

# 关于人膝关节生物力学模型的研究现状\*

王西十 白瑞蒲

河北大学数学系, 保定 071002

**摘 要** 建立人膝关节模型是生物力学研究领域中最具挑战性的课题之一. 本文对人膝关节生物力学模型的研究现状予以简单的评估和综述. 结果显示: 目前用于研究人膝关节的大部分模型, 均属静力或准静力模型; 仅建立了极少的人膝关节解剖基生物动力模型, 且均属二维动力模型. 因此, 建立一个三维真实人膝关节生物动力模型是目前迫在眉睫的工作.

**关键词** 人膝关节, 生物力学模型, 股骨, 髌骨, 胫骨

## 1 引 言

人膝关节是人体最重要、最复杂的一个关节, 也是多发病变的部位. 由于其在临床治疗, 医学研究, 生物机械的设计、应用及研究等各领域的重要意义和应用价值, 长期以来, 受到了广泛的关注. 1836 年, 韦伯兄弟<sup>[1]</sup>首先注意和观测到了膝关节运动是胫骨和股骨滚动和滑动两种运动的结合. 之后至今, 许多研究者对人膝关节模型进行了大量的研究<sup>[2~27]</sup>.

自从 Bresler 和 Frankel<sup>[2]</sup>在 1950 年建立了一个早期的人膝关节生物力学模型以来, 之后至今的许多研究者已建立了各种各样的人膝关节模型. 而所有这些膝关节模型基本上可分为两类, 即物理模型和生物力学模型. 物理模型是一种虚拟模型, 这种模型仅模拟了真实人膝关节的一些方面. 大部分试验研究, 用物理模型来确定其机械响应特性. 而生物力学模型则是满足一些诸如平衡方程等的物理定理, 并且由一组数学关系式组成. 由于仅有极少的物理模型用来分析人膝关节, 因此本文对此不作陈述. 而人膝关节的生物力学模型也可分为两类, 即现象 (phenomenological) 模型和解剖 (anatomical) 模型. 现象模型没有考虑膝关节处的真实结构; 而解剖模型则是考虑了形成膝关节各部分的解剖结构, 并要求能精确的描述各真实解剖结构. 这样, 解剖模型又可分为运动模型、静力及准静力模型和动力模型. 由于仅有少部分的模型考虑了髌-股关节, 因此本文将分节对此类模型予以介绍. 以下将根据上面的解释分类, 对各类人膝关节模型予以简单的评估和综述.

## 2 人膝关节生物力学模型

### 2.1 人膝关节现象模型

人膝关节现象模型可分为简单铰模型和粘弹铰模型两类. 简单铰模型, 即股骨与胫骨模型

收稿日期: 1997-05-20, 修回日期: 1998-06-03

\* 国家自然科学基金 (39670201)、河北省自然科学基金 (39815) 和河北省博士基金资助项目

为由简单铰连接的结构；而粘弹铰模型则是股骨与胫骨模型为由粘弹铰连接的结构。由此可见现象模型，既没有考虑人膝关节几何形状，也没有考虑使膝关节啮合的韧带功能。在早期的人体整体动力分析中，应用了简单铰的概念来分析人体的各连接部位。这类模型可用来预测人体在行走期间的膝关节反作用力等。建立这类模型的方法，就是写出每个关节的平衡方程，然后用优化的算法来求解这些方程，最后再应用每个关节处的力的平衡方程来计算其关节力。这类模型可参见文献 [3, 4]。粘弹铰模型则是应用了线弹性理论，将人膝关节模型视为线弹性铰。在这类模型中，考虑了膝关节处的肌肉、韧带等结构的速度相关的耗散特性。这类模型可参阅文献 [5]。

Lindbeck 模型<sup>[6]</sup>是一个典型的现象模型。在 1983 年，Lindbeck 为了分析股骨和胫骨的动力运动，将人体下肢模型模拟为一个双摆结构。其模型如图 1 所示。图中，上摆  $OA$  模拟股骨，其质心为  $G_1$ ；下摆  $AB$  模拟胫骨，其质心为  $G_2$ ；髌关节和膝关节均模拟为粘弹铰，其在矢状面内的旋转角分别用  $\theta$  和  $\psi$  表示，在矢状面内所承受的力偶则分别用  $M_0$  和  $M_A$  表示，这些力偶分别模拟了髌关节和膝关节处的软组织效应；而足部与胫骨的连接则视为固定连接，如图下部  $BC$  虚线所示，其中  $G_3$  为足部的质心；该模型模拟了当外力作用在足心（质心）时，下肢的双摆动力运动。

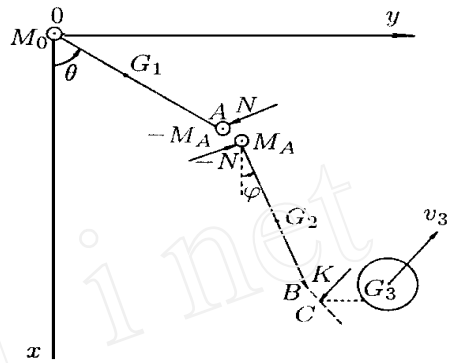


图 1 Lindbeck 将人体下肢模型设为一个双摆结构的模型<sup>[6]</sup>

## 2.2 人膝关节运动模型

描述人膝关节运动的模型可分为跟踪瞬心路径模型<sup>[7]</sup>、瞬心螺旋轴模型<sup>[8]</sup>和分析模型<sup>[9]</sup>。

在 1969 年，Freudenstein 和 Woo<sup>[7]</sup>确定了下肢  $0^\circ \sim 90^\circ$  伸展的瞬心路径。它有两个：一个在股骨上；另一个则在胫骨上。股骨的瞬心路径被近似为对数螺旋线，而胫骨的瞬心路径可被近似为几乎平行于胫骨平台的一条直线。由两条瞬心路径描述的人膝关节平面运动，可再现一个运动瞬心沿着另一个固定瞬心的滚动。许多其他研究者，也试图根据二维瞬心路径来描述复杂的膝关节运动，例如，Tamea 和 Hennings<sup>[8]</sup>，用瞬心路径的方法分析了轴心平移运动等。

Blacharski 等<sup>[9]</sup>应用摄像技术，计算了膝关节连续伸展角步长的瞬心轴。可是这种方法，由于仅研究了膝关节承载的一种特定方式，因此使它们的结果没有被广泛的应用。在 1979 年，Van Dijk 等<sup>[10]</sup>应用了 Blacharski 等<sup>[9]</sup>的运动数据，通过在股骨和胫骨的前后交叉韧带的插入区域标记的方法，计算了股骨-胫骨关节的运动变化。

在 1986 年，Hartfel 等<sup>[11]</sup>将瞬心和螺旋轴的概念延伸到三维的情形。当一个刚体相对于另一个刚体运动时，由于瞬时螺旋轴位置的连续改变而产生两个表面。这两个表面相互滚动和滑动，这样就确定了两个刚体间的相互运动。可是，Hartfel 等<sup>[11]</sup>应用 Suntay 等<sup>[12]</sup>的数据，仅能获得这些近似的螺旋轴表面。

描述膝关节运动的分析模型基本上由一组广义运动坐标系间的数学关系式组成。Crowninshield 等<sup>[13]</sup>假设胫骨相对于膝关节的中面轴旋转而建立了膝关节的运动分析模型。

尽管各种膝关节运动模型，在理解正常和非正常膝关节运动的过程中，起着重要的作用。但是，由于膝关节对外载荷的极为敏感性以及运动模型并不能确定作用在膝关节处的力等，而

使膝关节运动模型的应用受到了极大的限制。

### 2.3 人膝关节静力和准静力模型

大部分静力和准静力模型，用来确定膝关节结构处的力，如韧带张力、关节接触力等。也有一些模型，被建立来确定由活性肌肉收缩而引起的作用在膝关节处的活性力。在这类模型中，膝关节处的力通过关节接触面而传递。韧带张力、肌肉张力和关节接触力等共同传递关节处的力矩。在股骨和胫骨间作用力的合力是各韧带张力、各肌肉张力以及接触力等之和。这类模型的典型代表如 Hefzy 和 Grood 的模型<sup>[14]</sup>，如图 2 所示。

图中，ACL，PCL，MCL 和 LCL 分别表示前交叉韧带、后交叉韧带、正中韧带和侧向韧带，其张力分别用  $F_1$ ， $F_2$ ， $F_3$  和  $F_4$  表示； $P_1$  和  $P_2$  则分别表示股骨和胫骨相互啮合的接触力。

这样膝关节的平衡，则通过 4 个膝关节韧带张力和两个膝关节啮合接触力  $P_1$  和  $P_2$  来维持，如图 2 所示。若将空间坐标系  $O-XYZ$  定位于固定体胫骨上（如图 2 所示），则 6 个平衡方程可依以下矢量形式写为

$$F^n + P_1 + P_2 = 0 \quad (1)$$

$$r_T^n \times F^n + r_1 \times P_1 + r_2 \times P_2 = 0 \quad (2)$$

这里， $F^n$  和  $r_T^n$  分别是第  $n$  个韧带张力和其在胫骨插入点的位置矢量； $r_1$  和  $r_2$  则分别是两个接触力  $P_1$  和  $P_2$  作用点的位置矢量。在求解这组方程时，由于未知数个数大于方程个数而使问题不确定<sup>[14]</sup>。为了使这种不确定性降阶，而产生和发展了许多模型：一种是简化膝关节解剖结构以获得静定系统；另一种则是考虑了膝关节处的几何约束等。

综合起来，膝关节静力和准静力模型基本上可分为 4 类：第一类是用来确定在不同关节载荷作用下肌肉和韧带中的力的分布，这类模型参见文献 [15]；第二类模型则忽略了股骨与胫骨关节啮合的接触力，而每个韧带的张力做为关节位置的函数来确定，这类模型主要用来计算膝关节处韧带的伸长等，这类模型参见文献 [16]；第三类模型则是主要用来确定膝关节股骨与胫骨间的接触力和应力分布，这类模型忽略了韧带结构，而大部分模型都过于简化，这类模型可参见文献 [17]；第四类模型是较复杂的模型，在这类模型中既考虑了韧带张力又考虑了关节处的运动几何约束等，这类模型参见文献 [18]。

### 2.4 人膝关节动力模型

值得注意的是，研究膝关节的大部分生物力学模型都作了静力或准静力的假设，文献中仅有极少的基于解剖的膝关节动力模型。Moeinzadeh 等<sup>[19]</sup>在 1983 年第一个建立了解剖基人膝关节动力模型，Moeinzadeh 等的膝关节动力模型<sup>[19]</sup>如图 3 所示。

图中，FEMUR 为股骨，TIBIA 为胫骨；股骨和胫骨的啮合，则通过膝关节处的 4 个韧带（即：前交叉韧带 ACL、后交叉韧带 PCL、正中韧带 MCL 和侧向韧带 LCL）的张力实现，这

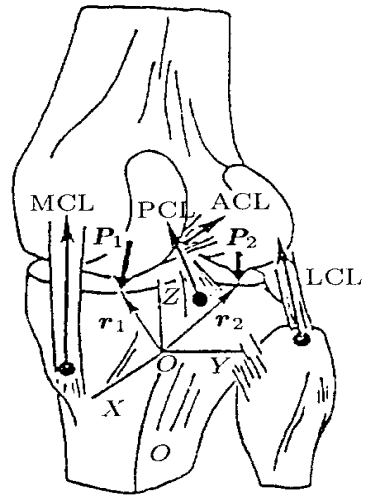


图 2 Hefzy 和 Grood 膝关节模型<sup>[14]</sup>

4 个韧带的张力则分别用  $F_1, F_2, F_3$  和  $F_4$  表示 (如图中标注); 股骨和胫骨的啮合为点接触, 且用  $C$  来表示, 则它们之间的啮合接触力用  $N$  来表示 (如图示);  $XOY$  为固定坐标系, 建在股骨上; 而  $X'O'Y'$  则为运动坐标系, 建在胫骨质心处. 该模型可模拟, 当胫骨受任意外载荷  $F_e$  和  $M_e$  (如图示) 作用时, 在股骨固定情况下, 胫骨相对于股骨的运动.

由于在 Moeinzadeh 等的膝关节动力模型<sup>[19]</sup>中股骨被固定, 因而它是一个固定膝关节模型. 他们的模型建立了胫骨的 3 个运动控制方程和 13 个描述胫骨运动的约束方程, 共 16 个非线性方程组, 来描述当膝关节固定时, 胫骨相对于股骨的运动. 由于 Moeinzadeh 等所建立的模型由一组高阶

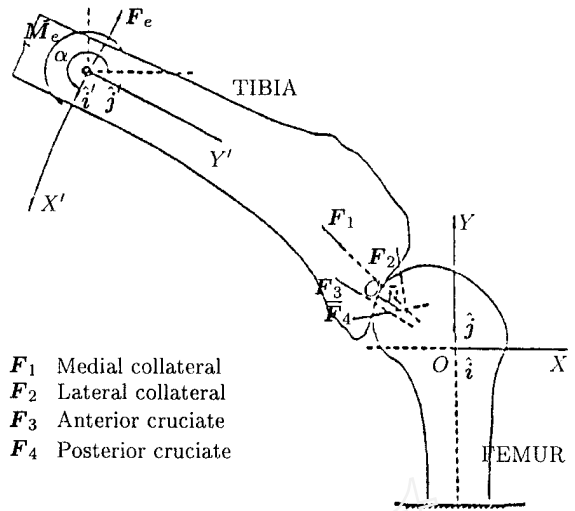


图 3 Moeinzadeh 等的二维固定膝关节动力模型<sup>[19]</sup>

非线性微分方程组组成, 因而结合采用了 Newmark 平均加速度技术和 Newton-Raphson 迭代技术来求解他们的问题. 这一模型可用来描述当膝关节固定时, 胫骨相对于股骨的相对运动并计算膝关节处的接触力等.

Wongchaisuwat 等<sup>[20]</sup>在 1984 年建立了另一个解剖基膝关节动力模型. 在这个模型中, 股骨再次被固定, 而胫骨被模拟为一个单摆, 以此来分析胫骨相对于股骨滑动和滚动的控制策略.

王西十等<sup>[21~23]</sup>在 1993 年释放了股骨, 从而建立了一个自由运动膝关节动力模型. 如图 4 所示.

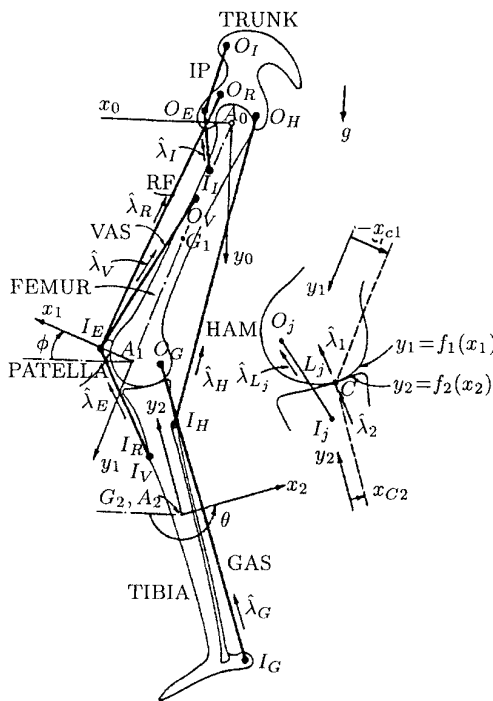


图 4 王西十等的二维自由运动膝关节动力模型<sup>[21~23]</sup>

图中, TRUNK 为躯干, FEMUR 为股骨, TIBIA 为胫骨, PATELLA 为髌骨; IP, RF, VAS, HAM 和 GAS 为将人体下肢的肌肉分为 5 个肌肉群, 来分别研究其对人体下肢的动力效应; 膝关节的啮合则通过膝关节韧带张力和下肢肌肉活力而实现;  $y_1 = f_1(x_1)$  和  $y_2 = f_2(x_2)$  分别表示膝关节啮合的股骨啮合曲面方程和胫骨啮合曲面方程.

在王西十等的模型<sup>[21~23]</sup>中, 共建立了一组共 5 个非线性微分方程, 来描述膝关节的自由运动. 其非线性方程组如下

$$[A] [\phi, \ddot{x}_{c1}, \ddot{x}_{c2}, N]^T = [Q_1, \dots, Q_5]^T \quad (3)$$

这里,  $[A]$  是一个  $5 \times 5$  的与位置矢量  $\phi$ ,  $x_{C1}$ ,  $x_{C2}$  相关的矩阵; 其中  $\phi$  和  $\phi'$  分别是髌关节和膝关节的屈伸角; 而  $x_{C1}$  和  $x_{C2}$  则分别是股骨与胫骨啮合和胫骨与股骨啮合的位置;  $[Q_1, \dots, Q_5]^T$  则是与以上位置矢量以及他们的一阶导数相关的力矢量. 王西十等应用了四阶 Runge-Kutta 技术求解了以上二阶非线性微分方程组.

王西十等的模型<sup>[21~23]</sup>可用来计算自由膝关节处股骨与胫骨的啮合接触力、膝关节处 4 个主要韧带的张力、下肢 5 个主要肌肉群的活力以及股骨与胫骨啮合运动的位移等.

以上这些解剖基膝关节动力模型都是股骨与胫骨二体啮合且在矢状面内运动的人膝关节动力模型.

### 2.5 股骨-髌骨-胫骨三体啮合人膝关节动力模型

大部分在膝关节模型中引入髌骨的模型, 都剔除了股骨与胫骨的啮合, 而仅考虑髌-股关节, 因而这类模型是不完整的膝关节模型. 这类模型通常使股骨固定, 以此来分析和确定髌-股关节的接触力以及髌骨相对于股骨的运动等. 这类模型可参见文献 [24].

在 1993 年, Tumer 和 Engin<sup>[25]</sup>建立了一个股骨-髌骨-胫骨三体二维膝关节动力模型 (该模型的原图由于不够清晰, 因而有兴趣的读者请直接参阅原文 [25]). 该模型模拟了当股骨固定时, 胫骨相对于股骨和髌骨相对于股骨的运动. 其中股骨与胫骨的啮合, 通过 4 个被模拟为非线性弹簧的膝关节韧带的张力实现; 而髌骨与股骨的啮合则通过膝关节肌腱的张力实现.

在 Tumer 和 Engin 的模型<sup>[25]</sup>中, 股骨再次被固定, 因而其仍是一个固定关节模型.

最近, 王西十等<sup>[26]</sup>再次释放了股骨, 从而建立了股骨-髌骨-胫骨三体啮合的自由运动人膝关节模型, 如图 5 所示.

图中, PELVIS 为髌骨, FEMUR 为股骨, TIBIA 为胫骨, PATELLA 为髌骨;  $y = f_{12}(x)$  和  $y = f_{21}(x)$  分别为膝关节啮合的股骨啮合曲面方程和胫骨啮合曲面方程;  $y = f_{13}(x)$  和  $y = f_{31}(x)$  则分别为膝关节啮合的股骨啮合曲面方程和髌骨啮合曲面方程; 膝关节的股骨-髌骨-胫骨三体啮合, 则通过膝关节处的 4 个韧带和膝关节肌腱实现.

值得注意的是, 目前所有的人膝关节动力模型都是二维 (大部分仅限于研究矢状面内) 动力模型. 而极少的三维人膝关节模型均是静力或准静力模型<sup>[27]</sup>.

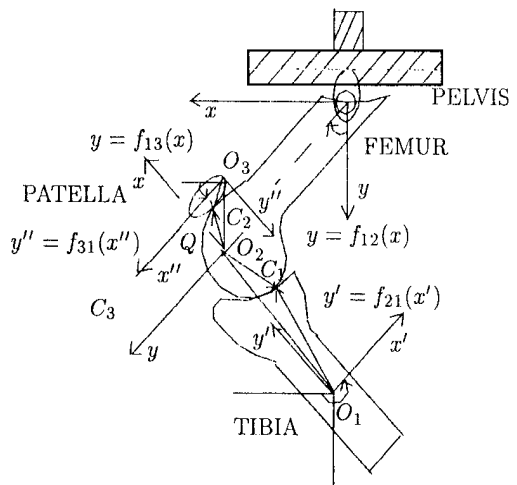


图 5 王西十等的三体自由运动膝关节模型<sup>[26]</sup>

### 3 结 论

(1) 目前用于研究人膝关节的大部分模型, 均属静力或准静力模型; 仅建立了极少的人膝关节解剖基生物动力模型, 且均属二维动力模型.

(2) 建立一个三维真实人膝关节生物动力模型是目前迫在眉睫的工作.

### 参 考 文 献

1 Weber W, Weber E. Mechanik der Menschlichen Gehrwerkzeuge, Part : U eber das Kniegelenk. Göttingen,

1936 , 161 ~ 202

- 2 Bresler B , Frankel J P . The forces and moments in the leg during level walking. *Trans ASME* , 1950 , 72 : 27 ~ 30
- 3 Smith G L . Biomechanical analysis of knee flexion and extension. *Journal of Biomechanics* , 1973 , 6 : 79 ~ 92
- 4 Serieg A , Arvikar R J . A mathematical model for evaluation of forces in lower extremities of the musculo skeletal system. *Journal of Biomechanics* , 1973 , 6 : 313 ~ 319
- 5 Pope M H , Crowninshield R , Miller R , Johnson R . The static and dynamic behavior of the human knee in vivo. *Journal of Biomechanics* , 1976 , 9 : 449 ~ 452
- 6 Lindbeck L . Impulse and moment of impulse in the leg joints by impact from kicking. *ASME, Journal of Biomechanical Engineering* , 1983 , 105 : 108 ~ 111
- 7 Freudenstein F , Woo S L . Kinematics of the human knee joint. *Bull Math Biophys* , 1969 , 31 : 25 ~ 43
- 8 Tamea C D , Hennings C E . Pathomechanics of the pivot shift maneuver : an instant center analysis. *Americal Journal Sports Medicine* , 1981 , 9 : 31 ~ 37
- 9 Blacharski P A , Somerset J H , Murray D G . A three-dimensional study of the kinematics of the human knee. *Journal of Biomechanics* , 1975 , 8 : 375 ~ 384
- 10 Van Dijk R , Huiskes R , Selvik G . Roentgen stereophotogrammetric methods for the evaluation of the three dimensional kinematic behavior and cruciate ligament length patterns of the human knee joint. *Journal of Biomechanics* , 1979 , 12 : 727 ~ 731
- 11 Hartfel M A , Lysdahl H J , Olson D G , Erdman A G . The use of screw/ axis surfaces in the three-dimensional analysis of the human kneejoint. In : Lantz S A , King A I , eds. 1986 Advances in Bioengineering. ASME , WAM , Anaheim CA , Dec 7 ~ 12 , 1986. 105 ~ 106
- 12 Suntay W J , Grood E S , Hefzy M S , Butler D L , Noyes F R . Error analysis of a system for measuring three-dimensional joint motion. *ASME, Journal of Biomechanical Engineering* , 1983 , 105 : 127 ~ 135
- 13 Crowninshield R , Pope M H , Johnson R J . An analytical model of the knee. *Journal of Biomechanics* , 1976 , 9 : 397 ~ 405
- 14 Hefzy M S , Grood E S . An analytical technique for modeling knee joint stiffness , part II : Ligamentous Geometric Nonlinearities. *ASME, Journal of Biomechanical Engineering* , 1983 , 105 : 145 ~ 153
- 15 Morrison J B . Bioengineering analysis of force actions transmitted by the knee joint. *BiorMedical Engineering* , 1968 , 3 : 164 ~ 170
- 16 Grood E S , Hefzy M S . An analytical technique for modeling knee joint stiffness , part I : ligamentous forces. *ASME, Journal of Biomechanical Engineering* , 1982 , 104 : 330 ~ 337
- 17 Minns R J . Forces at the knee joint : anatomical considerations. *Journal of Biomechanics* , 1981 , 14 : 633 ~ 643
- 18 Andriacchi T P , Mikosz R P , Hampton S J , Galante J O . A statically indeterminate model of the human knee joint. *Proceedings Biomechanics Symposium AMV-23* , 1977. 227 ~ 229
- 19 Moeinzadeh M H , Engin A E , Akkas N . Two-dimensional dynamic modeling of human knee joint. *Journal of Biomechanics* , 1983 , 16 : 253 ~ 264
- 20 Wongchaisuwat C , Hemami H , Buchner H J . Control of sliding and rolling at natural joints. *ASME, Journal of Biomechanical Engineering* , 1984 , 106 : 368 ~ 375
- 21 Xishi Wang , Nuri Akkas . Two-dimensional biodynamic model of the human femur-knee joint-tibia system. French : The 14th International Conference on Biomechanics , 1993
- 22 Wang Xishi . Two-dimensional biodynamic model of the human lower extremity. Ph D Thesis , Ankara , Turkey : Middle East Technical University , 1994
- 23 Turgut Tumer S , Xishi Wang , Nuri Akkas . A planar dynamic anatomical model of the human lower limb. *Biomedical Engineering* , 1995 , 7 : 365 ~ 378
- 24 Van Eijden T M G J , Kouwenhoven E , Verburg J , Wejjs W A . A mathematical model of the patello-femoral joint. *Journal of biomechanics* , 1986 , 19 : 219 ~ 229
- 25 Tumer S T , Engin A E . Three-body segment dynamic model of the human knee. *ASME, Journal of Biomechanical Engineering* , 1993 , 115 : 350 ~ 356
- 26 王西十 , 白瑞蒲 , Turgut Tumer S , Nuri Akkas . 股骨-胫骨-髌骨三体人膝关节啮合运动数学模型. *生物医学工程学* , 1998 , 18 (4)
- 27 Wismans J . A Three-dimensional mathematical model of the knee joint. Ph D Thesis. The Netherlands : Eindhoven University of Technology , 1980

# REVIEW ON BIOMECHANICAL MODELLING FOR HUMAN KNEE JOINT

Wang Xishi Bai RuiPu

Department of Mathematics , Hebei University , Baoding 071002 , China

**Abstract** Simulation of the response of human knee joints is an important area of biomechanics research. The artificial replacement and reconstructive surgery depend on the knowledge on the mechanical functions of the knee joints. In other disciplines such as sports medicine , crash protection , and vehicle design related applications an increasing interest is shown in the motions and forces in the human knee joint. In this paper , the progress and current situation of biomechanical models on human knee joint are reviewed , based on [ 1 ~ 27 ]. The results show that most biomechanical models of the human knee joint are static or quasi-static models , only a few of the knee models are biodynamic anatomically-based models and limited in the sagittal plane. Therefore it is important to develop a 3-D biodynamic anatomically-based model of the human knee joint.

**Key words** human knee joint , biomechanical model , femur , patella , tibia