. Fracture toughness determination by indentation, *J. Am. Ceram. Soc.*, 59 (1976) : 371—372
- 50 Zhou Shu-min, Hu Hei-ping, Wang You-fu. Analysis of stresses and breaking loads for class I cavity preparations in mandibular first molars. *Quintessence International*, 20, 3 (1989) : 205—210
- 51 陈亚明, 周书敏. 预备体洞型与牙齿应力分布. 北京医科大学学报, 22, 6 (1990)
- 52 Arcan M, Zandman F. Mecanique du contact et birefringence memorisae. *C. R. Seances Acad. sei. (Paris)*, 14 (1980) : 290
- 53 朱智敏, 魏治统, 杜传诗. 单端固定桥基牙牙周膜受载的应力分析. 华西医科大学口腔医学院博士论文 (1992)
- 54 李锦标, 史书俊, 高瑞亭, 等. 用三维光弹法观测法对 RPI 卡环和近中支托三臂卡环的对比分析. 全国首届口腔修复学组学术会议论文汇编 (摘要), 西安 (1986)

THE DEVELOPMENT AND PROSPECT OF BIOMECHANICAL RESEARCH IN DENTISTRY

Zhou, Shu-min

School of Stomatology, Beijing Medical University

Abstract. This article reviews the development and current status of dental biomechanical research in China, together with its applications in the clinical area and its prospect.

Keywords. *masticatory apparatus; stomatognathic system; dental biomechanics; tooth; periodontal membrane; alveolar bone; occlusion; traumatic occlusion; occlusal disease; prosthesis*