

骨科生物力学有限元分析头10年工作综述

R. Huiskes E. Y. S. Chao

1. 引言

1972年,即有限元法引起工程力学中结构应力分析的革命后大约15年,这种“分析骨骼力学性状的新方法”(Brekelmans等1972)首次引入骨科文献。传统上,人们感兴趣的是涉及承载骨中应力和应变时,特别是涉及结构与承载功能间的关系时的骨科,以及与骨科有关的一些学科(例如Wolff 1870; Koch 1917)。然而,适用于经典力学分析的数学工具,却很不适用于骨的极不规则的结构性能。由于有限元法具有计算复杂形状、复杂载荷和复杂材料性能的结构独特能力,因此,强有力的有限元法就成为填补这个空白的合乎逻辑的选择。然而,如果不是在人造关节置换和新的骨折固定法方面对有限元法的兴趣迅速增长,那么,由于在骨科基础学科中有限元法太学术性,它的这种初步应用就会比较地不为人们所注意。新问题和新方法给有限元法在骨科生物力学中的应用创造了有利的环境,它的应用在近10年来已指数式地飞速增长。有限元分析目前正被用来研究与应力有关的骨结构和骨重建过程,用来试验和优化人造关节的设计和骨折固定装置,用来研究象关节软骨和椎间盘之类的组织的力学性状。

本综述的目的不是向外行人讲解有限元法的原理。不过,把它简要介绍一下,对未学过有限元法的读者可能有益。Zienkiewicz(1977)深入研究过这种方法,Huiskes(1983)对这种方法的原理,尤其对它在骨科生物力学中应用的可能性和局限性作了一般论述。

当一个结构承载时,该结构的材料就产生应力。整个结构内这些应力的分布、大小和方向不仅决定于载荷的状态,而且决定于结构的几何形状和材料的性能。另外,这些应力还受结构与周围环境(运动学和动力学边界条件)之间相互作用的影响,受不同材料之间的边界上的物理条件(界面条件)的影响。在应力的理论分析中,应力分布用数学模型来计算。在这种模型中,模型以一定的近似性来模拟实际结构,结构的情况(载荷、几何形状、材料性能、边界条件和界面条件)用数学形式来描述。这些数学描述的精确度可高可低,视所要求的近似程度而定,这通常以实验测定的数据为基础。在求解过程中,把结构的这些描述同以固体力学理论为基础的数学方程相结合,然后求解就得到应力。

经典力学中有适用于一定种类结构的各种理论和解法。可是,有限元法作为一种结构分析的(理论的)数值计算方法,原则上却适用于任何一种结构。无论多么复杂的几何形状、材料性能和载荷情况,它都可以把它们算出。

在使用这种方法时,首先要确定作为一个几何实体的模型。然后把这个模型(在数学上)分成若干小块(单元),并把这些单元在称为“结点”的一些特定位置(例如角点)处连接

起来。边界条件和载荷状态在边界的结点处分别在数值上表示为位移和力。每个单元具有一个或几个参数（例如弹性模量），这些参数确定了单元的材料（刚度）性状。计算机程序计算每个单元的刚性并通过每个结点的相互的力和位移结集成单元网格。事实上，有限元程序可求解控制单元结点处力平衡的大量方程。所需要的机时（从而所需的分析费用）取决于所采用的单元数目和单元类型。

当网格的密度趋于无穷大时所得的解收敛于这个模型的精确解。因此，有限元模型的精度可用下述方法来校核：将网格分细，并将被分细的网格所得的结果同原网格所得的结果比较，这种方法叫做收敛试验。

在解释有限元的结果时必须把模型的有效性**与精度**加以区别。模型的有效性反映结构情况（载荷、几何形状、材料性能、边界条件和界面条件）的数学描述的实体同受模拟的实际结构之间的一致程度；而模型的精度则反映有限元网格能逼近该模型精确解的精确程度。只有精度才能用收敛试验来校核，有效性则必须用实验检验或其它方法评定。

通常有各种类型的单元用于计算三维和二维的结构，这些结构按其结点数目和形状的不同形成有限元计算机程序包（图1）。三维单元所需要的机时比二维单元要多许多倍。从费用来考虑，则二维模型中的网格精度较容易达到。

有限元程序通常与前处理机及后处理机结合使用，它们分别进行单元的划分（网格）和结果的图示。

在把有限元法引入骨科生物力学领域的头几年中，有时曾把有限元法当作万能工具来解决一切问题。有几位这个领域的科学工作者曾专门研究了它的应用并探索了它的能力和局限性。当一些乐观的使用者用它作为工具来求解却没有缜密地提出问题时，怀疑显然会产生。他们往往对生物结构的复杂性估计不足。尤其对关节和肌肉的载荷以及骨和结缔组织的流变性质所知甚少，更不用说它们的应力破坏机理以及对应力的生理反应了。对有限元法模拟复杂结构的实际潜力常常是估计过高。虽然在理论上它适用于任意复杂的结构，然而它在三维和/或非线性的结构中使用起来依然冗长，花钱很多而又容易出错。虽然这种局限性会由于生物力学的研究以及计算机软件 and 硬件的进步而逐渐得到改进，但这些都需时间和努力，这点在早期阶段并没有被完全理解。

然而，平心而论，应该指出，有限元法在骨科生物力学中的头10年中的大部分工作，是致力于方法方面而不是解决问题。因此对这项工作应当作个评定。这方面的进展是使问题的概念更清楚更准确，是使多学科的研究更均衡地趋近于它们的解决。虽然很多分析没有直接导出实际问题的解答，但它们间接地显示了生物力学领域研究方法的进展并指导了实验生物力学的研究，例如在材料试验和功能力的测定方面。

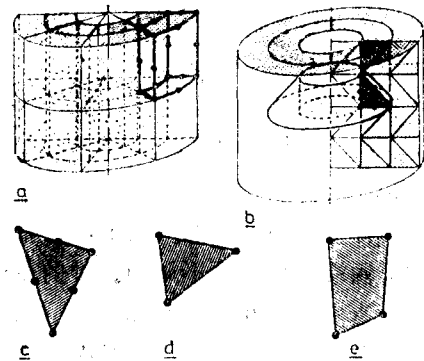


图1 几个单元类型的例子 (a) 具有弯曲边和二次位移场的20结点等参六面体三维单元；(b) 在截面上具有二次位移场的6结点轴对称环单元；(c) 和 (d) 分别为二维分析用的具有二次和线性位移场的6结点和3结点三角形单元；(e) 具有线性位移场的4结点四边形单元。二次单元允许在一个单元内有线性应力分布，线性单元则只允许有常应力 (Huiskes 1983)

从工程力学观点来看,目前的生物力学分析仍然可以认为是简单的直接的。虽然实际的三维几何形状已被模拟并在有限范围内运用,但在这些研究中数值(网格)细密度常常是很差的。非线性和各向异性已包括在某些最新的模型中,它们有助于说明有限元法的能力。非线性界面条件很晚才引入复合结构中。这些进展无疑有助于为今后的发展奠定重要的基础。

下面对现有文献的综述共包括 104 篇有限元法应用于骨科生物力学研究的文献,它们发表于 1972—1982 年的刊物、书籍和会议文集中。这个文献目录决非详尽无遗的。很多作者以两种以上方法发表他们的工作,在这种情况下主要取刊物或书籍中全文而不提摘要。报告和学位论文只是在没有其它与该项工作有关的出版物时才偶尔提及。我们曾打算尽可能把有关研究机构和各研究工作者对这个领域的贡献都加以介绍,不过仍可能有一些文章没有被我们所注意到。

本综述的目的是对有限元法在骨科生物力学中应用的头 10 年记下一个轮廓,并以历史的观点来评价它的进展。虽然由于篇幅有限,本文无法对各出版物单独进行广泛的探讨,但对其中的几个还是作了较详细的讨论,对质量和问题方面的一般讨论则放在本文的最后部分。

2. 骨的应力分析

有限元分析以连续介质力学理论为基础。骨分析中涉及的连续介质是密质骨和松质骨。从任何层次来看材料都是不连续的,但松质骨甚至从宏观层次来看也是不连续的,因此松质骨与其说是材料不如说是结构。这种情况对应力分析的结果的影响如何目前还不清楚,但有关这个问题的研究工作正在进展。在准静态载荷下(多半是在体的载荷),无论是密质骨或是松质骨,尽管它们是各向异性和非均质的,却都近似呈线弹性性状。它们的弹性性质取决于象年龄、物种和矿物质含量这样一些因素,因此不同对象之间的变化可能很大。必须了解,骨是生物组织。在任一瞬间它的结构都在不断吸收和生成的过程中呈现一种平衡状态,这种平衡状态可能受化学的、力学的和电的外界刺激的影响。有很多迹象表明,骨组织受应力或应变的影响,这种关系用“Wolff 定律”(Wolff 1870; Koch 1917)来表示,这实际上是一个假设(Hayes 等 1982)。Cowin (1981) 编著了骨生物力学方面的极好的综述文集。

骨干,即长骨的皮质干,具有象不规则的梁那样的几何形状。主要由松质骨构成的髁端和干骺端的形状更不规则。骨的载荷(由于肌肉力和重力而引起的)是动态载荷,而且关于它的真实特性和大小所知甚少(例如 Chao & An 1982a)。

股骨分析得最多,这是因为这方面的分析过去就较发展(例如 Wolff 1870; Koch 1917),并且它是骨科治疗中常常涉及的内容,例如髋关节的假体置换。Brekclmans 等(1972, 图 2a)和 Rybicki 等(1972)采用早期的有限元法作了股骨的应力分析。如同早期的大多数努力那样,他们的研究不是针对某个专题而是在于说明有限元法的可能性。他们都采用二维平面应力等厚度单元,不过 Rybicki 等(1972)仅分析了骨的近端(上端),用各单元的变化 Young 氏模量来计及非均匀厚度。把所得结果与二维梁模型的分析结果作比较,只有骨干部分得到较好的一致。Wood 等(1973)也使用了类似的模型,他们采用了变厚度的二维单元。

股骨的早期三维有限元模型有 Scholten (1975) 和 Olofsson (1976) 提出的模型。后

来有 Valliappan 等 (1977), Harris 等 (1978), Rohlmann 等 (1982) 提出的模型。在三维有限元分析中更经常需要研究与数据处理、解释与表示等有关的问题, 这些问题已在这些文献中作了清楚的说明。有些模型由于根据实验数据计入了松质骨的非均匀性(例如图2b), 从而具有很高程度的精致技术 (Scholten 1975, Rohlmann 等 1982)。实际上这些文章都是着重于应用有限元法本身的有关各种方法, 而很少着重专题研究中有关问题的求解。它们在某种程度上都将不同处理方法, 例如梁、二维、三维或实验分析等技术作了比较。股骨干上取得的数据同不同的数学模型的结果作了适当的比较。但在近端区域偏差较大。

由 Scholten 提出的早期三维模型即使以现在的标准来看也是个很好的模型, 它可能具有到目前为止最高的网格密度(接近10,000个自由度)。由 Valliappan 等 (1977) 提出的模型比较起来就相当粗糙, 但它是高阶单元所组成。只有这些作者报道了检验网格恰当与否的广泛的收敛试验。很少有作者将理论结果与实验结果详细地联系起来。Valliappan 等 (1977) 粗略地将有限元法结果与应力涂层实验结果作了比较, 显示出它们在相对意义上很一致而在绝对意义上相差很大。Rohlmann 等 (1982) 在比较一对股骨的三维有限元分析结果和应变计实验结果的基础上得到了同样的结论。Huiskes 等 (1981a) 对两侧对称的骨进行了详细的实验分析和理论分析后指出, 当密质骨被假定为横向各向同性时, 股骨干可以模拟得相当好, 虽然在实验中局部的非均匀性产生了一定的偏差。

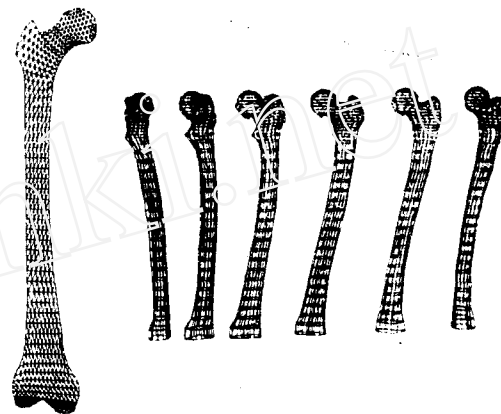


图2 人股骨的有限元网格 (a) 936个三角形3结点单元(537个结点)的二维网格, 它是骨科生物力学中最先采用的网格(Brekelmans等1972); (b) 从各个侧面示出的1950个8结点等参六面体单元(2532个结点)的三维网格(Rohlmann等1982)

Brown & Ferguson (1978) 提出了股骨头部的二维有限元模型。这个研究计入了以实验数据为基础的松质骨的非均匀弹性, 起初该研究的目的是研究松质骨的非均匀性和几何内翻-外翻变换对应力分布的影响。后来这个模型被扩展到近端股骨, 计入了各向异性(仅引起了应力场不大的变化), 并研究了具有无血管的坏死情况下股骨头部的力学问题(Brown等1980)。这是一个更着重对问题进行研究的好例子, 其中有限元法起了很大的作用, 所用的模型无需很复杂。类似的模型被用来研究有关正常青少年生长的应力的变化(Brown等1982a)。由 Brown 等 (1982b) 提出的近端股骨的新的二维有限元模型用来研究无菌坏死的松质骨萎陷现象, 其中计入了(假设的)非线性弹塑性材料性状。这种模型的有效性仅仅根据分散的临床所见定性确定。不过, 在这个领域虽然有很多问题适合于非线性有限元技术的研究, 但这种应用仍然罕见。因此, 非线性有限元技术的这种进展是鼓舞人心的。

采用较简单的有限元模型针对问题研究的另一些例子是那些与骨的生长及重建有关的例子。Hayes 等 (1979, 1982) 在正在进行的一项研究中, 想使人体髌骨的松质骨结构与其应力分布联系起来, 以求出 Wolff 假设的定量表示(图3)。他们用二维有限元模型发现高 Von Mises 有效应力与高松质骨密度区相关联, 并重新确定出松质骨结构本身与主应力方

向一致。他们还证实，如果松质骨的非均匀性被正确考虑的话，则其各向异性几乎不影响应力的分布。在这项研究中（如同前面所讨论的所有模型那样）松质骨仍被看成是连续介质。

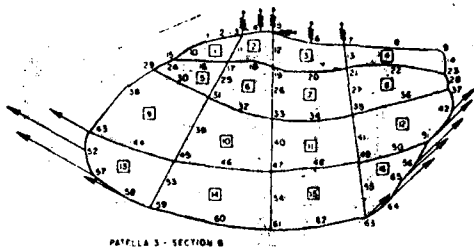


图3 研究松质骨中应力与结构关系的有限元分析
(a) 人体髌骨的截面中松质骨结构的定量描述及与有限元应力计算结果的比较。(b) 计入边界条件的二维有限元模型，16个8结点等参四边形单元的网格 (Hayes 等 1982)

Pugh 等 (1973) 用有限元法以简单的板块单元研究了松质骨本身的应力。这个分析的目的是求局部骨载荷与松质骨的破坏之间的联系。其后，为了从不连续的松质骨结构及性质来计算作为连续介质的松质骨的弹性常数，Williams & Lewis (1982) 提出了一种类似的但更完善的二维有限元模型。这种理论的结果已被实验数据所证实。

Hassler 等 (1980) 研究了应力与骨重建之间的关系。他们把一种仪器置入一块局部受载的兔颅骨中作在体实验。来评价采用二维和三维模型得到的应力计算结果，在特定的时间间隔测出了应力分布并与骨组织学上的所见作了比较。在这些结果的基础上为骨的生成提出了一种最佳的应力。

有一些骨的有限元应力分析用来研究骨折和骨折固定问题（包括骨的重建问题），这些问题将在下一节讨论。除股骨外所有的骨也都作了研究，只是数量和次数较少。髌骨已经叙述过了。Chand 等 (1976) 用二维有限元模型和迭代算法分析了膝关节的股骨和胫骨之间的非连接的弹性接触问题。其结果与二维和三维光弹分析结果相符。该文是专为证明有限元法这项技术的。Valenta 等 (1981) 报道了胫骨-股骨和股骨-髌骨两种组合体的一个较简单的二维模型。在这项研究中接触面积是假设的。

Hayes 等 (1978a) 提出了上部胫骨的一种轴对称有限元分析（非轴对称载荷）。这类分析中采用的圆环单元的特殊性在于载荷和位移场都是在圆周方向用 Fourier 级数来表示。在这种情况下，解是每个独立的 Fourier 项的解的线性组合。因此，三维结果可用一些准二维计算结果通过叠加来得到。如果一个结构能用轴对称模型来模拟（包括几何对称和材料性质对称），则应用这种方法可节省机时，而所得的应力分布真正是三维的 (Zienkiewicz 1977)。Hayes 等 (1978a) 的这种分析有效地证实了上部胫骨载荷的传递机理及其（定性地讲）与骨结构怎样相联系。

Roehrl 等 (1980) 报道了下部股骨和上部胫骨的一种三维有限元模型，但是提供的资料很少。整个胫骨尚未用有限元法模拟过，然而 Piziali 等 (1976) 用有限元法解了胫骨横截面扭转的 Saint Venant 翘曲函数。Huiskes 等 (1981a)，Carter 等 (1981) 和 Adamovich & Jansons (1981) 报道了同样的方法。Goel 等 (1978) 报道了骨盆的一种三维有限元分析，骨盆是一种几何上和材料非均匀方面非常复杂的结构。

3. 骨折的固定

通常，在骨科中考虑骨折机理的兴趣是带有点学术性的。在实践中注意力更集中在如何

固定它们而为骨折治疗提供良好的条件。然而，由于采用骨折固定装置后骨螺钉和骨针可能使骨削弱，使骨质疏松和骨吸收，所以为建立防护措施最近研究骨折机理的兴趣被激发起来了。结果，各种病理条件如骨肿瘤、骨质疏松、疲劳载荷和外科手术等所引起的骨削弱作用也都可以较好地了解了。而且，已经提出，骨重建和骨吸收现象可能由于微骨折而开始，这在嵌入设计和固定方面有重要意义。很明显，骨破坏机理的研究变得越来越重要，因为它控制着骨科问题的一个广阔的领域。当然，有限元法可以作为一种合适的工具来计算高应力区，如同前一节中所分析讨论的那样。尽管工程力学中对其它材料的断裂力学领域已取得相当大的进展，但骨的断裂力学还没有用有限元法研究过。Vichnin等（1977）曾做了骨折试验的有限元模拟。

骨折固定装置（内固定和外固定）大量地在骨科和普通外科中使用。由于强度的要求以及它们的固定刚度对骨折治疗过程的影响，它们的力学特性是很重要的。Rybicki等（1974）曾首次报道在骨折板装置的分析中使用了有限元法，虽然当时提供的资料极少。Rybicki & Simonen（1977）在一项紧接着的分析中提出了用骨板使斜骨折稳定的二维有限元模型。对各种情况如骨板中的预拉力、骨螺丝的方向和骨的载荷等情况，都算出了骨折部位的应力。

Simon等（1977）对梁、二维和三维有限元模型结果同对用板固定的骨的实验结果作了广泛的比较。虽然在一些特殊的部位用三维模型得到了较详细的资料，但所有三个模型在各种意义上都给出类似的结果，因此这三种模型视所需要的资料而定都是有用的。这个例子很好地说明了一个普遍规律：模型的有效性必须根据所分析的目的来评定。后来这项研究中的有限元梁模型被Woo等（1977）用来研究骨的重建，他们把有限元法的结果与动物实验的重建结果作了比较。接着Levine & Stoneking（1980）和Claes等（1982）

（采用三维模型）以及Carter等（1981）都进行

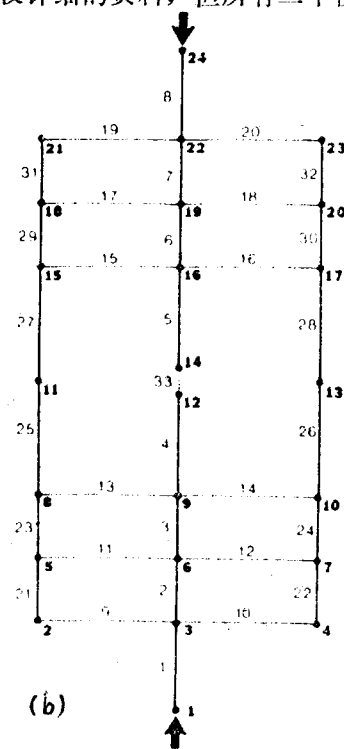
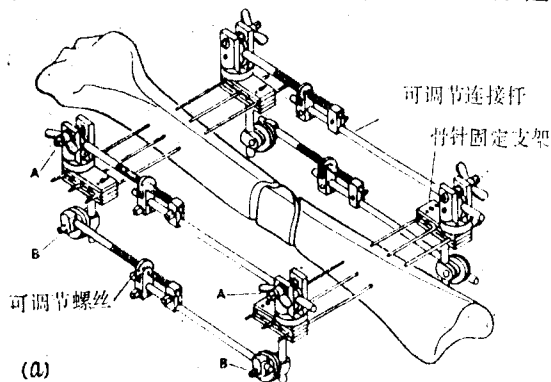


图4 外固定装置的应力和刚度分析 (a) 骨折外固定装置；
(b) 运用于受压缩载荷断骨整个框架上的有限元梁模型，分成32个梁单元和一个模拟骨折的间隙单元（第33个单元）
(Chao & An 1982b)

了用板固定的骨折的有限元法研究，其中Carter等（1981）特别通过把应力场与在体骨吸

收现象作了比较而研究了骨的重建。有限元法被用到局部横截面求出扭转载荷的剪应力。

紧接着内固定装置之后,对外固定也作了分析。Chao & An (1982b)用三维有限元梁单元结合实验分析(图4)对不同材料的几个位置求出了框架的刚度。在这些框架的骨针同骨连接的部位通常受到很大的应力,这使得骨容易受压而坏死。这些位置处的应力用局部模型来计算,Chao & Malluege (1981)使用三维单元,Crippen等(1981)使用轴对称单元,如图5所示。

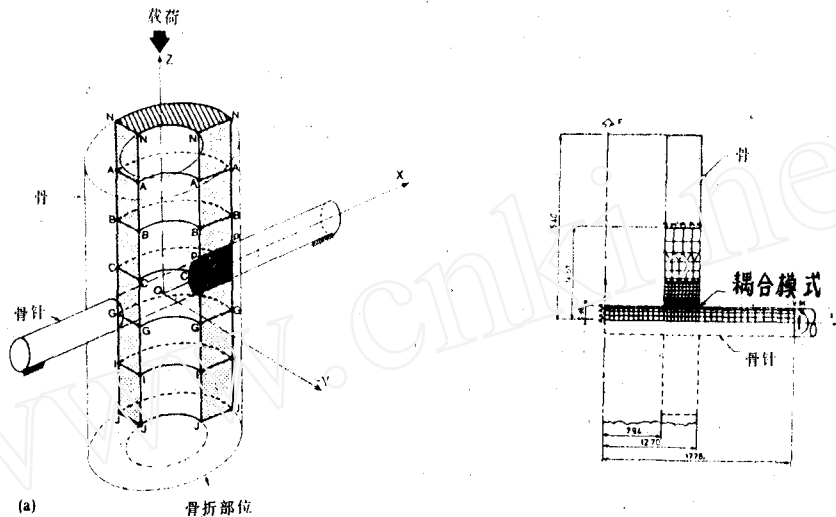


图5 (a) 在外固定装置中局部针-骨连接的三维有限元模型几何描述,这种模型用于研究同破坏和骨坏死有关的针和骨的应力(Chao & Malluege1981)。(b) 针-骨连接部位的轴对称有限元模型(Crippen等1981)。两种模型的外载荷都从整个系统的模型(图4)得到。三维有限元模型用作轴对称模型的参考基础,它较适用于广泛的参数分析

采用插钉术的骨折固定得到一定程度的注意,其中用到了有限元分析。Ghassemi等(1981)报道了一种研究这种方法用于转子股骨折的三维非线性有限元模型。以前,Valenta等(1976)为了类似的目的采用了在数值上相当精确但是线性的二维有限元模型。鉴于患者骨折类型和外科操作法变化极大,一个(几何上细密的)“解剖”三维模型,特别是当计入非线性影响时,是否确实有助于分析这些结构,这一点是有争议的。在这种情况下,力求对有关的基础有一般知识看来更为现实。

4. 人工关节的设计和固定

人工关节的设计和固定大概是有限元法在骨科生物力学中最常见的应用。估计每年进行400,000例以上的假体关节植入。虽然这个数字可能低于使用骨折固定装置的数字,但关节植入所涉及的力学问题更需予以解决,因为它的预期寿命长,并且在体内所承受的载荷条件很苛刻。在减少力学破坏从而延长这些植入物的功能寿命方面取得了进展。在这些努力中,力学的优化起着关键的作用。力学破坏机理包括金属和塑料构件的塑性变形(疲劳)和断裂,聚丙烯粘结剂(有机玻璃,把假体固定到骨上的填料)的脱落,不同材料的界面松开,以及与应力有关的骨吸收。

除了上面讨论的假定骨为连续介质材料这类问题外,由于系统的复合性质,模拟技术有

特殊的困难。必须研究每个结构构件的三维几何特性，可是材料界面的物理条件却很难描述，如果不是不可能描述的话。在假体关节系统中，复合件之间的尺寸往往大不相同。粘结剂层同假体及骨相比可以相当薄，从而需要一个尺寸相当小的单元（考虑尺寸比）并增加整个系统的自由度。附加的问题包括未知的载荷和边界条件，包括由于病状不同而在患者之间的很大差别，包括所作的手术方法多种多样。

这个领域发表的最早和最常见有限元分析涉及全髌置换的股骨构件，股骨构件通常由一个球形头和同头连接的固定在股骨近端髓腔中的一根直杆或曲杆构成，用聚丙烯粘结剂作为填料(图6a)。已经发表了很多这类结构的三维、二维及梁的分析。当用二维模型来模拟这种结构时只有三个方案可用(图6)。把结构考虑为与前节相同，结果得到一个多层模型，其侧面和中央骨板互不相连(图6b)。考虑到平面外的材料，采用复合材料理论来计算平面单元的表现 Young 氏模量(图6c)并未使模型得到改善。此外，它还增大了模型中粘结剂层的刚度而降低了杆的刚度。因此，结构的总体刚度虽被充分表示出，但复合结构的各部分之间的刚度比却未表示出来。这对结果的影响如何还未确定。也许在二维模型中恢复骨的三维完整性的最好方法是采用一层“拉线”单元或“侧板”单元(图6d)。另一种在简化模型中考虑复合物三维结构完整性的方法是假定结构几何轴对称。采用 Fourier 分析，可以象前面讨论的情况那样把三维载荷同应力状态充分结合起来(图6e)。

Andriacchi 等(1976), Kwak 等(1979), Yettram & Wright(1979,1980), Cook 等(1980), Sih 等(1981) 和 Skinner 等(1982) 对第一种类型(全都考虑股骨的髓假体构件)二维有限元模型作了分析。第二

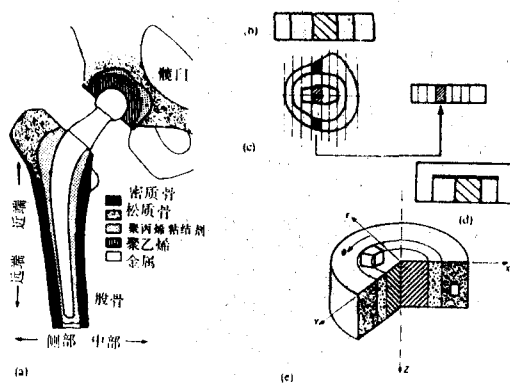


图6 (a) Charley型全髌置换剖视示意图。(b) 股骨侧部可用二维有限元分析模拟成“多层”结构而不考虑骨的三维结构完整性。(c) 采用复合材料理论，根据三维轮廓计算平面单元的刚度。实际上仍然是一个具有更接近实际总刚度的多层结构。(d) 通过采用“侧板单元”或“拉线”单元层考虑骨的结构完整性。(e) 不用三维单元来模拟这种结构的另一种可能是假定结构为轴对称的

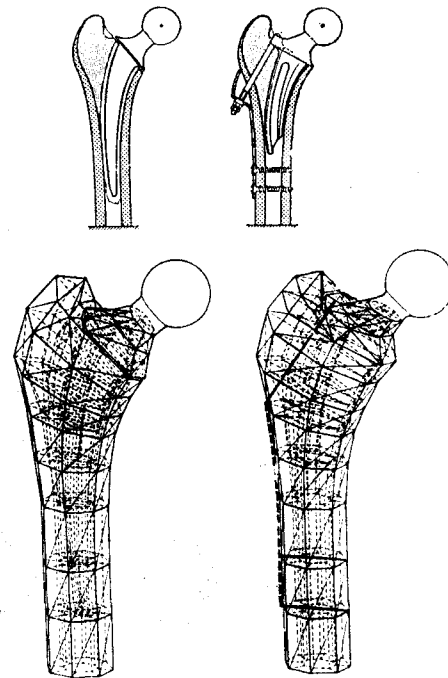


图7 根据有关理论求各类股骨的全髌置换构件中力学性能的三维分析的单元网格。一种典型的网格具有531个四面体二次单元，也使用了梁单元如右面的模型所示。所得的应力图也同天然股骨中的应力图作了比较 (Rochrle等1977)

种类型即复合材料理论，早期被 McNeice 等 (1976) 应用于二维模型，另一些人则利用“侧板”单元和“拉线”单元方法 (Hampton 等 1976, 1981; Svensson 等 1977)。采用了各种细密度的网格，模拟了各种假体设计，对一些问题进行了探索。主要研究了内翻-外翻布置、聚丙烯粘结剂层厚度、杆的形状和材料等的影响。由于几何形状尤其是载荷的多样性，这些分析结果几乎不能（即使能也很难）进行定量方面的比较。

Bartel & Ulsoy (1975), Bartel (1977), Huiskes 等 (1978) 采用三维单元，假定为轴对称几何结构。Huiskes (1979a), Huiskes 等 (1981a) 还采用轴对称环单元（三维载荷和应力状态）、有限元梁单元、二维平面应变单元、弹性基础上的梁理论以及应变计分析来比较各种模拟方案，并获得髓内的固定结构的更一般化的描述。

Roehrl 等 (1977), Scholten 等 (1978), Valliappan 等 (1980), Hampton 等 (1980), Crowninshield 等 (1980a, 1980b, 1981), Lewis 等 (1981), Tarr 等 (1982) 以及 Vichnin & Batterman (1982) 采用各种细密度的三维有限元法对“解剖”模型进行了研究。因为在网格细密度、几何图形、材料性能和载荷方面差别非常大，将所得到的这些结果作比较仍然是困难的。在这些三维研究中没有报道过收敛性试验。Crowninshield 等 (1980a) 对原理上类似于髓杆固定的复合材料悬臂梁的挠度作了收敛性试验。当然，这不能保证真实模型中局部应力的精度，但至少总的模型特性方面给出了一些可靠的资料。有几个作者参照所采用的单元总数，认为他们的网格密度是合理的，但这丝毫没有有什么保证。有些作者报道了采用应力涂层和应变计技术所作的某种程度的实验验证。然而测量通常都在骨的外表面上进行，而在骨的外表面上取得的应力，同骨内、聚丙烯粘结剂内以及界面上所得到的应力相比，应力对设计的细节是很不敏感的 (图 8)。

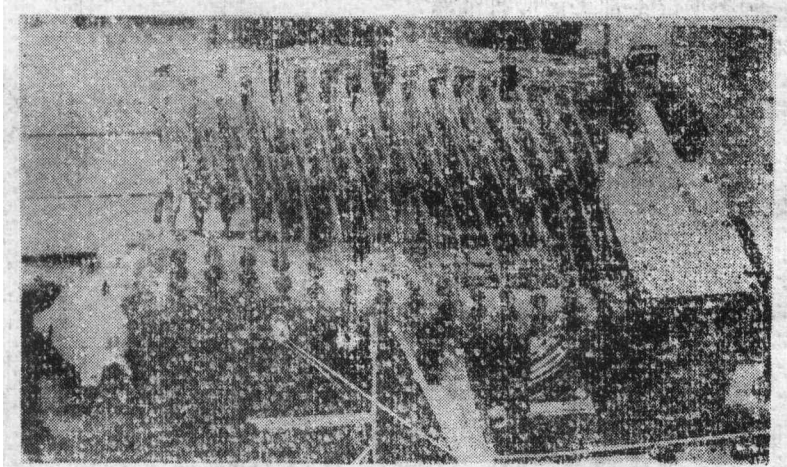


图 8 外侧股骨应变数据的实验测定；112 路接线应变计粘接到以不同方法加载的骨上。这些试验用了几种髓假体来重复。虽然这个试验提供了足够的数据来求整个股骨的总力学性状，然而表面应变对替换装置的结构细节和它在骨中的固定方式是相当不敏感的，因此有限元结果的精确的定量验证是困难的 (Huiskes 等 1981a)

在这些有限元分析中大多假定密质骨和松质骨是线弹性、各向同性和均质的，而界面则模拟成刚性连接。Roehrl 等 (1977) 和 Scholten 等 (1978) 依据实验资料考虑了松质骨实际非均质性。Valliappan 等 (1980) 以及 Vichnin & Batterman (1982) 研究了密质骨中

各向异性的影响。

Svensson 等 (1977), Huiskes & Schouten (1980a) 以及 Hampton 等 (1981) 研究了粘结剂-金属界面松开时的 (非线性) 影响, 后者的研究是以实际的 (实验确定的) 粘结剂-金属连接的破坏特性为基础的。从这些二维分析 (三者都包含有“侧板”单元或“拉线”单元) 明显地看出, 材料连接处的滑动和拉伸松开对粘结剂和界面的应力有极大的影响, 而对杆和骨的应力却没有很大影响。

Rohlmann 等 (1980) 进行了一项有益的研究。他们将股骨的全髓置换结构 (图 9) 三维有限元模型所得结果同实验室物理模型的应变测量结果作比较, 以求三维有限元模型的精度。用聚丙烯粘结剂将一个假体固定在一根金属管内。这个实验模型用三维有限元法来研究, 所使用的网格同这个领域已发表的其它分析相比是中等细密的 (半个结构为 232 个六面体单元 (8 个结点?)) (图 9a)。尽管两种情况中得到的趋势大体上相同 (最大应力在所考虑管的“中”部), 但他们发现, 在一些确定的位置处应力的实验结果同理论结果有相当大的差别 (达 100%) (图 9b), 特别在模拟骨的管子的侧部是这样。他们认为, 这些差异主要是由于实验模型内发生界面的松动所引起, 而不是由于用有限元模型模拟所致。此外, 他们发现, 有限元模型中界面正应力的连续性很差, 他们认为这是因为单元网格的粗疏所致 (图 9c)。材料边界上正应力 (和剪应力) 的连续性的校核, 对于有限元网格细密度的判定是相当有益的, 但其它作者几乎未提供过这种校核。

Svensson 等 (1980) 进行了类似的工作。他们的实验原则上与上述实验相同, 但他们这种情况是在假体上测量应变。他们的网格密度稍小 (167 个单元), 但他们的单元较精致 (20 个结点的等参六面体单元)。他们将杆内应力的实验结果同如下理论结果作了比较: ①假定表面粘结; ②然后允许粘结剂-杆的界面滑动。对第一种情况, 实验和理论的一致性差 (有限元结果低达 40%); 对第二种情况, 二者的一致性非常好。这些情况多次被其它作者重复发现, 然而 (正如上面所讨论的), 杆应力对界面的松动并不很敏感。特别是对于目的在于鉴定有限元模拟技术的这类分析中, 收敛性试验非常有助于网格精度的定量评定。

Anand 等 (1976) 和 Ducheyne 等 (1978) 研究了髓内的固定杆对疏松层中骨的向内生长的影响。他们用的是轴对称有限元模型, 其中疏松层的弹性模量是同所研究的向内生长材料相适应的。Forte (1975) 采用二维平面应变单元只分析了股骨的构件杆, 没有考虑骨周

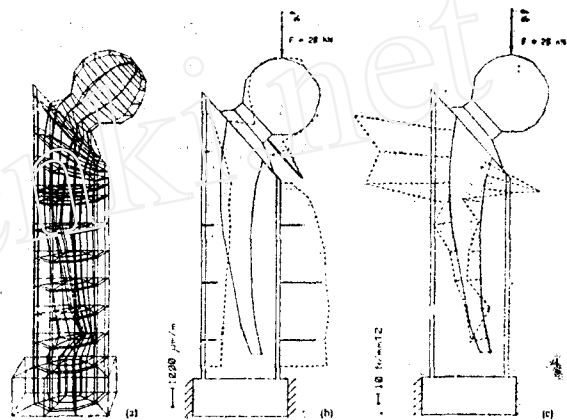


图 9 模拟股骨的全髓置换固定结构的物理 (实验室) 模型的三维有限元分析, 假体用聚丙烯粘结剂固定在金属管内 (a) 单元网格 (232 个六面体单元, 多半是线性的); 由于对称性, 所以只模拟了结构的一半。 (b) 比较金属管上由有限元模型算出的纵向应变 (虚线) 和由应变计测出的纵向应变 (粗黑实线)。 (c) 用有限元模型算出的同杆-粘结剂界面垂直的应力, 杆材料的应力是虚线; 聚丙烯粘结剂材料的应力是点线。由于要求平衡, 这些应力必须在界面上连续, 因而两边相等。由于粘结剂较软, 所以在这种材料上得到的应力是二者中比较可靠的。当两种材料的刚性差别很大时, 用有限元模型来模拟界面的连续性通常很难。采用高阶单元或增加网格密度, 不连续性会得到改善 (Rohlmann 等 1980)

围的情况。Seidelmann等(1982)采用二维轴对称模型研究了带有陶瓷头的假体的头-杆的连接。在这种情况下,周围的生物学情况是不重要的。

在全髌置换中髌臼帽的应力分析只在最近才流行起来,这大概是由于髌臼帽的松动发生得较晚以及骨盆几何上的复杂性所致。然而,现在可以预见,髌臼帽设计对全髌置换结构寿命的影响比股骨构件的大得多。Vasu等(1982)提出了这类结构的二维有限元模型,用来说明关节置换后髌臼应力图的变化。Carter等(1982)采用同样的模型研究了在塑料假体构件上加金属包壳(“金属衬垫”)的效果,并计算了聚丙烯粘结剂厚度的影响。Pedersen等(1982)也研究了金属衬垫,他们采用的是考虑三维载荷和应力场的轴对称有限元分析。这些模型是否能充分表示髌臼的三维结构的刚性,还不能肯定。推测起来,在这儿轴对称模型要比二维模型更为有效。然而,在两种研究中,金属包壳的相对优越性所引起的趋势是一致的。原则上说,Oonishi(1981)和Goel等(1981)所报道的三维有限元模型,在模拟复杂的髌臼几何形状方面能力较强。然而,在这种模型中局部网格的细密度特别低。显然是它们的复杂性妨碍了有效地计算出结果。

叫做“翻修”假体的一种比较新型的髌关节置换,包含放置在股骨头上方的一个金属帽以

代替其关节面。Shybut等(1980)用二维有限元模型,Huiskes & Heck(1981b)用轴对称有限元模型(三维载荷和应力场)来计算这种方案。轴对称模型(图10)较好地表示了金属帽的三维结构完整性,然而,松质骨的实际非均匀性只能用二维模型来计入。因此,两种模型在不同意义上都是近似的。结果在总的趋势上是一致的,但在某些细节上不一致。这是由于金属帽几何形状的不同所引起,还是由于载荷或模型特性的不同所引起,至今尚未解决。

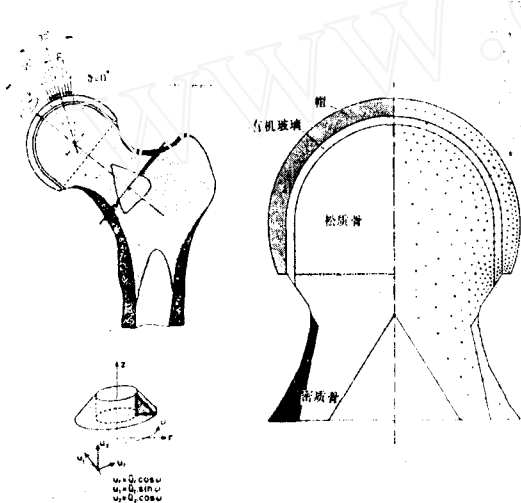


图10 髌表面置换的股骨构件的有限元分析。结构(头-颈部分)假定为轴对称的,但考虑三维载荷。采用646个6结点的轴对称环单元(二次位移场)。为了考虑三维应力状态,将载荷、位移和应力都展开成相对于 ϕ 坐标的Fourier级数,其中一项如插图所示,所采用的级数共11项。注意,预料应力梯度高的区域,特别是金属帽边缘处,局部网格较细密(Huiskes & Heck 1981b)

在人造膝关节的设计和固定中,有限元分析在70年代后期变得较为常见。除了某些例外,所有的研究都专门致力于胫骨构件的固定,大多数患者的问题也确实在这方面。铰接假体的胫骨和股骨杆的固定用三维模型来分析(Roehrl等1980,1982),而单独的胫骨固定则采用考虑了三维载荷的轴对称模型(Campen等1979; Croon等1982)。Lewis(1977), Hayes(1978b), Vichnin等(1979), Askew & Lewis(1981)

用二维模型研究了无铰接面置换假体的胫骨坪固定。大多数这样的研究都集中在胫骨内固定胫骨坪中心杆的功能方面。Askew & Lewis(1981)作了广泛的参数分析,包括松质骨的各向异性和非均匀性。看来如果正确计入非均匀性,则各向异性的作用就相对很小,这与Hayes等(1982)对完整髌骨研究所发现情况一致。Pissinou & Brook(1980)研究了股骨和胫骨二者的膝关节构件,主要是确定接触应力。Shrivastava等(1980)报道了无中心

杆的胫骨坪固定的轴对称有限元模型，而 Murase 等（1983）研究了考虑三维载荷的轴对称几何形状。后一研究包括非均匀（但轴对称）松质骨的性质，同时考虑了若干种载荷情况和胫骨坪的几何形状。早期的胫骨构件三维有限元模型是 Chao 等（1977）报道的，以后 Bartel 等（1982）和 Lewis 等（1982）接着作了报道。最后这个模型（图11）计入了非均匀松质骨的特性，它在解剖上相当合理。他们研究了若干种载荷模式和胫骨坪的几何形状，这与 Murase 等（1983）的研究有点类似。指出如下事实是令人感兴趣的：两种模型虽然在量的方面不完全相似，但所得到的很多趋势还是一致的，尽管也有些例外。由于两种模型是在不同意义上的近似（轴对称模型在整体意义上缺乏几何细密度，而三维模型在局部意义上相对地粗糙），在这点上究竟哪一种模型最好，这个问题是没法解答的。

只有 Murase 等（1983）报道了人造膝关节的分析的收敛性试验。Croon 等（1982）进行了实验验证。材料的连接总是看成为刚性连接。在最近的研究中 Hori 等（1982）采用非线性有限元法研究了胫骨植入物与骨之间的软组织层对局部应力分布及固定强度的影响。这种软组织层在手术后的 X 线照片中经常可见。这项研究表明软组织层对表面的剪应力有很大影响。

髌关节和膝关节以外的假体构件的分析很少。相对来说较常遇见的是手的关节置换。Huiskes 等（1980b）进行了指关节假体的新型髓内的固定系统的轴对称有限元分析（三维载荷）。应力结果同相应研究中动物实验的组织等发现作了详细的（定性）比较，得到了某些一致的结果。

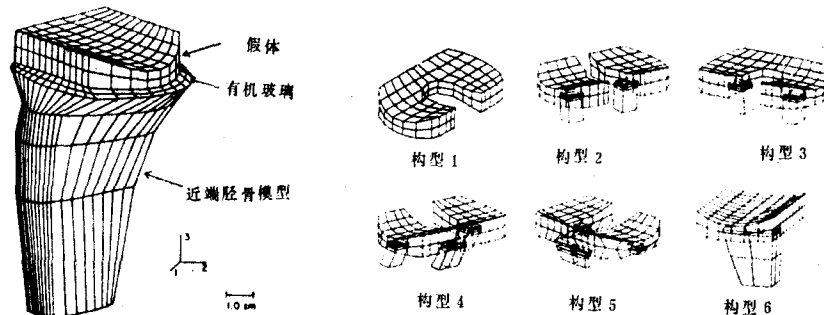


图 11 供研究全膝关节置换中胫骨坪固定的 768 个 8 结点（线性）等参六面体单元（总共 1053 个结点）的三维有限元模型。图中所示几个假体设计的性能被作了计算（Lewis 等 1982）

在翻修因牵引骨损伤而损坏的全关节置换以及对于肿瘤切除后骨和关节的重建，采用“定制的装配式”假体是越来越重要了。在设计和选择这类装置时，Chao（1980）采用轴对称有限元模型来计算基于皮质外固定的特殊类型陶瓷假体（用于肩假体）。为了对定制装配式植入物的髓内的固定型式优选杆的设计，Huiskes & Chao（1983）用轴对称有限元法（三维载荷和应力）进行了研究。采用这些有限元结果作为参考基础，从“封闭型”理论导出了快速计算杆尺寸的分析图表（图12）。

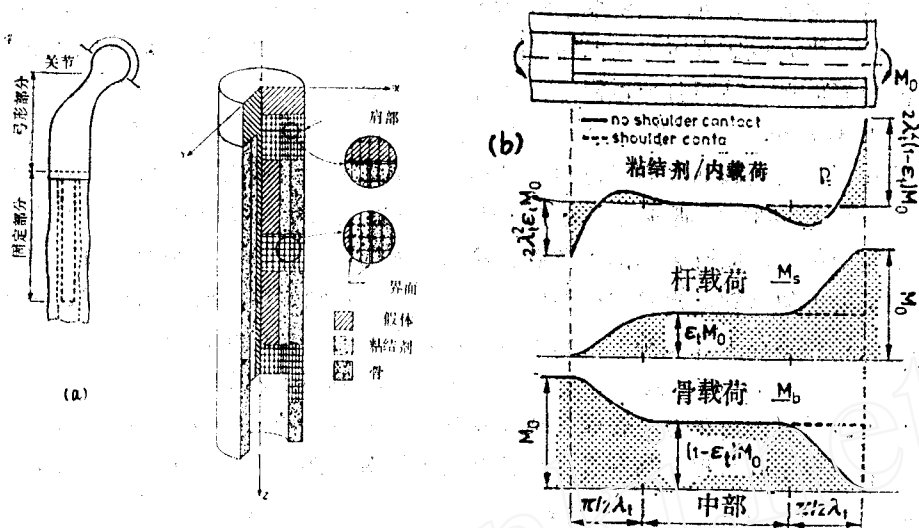


图 12 (a) “定制装配式”髌假体固定结构的轴对称有限元法的表示。数值结果用作根据弹性基础上梁理论导出的简单的分析设计图表的参考基础。(b) 采用这种理论时, 最主要的内载荷可用简单公式来表出, 这依赖于集总结构参数 (c_1, λ_1) 和外载荷 (在本情况下是弯矩 M_0) (Huiskes & Chao 1983)
 ——肩部不接触
 ----肩部接触

5. 其它应用

肌肉骨骼系统中软组织的有限元分析局限于关节软骨和脊柱中的椎间盘。椎间盘结构通常模拟成由三部分组成: 椎骨体/终板, 纤维环和髓核。Belytschko 等 (1974) 发表的早期轴对称有限元分析, 其特点是线性的和各向同性弹性的。后来 Kulak 等 (1976) 计入了纤维环的非线性。Lin 等 (1978) 采用相当粗糙的三维有限元模型, 通过实验结果同理论结果的比较来确定材料的性能。Spilker (1980) 发表了采用线弹性和各向同性的简化轴对称有限元模型的性能分析, 以研究几何形状和材料性能的影响。所有这些研究都采用实验方法来确定椎间盘的柔量作为参考及验证。

关节软骨是一种重要的结缔组织, 它具有众所周知的润滑和承载的力学功能。由于它的复杂的复合结构和二相性质, 所以很难进行精确的力学分析。Roth & Mow (1977) 用有限元法来表征其固相的弹性响应。Swenson 等 (1979) 根据当代混合物理论采用半分析的有限元模型来研究它的电-力学性能。Rybicki 等 (1979) 假定关节软骨是骨基上覆盖着一层滑液的无孔柔性材料, 研究了挤压膜润滑理论。这个机理在软骨润滑中是否真起重大作用还不能肯定。关节软骨的结构与力学功能之间的关系, 通过最近的实验和分析研究 (例如 Mow 等 1982) 正在逐渐了解得更清楚一些。

除以上所述之外, 软组织的有限元分析在有关领域例如心血管生物力学中是相当常见的 (如 Gallagher 等 1982)。在涉及肌肉骨骼系统的地方, 有限元法在碰撞事故生物力学方面以及模拟脊柱、头盖骨、肋骨架等领域方面在某种程度上得到了应用。在骨科生物力学中, 有限元法作为一种求解微分场方程的通用数值工具, 其最终的应用范围是热量和质量的传递问题。治疗阶段固定植入物时聚丙烯粘剂内及周围产生的非稳态热生成和热传导就是一个例子。靠近粘剂的骨的温度将升高并可能坏死。Huiskes (1979b), Swenson 等

(1981) 对髓内的杆固定, Huiskes (1979b) 对髓白的全髓置换构件的固定, Huiskes & Slooff (1981c) 对膝关节的胫骨构件的加压粘结剂固定, 进行了非稳态热传导的有限元分析, 以计算骨坏死的几率以及研究预防的措施。它的一个例子示于图13。

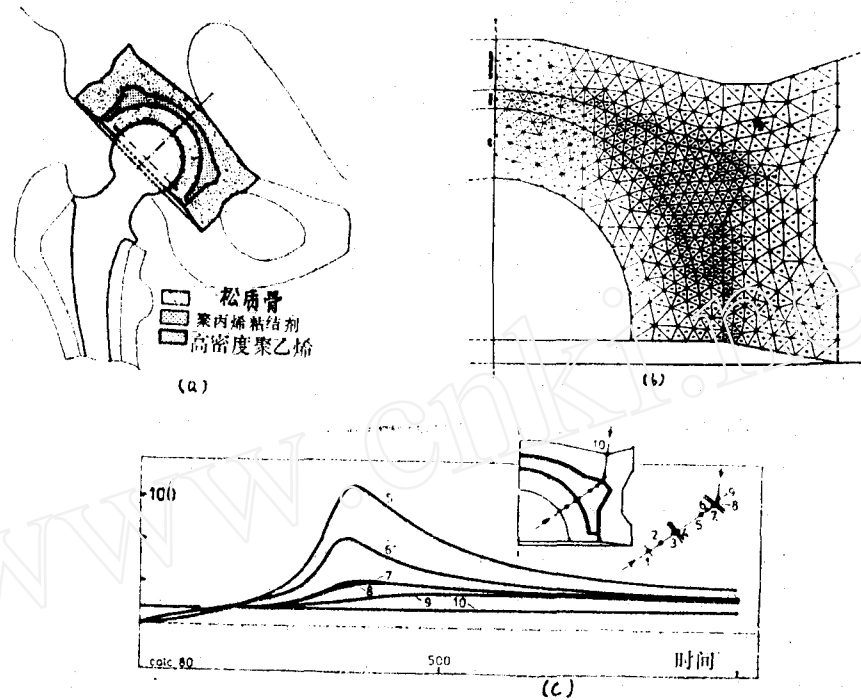


图 13 模拟 (a) 用聚丙烯粘结剂固定的, 和 (b) 髓白髓的, 计算粘结剂固化过程中和固化后的瞬时温度。采用的是温度为线性分布的 3 结点三角形单元, 时间域用后向差分法来离散化。(c) 所得结果的一个例子, 在结构内若干点处温度为时间的函数 (Huiskes 1979b)

6. 讨论

毫无疑问, 有限元法已证明是骨科生物力学中的一种重要的研究工具。上述许多研究文献开创了一个新的研究领域, 甚至重新激起对骨科基础理论的兴趣。然而, 尽管有若干良好的例外情况, 但到目前为止, 用有限元法得到的未引起争议的有用概念和重要数据, 同总的努力相比还为数甚少。很明显, 特别是在早期, 大多数工作是探索性的。随着工程力学中有限元法的进展, 这种方法应用于骨科生物力学中往往没有充分考虑复杂的生物结构中所包含的难以预测的变化和不确定性。

对于任何一种研究, 其先决条件是对问题的性质有个清楚的理解。这是确定实际目标的基础。在模拟过程中, 必须仔细权衡研究中涉及的基本目的, 这样来代替应用有限元法时不可避免的必要妥协。没有一种模型对于无限多的细节是有效的, 模型是否恰当主要根据分析的目的来判断。如果分析的目的在于“设计试验”, 如图 7 和图 11 的例中所述那样根据有关的基本原理来计算实际设计的力学性能, 那就常常需要详细的模拟。但是大多数情况只需对结构作比较概略的一般描述, 特别是当分析的目的在于研究一般的概念时。

为了理解目的方面的这些不同, 从而对模型的要求的不同, 我们必须明白, 在生物力学

中,有限元法通常是用来作为一种研究工具,而并非象很多工程应用中那样是一种纯粹求应力数值的方法。由于在生物体内有许多固有的未知条件,所以必然的或合理的绝对解是很少的。结构细节的多样性降低了专门情况分析的价值,并欢迎按结构的类型来求解。在这种情况下,往往需要在简化和一般模型方面作较高的抽象。

尽管有些文献中清楚地讨论过实际的目的,而且仔细地使所采用的模型适合于这些目的,但在许多其它文献中,目的同模型特性之间的关系是不清楚的。有时引入一些有疑问的模拟假设并采用较低的数值精度(网格密度),想要“推进”到三维“解剖”模型,其实这些模型中这种程度的几何特性是不需要的或甚至并无助益的。结果重要的机理往往依然暗藏在模型的几何复杂性里,而有时所得结论的意义几乎不能证明这种努力是正确的。

在这个领域中的一个问题是模型的有效性受到的注意实在太少。在一些文献中所显示的“数值经验主义”的程度混乱得很。有限元分析的结果往往只看它的票面价值,很少同系统及基本机理的物理观察结果相联系,而这些机理可能影响整个模型的性能。当模型较复杂时这些因素就更为重要。读者往往对“解剖”网格形状有深刻印象,但遗憾的是往往忘掉,有限元模型和实际之间的直观上的一致性并不能保证这种模型所导出的结果的有效性。

再就是,模型的有效性要根据分析的目的来考虑,而这个问题总是:给了模型假定后,所得的结果是否能证明得到的结论是正确的。简化的一般模型的结果应该定性地加以说明,在这种情况下,模型的有效性也是定性的。尽管具体结构的详细模型较有能力反映定量的有效性,但鉴于生物材料有很多不确定的情况,在这点上以后是否能够完全做到是有疑问的。虽然大多数作者的确承认,由于所有这些简化假定,所以这些模型所产生的结果只能在趋势上是重要的,但是往往还是提出了绝对数字并加以讨论和通过。因此人们,特别是外行人往往会对这些数据产生误解。

模型的有效性可用几种方法来确定。在这方面很少注意致力于实验验证工作,而在注意了的地方,实验又并不总是令人满意。当然,问题是困难的。例如在髌关节假体分析方面(图8),可在骨的外表面上测量应变并推算成应力。然而,一方面这些应力对假体杆设计很不敏感;另一方面这些应力往往没有实际意义。这些分析常常是针对聚丙烯粘结剂层、骨内膜及界面内极敏感的应力。所以骨的外应力的一致性完全不能保证涉及其它部位较重要结果的模型的有效性。

求解模型有效性问题的其它方法还包括用参数分析去深入研究结构的方法。不作深入的分析,对这个问题中模型的力学特性就不能得到基本的了解,也就不能建立一般的概念。因此,参数对模型的功能特性的影响常常很难定量地表示。有些假定,例如骨的均匀性和各向同性、界面的连接等,在这些方面要通过模型的细密化来评定它们的作用(例如 Hayes 等 1982; Brown & Ferguson 1978; Valliappan 等 1980; Vichnin & Batterman 1982; Hampton 等 1981; Askew & Lewis 1981)。另一些模拟问题也可用同样的方法通过改变载荷、材料性能和边界条件的描述,并重复进行计算来解决。这些参数分析不一定需要用昂贵的“解剖”模型来进行,而往往可以限于简化的一般的表达式(例如 Huiskes 1979a)。

近几年虽有一些作者进行了寻求解决模型有效性问题的的工作,但是在已发表的几个模型被完全弄明白并加以评定之前,在这方面还有很多的工作要做。

原则上讲,有限元模型精度的评定方面困难较小。这儿的问题是,在假定的简化条件

下,怎样很好选择单元类型和网格才能逼近结构的精确解。对于所选择的单元类型,最重要的因素是单元网格密度。网格密度可通过对各个模型用收敛性试验客观地评定(对细密度增大的网格作重复的计算并校核应力结果的收敛性)。这些试验特别是对三维结构的试验可能非常昂贵和费时,而且这方面的报道极少。只要给出了单元的特性(单元位移场和/或每个单元的结点),有限元专家凭直觉就能比较容易地计算二维有限元网格。当然,也有例外的情况。网格密度,特别是材料不连续的邻域和应力梯度大的其它区域的网格密度,以及畸形单元(尺寸比特殊的),是判断的特殊标志。边界条件也很重要。

轴对称有限元网格情况也是这样。如果把三维载荷和应力状态结合到对称分析中,则同样必须考虑 Fourier 级数项的数目。

三维网格不那么容易检验。这方面已报道的大量三维模型很可能缺乏足够的网格细密度来至少证明从这些分析得到的一部分结论。很遗憾,这些作者一般很少客观地对他们的模型进行验证,大多数文章往往缺乏必要的资料。所包括的重要资料除了单元网格的图示外,还应有单元数、自由度数(或结点数)、每个单元的结点数和单元类型。例如,20结点等参六面体(二次单元)要求的网格密度,比8结点等参六面体(线性单元)小得多,在某种意义上这种等参六面体要比非等参六面体和四面体优越些(Zienkiewicz 1977)。

例如,在本综述中包括了34篇应用三维有限元的文献。其中7篇是摘要。剩下的27篇全文中只有11篇提供了完整的单元网格特性数据。报道采用20结点等参六面体单元的有5次,采用8结点四面体单元的7次,采用其它规格单元的2次。未作详细说明的六面体和四面体单元分别提到5次和4次,剩下的四位作者完全未给出任何单元数据。在10篇文献中既没有写出总自由度数也未给出总结点数。

表1给出了有关文章提供的股骨的髓构件固定结构三维有限元分析的单元网格数据的例子。从这个表中可看出必要的数据常常空缺,因此几乎不能对模型的精度作相对的评价。很明显,不精确的三维模型在获取有用的结果方面不如精确的二维模型有利,然而在外行人看来三维模型显得更精细,因而对于详细的资料更有效。而只要各个作者都注明模型精度情况并使同行们满意,则骨科生物力学有限元分析作为整体必将在可靠性方面获得进展。

除收敛性试验外,模型的精度还可用其它方法来确定。这方面的例子有采用“封闭型”解来校核一阶趋势(例如 Huiskes 1979a; Askew & Lewis 1981),控制模型指定位置处的平衡条件,研究穿过界面时应力的连续性(例如 Rohlmann 等 1980);虽然不同材料的一些应力必然是不连续的,然而界面上的正应力和剪应力则必须连续。有时很难达到这种条件,图9(c)就示出这种情况。众所周知,同不太重要的应力分量相比,在特殊区域的最高应力分量的数值的精度比较容易达到,不过在复合结构(生物结构)中次要应力分量仍可能是重要的。

有限元分析的另一个重要方面是结果的**意义**,即对于所研究的结构,有限元分析的实际含义是什么?如果讨论的是工程材料破坏的可能性,结论就相对地容易得出。然而在骨科生物力学问题中,应力预测的意义常常与生理现象和临床现象有关。为了正确评价有限元结果的意义,这些关系必须予以研究。这意味着生物力学家的职责不能停止于提供应力数据,还需着力于大规模的探索研究,包括非工程方法和技术方面的研究。若干研究已经成功地将生物骨特性的有限元分析同实验和临床观察相结合(例如 Woo 等 1977; Hassler 等 1980;

表 1 据书刊中发表的文献, 股骨的 (髓内的) 全髓置换固定的三维有限元分析的有限元网格特性。单元数、自由度数 ($3 \times$ 结点数)、每个单元的结点数 (或位移场特征)、单元的类型, 都能在文献中找到。如果利用结构正面纵向对称性而模拟结构的一半 (在“对称”栏指出), 则有效网格密度与整个结构模型相比约为数字所给出的 2 倍。未包括 Crowninshield 等 (1980b, 1981) 和 Scholten 等 (1978) 的论文, 因为他们报道的模型分别与 Crowninshield 等 (1980a) 和 Roehrlc 等 (1977) 的基本相同, 在这方面没有提供什么更多的数据。

作者	附注	单元数	对称性	自由度数	每单元结点数 或 位移场		单元类型
Rartel (1977)	1	42	1/2	*	20	二次	等参六面体
Roehrlc 等 (1977)	4	531	1/1	2650	*	二次	四面体
Huiskes 等 (1978)	1	212	1/2	3588	20	二次	等参六面体
Valliappan 等 (1980)	4	*	1/1	1080	*	二次	等参
Hampton 等 (1980)	2	31	1/1	600	*	*	等参六面体
Crowninshield 等 (1980)	4	400	1/1	*	*	*	四面体
Rohlmann 等 (1980)	3	232	1/2	1182	*	*	六面体
Svensson 等 (1980)	3	167	1/1	*	20	二次	等参六面体
Tarr 等 (1982)	4	1032	1/1	4185	*	*	等参六面体

* 没有提供数据 1 几何轴对称 2 模型只适于杆应力 3 物理模型的有限元模型 4 “解剖”模型

Brown 等 1980, 1982a, 1982b; Carter 等 1981; Hayes 等 1982)。然而在骨假体结构分析方面, 这样的研究还不太常见。这方面数据的缺乏使得假体装置的长期性能预测的有效性大大降低。尽管这些问题十分复杂并且不同于工程领域, 但这方面的进展是非常必需的。

最后, 一个令人感兴趣的问题是: 采用有限元分析 10 年以来, 根据日常的临床手术实践, 有限元法对临床骨科究竟起了多大的作用。虽然这个问题应该由骨科医生来回答, 但可以相当有把握地预言, 大多数医生会认为毫无影响。可悲的是, 这经常用来作为阻止应用象有限元法这样先进的抽象的方法的理由, 甚至从事研究的个别人员也持这种态度。但是很明显, 即使最重要的有关有限元法的成果, 也只是通过与临床有关的出版物的筛选, 才能到达大部分从事骨科工作的单位。有一个已经在骨科单位推广有限元成果的好例子: McNeice 等 (1976) 通过有限元分析建立了全髓置换中粘结剂破坏的模式, 这个成果已在临床上广泛用于鉴定手术后的 X 射线照片。在其它情况中, 有限元分析直接用来与临床努力相结合以发展新的假体及骨折固定设计和技术, 这方面的成果迟早会以这种或那种形式到达更多的从事骨科的单位。尽管正如早先讨论过的, 真实的情况是, 许多有限元法的应用至多只能说明有限元法的能力或有限元分析本身的进展, 另一些则一般说来促进了对骨科有关结构的更好了解, 但从事骨科的单位或许还没有明确地意识到这点。

如果使用正确, 有限元法是一种能提供信息的工具, 应用这些信息最终有益于患者。这些信息和概念在很多情况下用其它方法无法获得。对于从事这方面工作的人来说, 这是一个

愉快的设想,然而这也使他们担负起相应的完成和说明他们的分析的责任。

7. 今后的趋势

在讨论骨科生物力学研究的有限元分析的前景时,必须理解这种(相对)新的方法不仅是应力分析的万能工具,而且代表着结构和系统的以使用计算机为基础的全新的定量分析方法。它使我们能计算复杂的难于了解的系统的特性,办法是把系统离散为许多小块,只要这些小块的性质以及它们边界上的连接条件能用数学来描述。与时间有关的过程也可以分成很小的时间间隔并逐步描述。象有限元法这种数值方法已被引入运动学、固体动力学、气体动力学、流体力学和热力学,也被引入电学、电-力学、化工以及其它领域。这种趋势今后将继续下去是没有什么可以怀疑的。不光是生物力学,很多与骨科有关的学科都要引入以计算机为基础的分析。并且这种情况不仅出现在基础研究中,还出现在临床测试装置中。X射线计算机扫描器就是一个很好的例子。这些进展都是伴随着更好和更快的而且相对来讲价格较低的计算机的生产以及计算机功能的不断完善而发生的。

近10年来结构的有限元应力分析在工程力学中已取得巨大的进步。现在已完全用不到强有力的二维单元网格发生器和计算机绘图程序包,解简单的二维线弹性应力分析问题已经只是程序设计者的常规工作。采用三维非线性动力分析的机会也大大增加,而且最终与二维的发展过程相同,但在目前应用它们还需要相当高的技巧和知识。

骨科生物力学尤其是临床骨科如何从这些发展中得到好处现在还很难预言,同其它领域一样,技术的可行性,研究者的能力以及“市场”的需要,它们之间吸引力大的地方,就是研究工作开展的地方。在过去的10年间,技术可行性吸引了(如果不说淹没了的话)这个领域,看来没有理由认为今后这种情况会起变化。研究的进展将取决于此领域对精通业务的年青力学工作者的吸引力以及使临床医师(“市场”)对正在进行的实际问题探讨和成果应用的兴趣。

今后10年的最大的挑战,大概是产生足够的可靠数据来输入计算机模型。当精确模拟非线性和动态载荷结构的能力增大时,材料性能、边界条件和载荷特性的更精密的表述将越来越成为重点。在这些表述中,组织对应力刺激的生理反作用的影响对于模型预测的有效性是极为重要的。这着重说明为评定力学和生物学“材料”的特性,以及为直接验证模型的目的,都需要精密的实验技术。所要求的实验包括动物实验和患者临床考察,并同有限元分析紧密配合,以确定实验发现的定量关系,鉴定一般机理并发展基本概念。

下一步一方面要求更细致地着眼于模型的有效性和精度,另一方面要求得出同应力有关的骨的重建机理。重点应该放在实验验证和相互影响上,包括临床鉴定和多重模拟。不可能有哪一种模型对任何一种精度都适用,鉴于经常会需要详细的局部应力资料,可能要利用多重模拟的方法。在粗糙的整体模型中得到的应力(或变形),可使用于象图14所示那样局部更精细的模型的边界条件示意图。在多重模拟和模型精度鉴定过程中,以及在建立供移植用的简化设计方案时,一定不要低估封闭型分析解法的能力,这些解法能使复杂的有限元数值结果得以充实并建立联系。

在某种意义上,有人会说生物力学的这一领域的未来已于10年前开始了。有限元法,或在更普遍的意义上是计算机,已创造了一个振奋人心的局面,它具有以前无法梦想的潜在应用能力。然而,今后要付出比过去这头一个10年中更大的努力才能取得进一步的发展。因此,

一方面将要求对应用力学和数值方法的缺陷有深刻的了解，另一方面要求对生物学和临床的复杂性要有现实的认识。

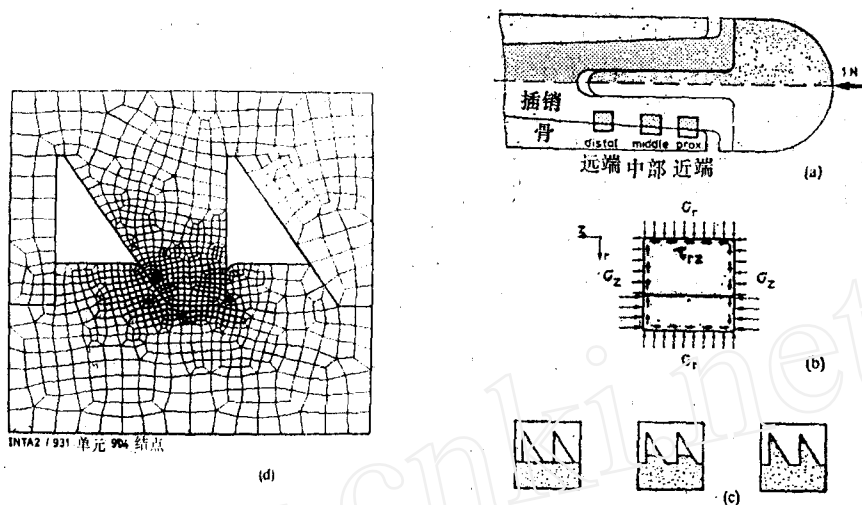


图 14 (a) 新型指关节假体固定系统的轴对称模型 (Huiskes 等 1980b), 其中勾画出了几个局部的插销-骨界面区域. (b) 这种区域的边界条件是从该结构的总体分析得出的, 其中界面被假定为平直且光滑的. (c) 在有限元模型中应用这些条件: 模拟较真实的界面形状, 例如模拟骨头并置于沟槽内的影响, 如图所示. (d) 带有某些骨向内生长的局部模型的有限元网格; 在这种模型中求得的应力同动物实验中的组织学发现作了比较, 以研究应力同骨的界面重建之间的关系 (Huiskes & Nunamaker, 未发表的资料)

参 考 文 献 (112篇, 略)

胡家栋译自: *J. Biomechanics*, 16, 6 (1983): 385—409. (董务民校)

第 2 届国际地质力学数值模型讨论会

Second Int. Symp. on Numer. Models in Geomech.

会议将于 1986 年 3 月 31 日至 4 月 4 日在比利时 Ghent 州立大学举行。

近些年来, 有限元法在土工工程实际中的作用已牢固地确立。成功地解决问题的关键在于选取合适的数值模型和确定相应的地质介质参数。目前已有一些模型可供实际问题运用。

本届讨论会 (第 1 届于 1982 年在瑞士苏黎世举行) 旨在为研究人员与从事实际工作的工程师提供讨论交流的场地。重点是供实际应用模型 (如堤坝、近海结构物与地基等) 的确定与计算。也将讨论单调、循环及随机加载情况。具体内容有: 单调、循环及瞬变加载下土壤、岩石及混凝土的数值模拟; 实验室模拟循环及瞬变加载行为; 数值模型求解地质问题的应用; 现场测量或物理模型试验同数值计算的比较。

冯振兴译自: *Int. J. Numer. Methods in Eng.*, 20, 8(1984): 1565.