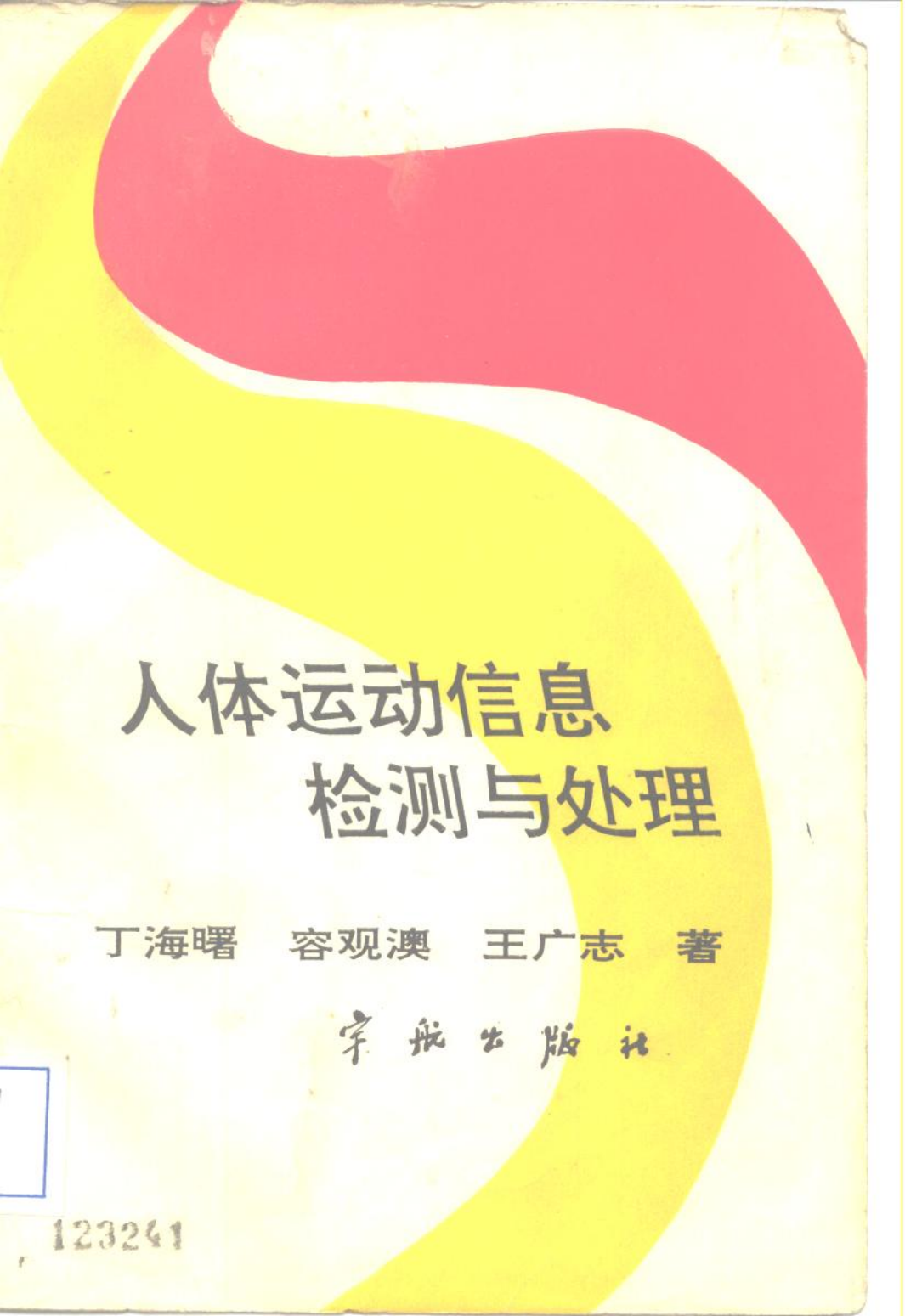




人体运动信息 检测与处理

丁海曙 容观澳 王广志 著

宇航出版社

123241

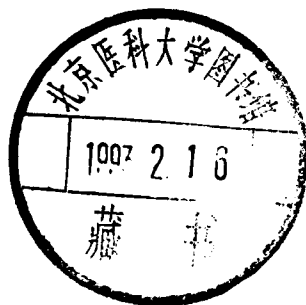
123241

DF03/05



人体运动信息检测与处理

丁海曙 容观澳 王广志 著



宇航出版社



A1C00958880

人体运动

内 容 简 介

人体运动信息检测及处理是许多领域必不可少的测试技术,是近代发展起来的一门新兴边缘学科。在载人航天、航空、航海、体育运动和竞技训练、康复、劳动保护等领域有着广泛的应用。

全书共分六章。前三章所述的是力学量的传感与检测、立体摄影测量的基本原理、肌电信号的检测与分析。后三章结合人体运动检测的特点介绍数据采集、平滑与滤波以及遥测和微存储技术。

本书可作为生物医学工程、康复工程、载人航天、运动生物力学专业的教科书或教学参考书,也可作为科技工作者的参考书。

人体运动信息检测与处理

丁海曙 容观澳 王广志 著

责任编辑:崔素言

*

宇航出版社出版

北京和平里滨河路1号 邮政编码100013

新华书店北京发行所发行

各地新华书店经销

北京密云华都印刷厂印刷

*

开本: 850×1168 1/32 印张: 10.125 字数: 270千字

1992年7月第1版第1次印刷印数: 1—1500册

ISBN 7-80034-425-8/TN·040 定价: 7.00元

前 言

人体运动信息检测与处理以人体运动作为研究对象。精确测量和分析人体在运动过程中的位移、速度、加速度、力及肌电信号，并对其进行处理和分析，是当代生物医学工程发展中的一项重要技术。

1986年，在日本政府的科学技术委员会主持下，由日本通产省和科学技术厅等有关部门召集日本著名科学家讨论后共同提出了一个“人类前沿科学计划”，这个计划一经提出，就得到各国知名学者的强烈支持和响应。在这个计划中，把人体运动功能检测技术列为一项关键性支撑技术，并指出：“人体的运动机制是极其巧妙的。例如一只手腕产生的持续力、瞬时力、富于精巧性的动作等，同感觉系统的神经功能密切相关，是非常富于启发性的研究对象。特别是从运动、动作、行为方面阐明神经系统的可塑性及其组织的功能，作为上述研究的支撑技术，需要开展人体运动功能检测的研究”。

人体运动信息检测及处理又是许多领域中必不可少的测试技术。体育训练目前正处在从经验走向科学的过渡阶段，对人体运动的认识由粗略走向精密。如何获得准确、及时、多方面的运动参数并利用这些参数是提高成绩的重要手段。在骨科和康复领域中，为了评价残疾、诊断疾病和鉴定康复器械的效果，客观而有效的方法就是进行步态分析和人体其它部位的功能评定。在航天、航空和航海等科学技术领域中，需要研究在特殊环境下（加速、振动、低气压、高噪声等）人体功能改变和损伤的情况，并探讨如何通过改善环境和锻炼身体来提高人的适应能力。在劳动保护和交通事故的分析中，为了合理设计保护装置与保护系统，

就需要了解受伤的力学过程以及人体组织和器官对于冲击力和加速度的承受能力。以上这些，都是人体运动检测技术的主要应用领域。

为完成一项具体的检测分析任务，需要三方面的条件。首先，要有测试仪器和设备。随着高技术发展，精确而灵敏的传感器、快速的数据采集和形象化的图形显示是重要的发展方向。第二，要掌握一些带有普遍性的数据处理方法。例如：对于原始数据的平滑和滤波；由二维位置信号解算三维位置信号；根据人体关节点位置确定人体质心位置等。第三，以可靠的数据作为基础，对人体功能进行分析。鉴于第三个问题是生物力学专家、教练员和医生们的专门课题，本书将不着重论述，而是把重点放在前两个问题上。

本书共分为六章，前三章所述的是力学量的传感与检测、立体摄影测量的基本原理、肌电信号的检测与分析。这些都是运动检测中的专门问题。后三章结合人体运动检测的特点介绍数据采集、平滑与滤波以及遥测和微存储技术。丁海曙编写了本书一、二、四、五章。容观澳编写了第六章及§1.7节。王广志编写了第三章并提供了或校核了计算机程序。袁国兴、梁小兵编写了§2.7节。丁辉承担了部分绘图任务。清华大学生物医学工程与仪器专业杨福生教授、周礼景教授审阅了本书的部分章节。

本书可作为载人航天、生物医学工程、康复工程、运动生物力学专业的教科书或教学参考书，也可作为科技工作者的参考书。

由于编者水平有限，加上编写时间仓促，错误缺点在所难免，敬请广大读者批评指正。

目 录

第一章 力学量的传感与检测	(1)
§ 1.1 人体运动检测中的典型问题	(1)
§ 1.2 人体运动的描述和人体模型	(2)
§ 1.3 简单而直接的测量仪器	(6)
§ 1.4 三维测力系统的工作原理	(9)
§ 1.5 正常人和肢体病残人质心运动分析	(17)
§ 1.6 二维高速影片摄影测量	(26)
§ 1.7 计算机-录像解析系统.....	(30)
§ 1.8 光电运动检测分析系统	(36)
1.8.1 SELSPOT系统	(37)
1.8.2 VICON系统.....	(42)
1.8.3 COD-3型运动分析系统.....	(45)
1.8.4 三种运动系统性能的比较	(46)
参考文献.....	(48)
第二章 立体摄影测量的基本原理.....	(50)
§ 2.1 立体摄影的基本概念	(50)
§ 2.2 立体观察	(52)
§ 2.3 基本摄影测量及其计算方法	(56)
§ 2.4 中心投影的构像方程	(59)
§ 2.5 直接线性变换的基本原理和解算方法	(66)
2.5.1 直接线性变换的基本方程	(67)
2.5.2 直接线性变换方法对像片误差的校正	(69)
2.5.3 间接平差方法的一般原理	(70)
2.5.4 直接线性变换的平差解法	(76)
§ 2.6 三维结果的图形显示	(84)
§ 2.7 直接线性变换的计算方法和软件编程	(87)

参考文献	(93)
第三章 肌电信号的检测与处理	(94)
§ 3.1 概述	(94)
§ 3.2 肌肉的解剖和生理基础	(97)
§ 3.3 肌肉收缩的电生理	(109)
§ 3.4 肌电信号检测的普遍问题	(122)
§ 3.5 肌电放大器设计	(148)
§ 3.6 肌电信号处理与应用简介	(168)
参考文献	(183)
第四章 数据采集	(187)
§ 4.1 采样频率的确定	(187)
§ 4.2 数据采集系统的构成及工作原理	(191)
§ 4.3 用6502汇编语言进行数据采集	(199)
§ 4.4 用于IBM-PC/XT计算机的Intel8088汇编语言	(212)
4.4.1 Intel8088微处理器	(213)
4.4.2 8088汇编语言的介绍	(219)
§ 4.5 用IBM-PC/XT实现运动信息的采集	(227)
参考文献	(239)
第五章 运动信息的平滑与滤波	(240)
§ 5.1 曲线拟合技术的基本概念	(240)
§ 5.2 非回归滤波	(243)
§ 5.3 回归滤波	(249)
§ 5.4 信号中的噪声及其消除方法	(253)
§ 5.5 巴特沃兹数字滤波器	(260)
§ 5.6 巴特沃兹数字滤波器计算机流程图	(269)
参考文献	(271)
第六章 遥测、微存储与数据显示	(273)
§ 6.1 概述	(273)
§ 6.2 数据的遥测	(276)
§ 6.3 微存储	(292)
§ 6.4 数据的显示	(301)
参考文献	(315)

第一章 力学量的传感与检测

§1.1 人体运动检测中的典型问题

人体运动过程中需要检测的力学量，主要是指各个时刻人体受力的情况，关节点和质心的位置、速度和加速度。为了使读者对于检测的概貌有所了解，以跳远为例予以说明。

跳远的全过程可分为踏跳前的助跑和踏跳后的跳跃两大阶段。图1-1给出了由二维摄影得到的计算机图形。在图中， l_1 为起跳距离，是指起跳的那个时刻，身体质心 c_1 与踏跳脚尖之间的水平距离。 l_2 为飞行距离，这是人体腾空之后质心水平移动的距离。

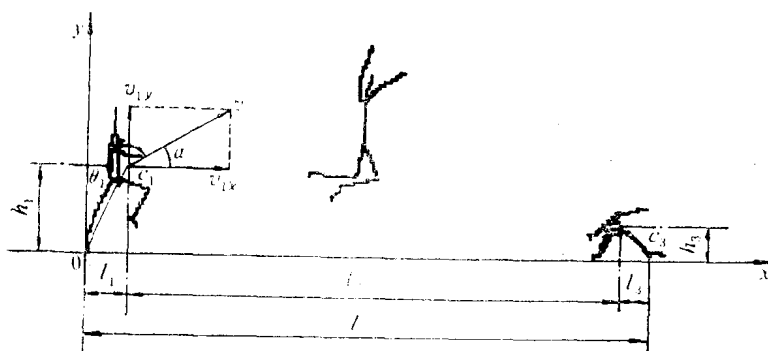


图1-1 跳远的跳跃阶段

离。 l_3 为落地距离，是指人体落地时身体质心与脚后跟水平方向的距离。跳远的成绩 l 由 l_1 、 l_2 、 l_3 三者之和来决定。对优秀运动员的大量统计表明， l_1 、 l_2 、 l_3 在成绩中所占的百分比分别为3.5%、88.5%和8.0%，显然 l_2 是其中的主要因素。人体腾空之后，只受地心引力的作用，质心在空中的运动是一个斜抛运动。

设 t_2 为腾空阶段经历的时间, v_{1x} 为质心的水平初速度, 于是有

$$l_2 = v_{1x} t_2$$

经过计算

$$\begin{aligned} t_2 &= (v_{1y} + \sqrt{v_{1y}^2 + 2g(h_1 - h_3)}) / g \\ l_2 &= v_{1x}(v_{1y} + \sqrt{v_{1y}^2 + 2g(h_1 - h_3)}) / g \end{aligned} \quad (1-1)$$

为了增加 l_2 , 一方面要通过增加 v_{1y} 和 $(h_1 - h_3)$ 来提高 t_2 ; 一方面要提高 v_{1x} 。为了增加 v_{1x} , 要求有较高的助跑速度。为了同时获得大的 v_{1x} 和 v_{1y} , 又要求蹬力足够大, 并有适当的角度, 对优秀运动员测定表明, 蹬角 θ_1 约为 21° 。为了增加 $(h_1 - h_3)$, 一方面是增加 h_1 , 它取决于踏跳时的人体姿式; 另一方面是减小 h_3 。 h_3 和人体落地时的姿态有关。尽管人体在空中无论做任何动作都不能改变质心的抛物线轨迹, 但是人体可以看成是一个多刚体系统, 空中有效的动作有利于调整落地时人体的姿态, 落地姿式应当是在不至于使臀部后蹲的前提下尽可能减小 h_3 , 也就是说, 着陆之前小腿应当由蜷曲然后转向前伸。

综上所述, 影响跳远成绩的因素可以归纳为: (1) 踏板的力、角度和准确性。(2) 助跑的速度。(3) 踏跳结束时人体质心的高度。(4) 落地前后身体的姿式和动作。为了科学地分析上述参数, 必须以精确的测量作为基础。对大量优秀运动员测量结果的平均值, 可以作为评判个别运动员动作优劣的依据。对于同一运动员技术动作的跟踪分析和及时反馈可以为不断改进技术动作指明方向。

还可以看出, 在运动分析中, 人体质心的参数(位置、速度等)至关重要, 在获得人体的整体运动信息之后, 怎样从中提取质心参数, 这是一个重要的课题。

§1.2 人体运动的描述和人体模型

人体运动的项目是多种多样的, 对于同一个项目, 也可以从

不同的角度来进行研究，这就要求我们对于研究的对象进行合理的抽象。当我们研究人体跑动的整体位移时，可以不考虑人体各部位间的相对运动，而把人体看成是质点。当我们研究举重时往往要集中力量分析杠铃的运动，从侧面看，其端点总是在一个平面上运动，这时，就应当把杠铃看成是质点的平面运动。当我们分析各种动作时，注意力就集中在对于姿式的分析上，这时候，人体各部分之间的相对位置就特别重要，将特定时刻各个关节点的位置连接起来，就能形成形像的棍图 (stick diagram)，见图1-1，这是分析许多问题的基础。在不少情况下，不仅要从运动学而且要从动力学来看问题，即研究力和运动的关系。合外力对于人体的作用总是体现在质心的运动上，因此当得知关节点位置之后，如何借助于人体模型求得质心位置，讨论质心运动的轨迹，就显得特别重要。

为了描述运动，还要根据具体问题选择合适的坐标系。通常采用的坐标系有以下三种：(1) 地面坐标系，用于分析相对于地面的运动，如跑、跳等。(2) 相对坐标系，用于观察人体运动过程中肢体之间的相对运动。例如，观察跑步时上臂与下臂之间夹角的改变。(3) 质心坐标系，坐标原点取在质心，三个轴指向固定方向。例如，分析跳水运动员的整体转动时就用这种坐标系。

根据国际惯例，可以通过质心定义三个相互垂直的平面（见图1-2），它们分别是横截面 (Transverse plane)、矢状面 (Sagittal plane) 和额状面 (Frontal plane)，这些名词在分析人体运动时经常都要用到。

人体是一个非常复杂的生物体，人体所完成各种动作的复杂性、多样性和完善性是什么最精密的机器也无法比拟的，所以直接对人体进行复杂的力学分析是很困难的，必须进行合理的简化。通常把躯干、肢体和头部都看成是规则形状的刚体，称之为环节，把关节看成是铰链，这样就把人体抽象成为由有限个刚体组成的刚体系。显然，这种做法只是考虑了由肌肉变形引起的结

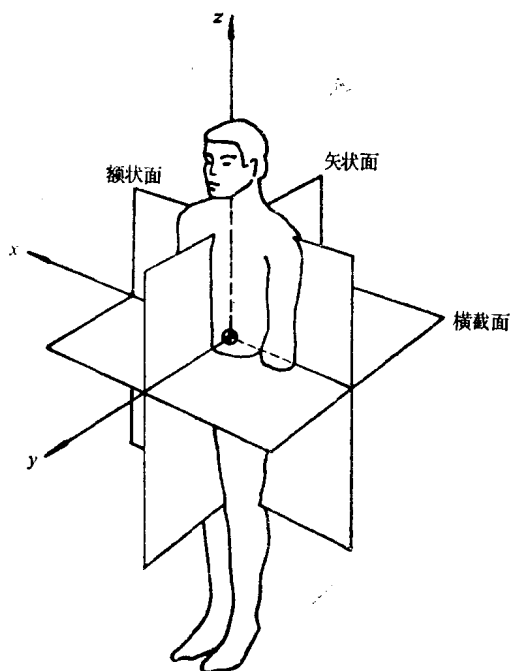


图1-2 质心坐标系

果，而不去追究肌肉施力过程中一些复杂的生物力学效应。用刚体系来表示人体，还必须同时给出一系列的规定和参数，其中包括：怎样划分环节，每个环节在人体总质量中所占的比重，每个环节的几何形状及质心位置等。当研究对象确定下来并知道其身高体重之后，我们就应当选择一种适当的刚体模型，并根据模型给出的经验系数，求出每个环节的质量、质心位置及转动惯量等。这个过程，称为环节模型的个体化过程。

究竟通过怎样的途径来获得比较符合实际的刚体系模型呢？这是百余年来许多解剖学家、生物力学家们一直在研究的问题。开始时，这种研究完全是建立在对于尸体进行解剖的基础上，由于尸体少，统计样本不足，因此又发展了种种活体测量的方法

(浸水法、摄影测量法、变换姿势测量法以及放射线同位素示踪法等)。但这些方法各有其局限性,要想直接测量活体的环节质量、环节质心位置是十分困难的,到目前为止,只有放射性同位素一项技术普遍得到认可。

目前常用的人体模型有:日本松井秀治人体模型、汉纳范(Hanavan)人体模型、苏联的人体模型、德国的人体模型、南非的人体模型等。鉴于日本的人体模型比起白种人更接近于中国人,对于我们比较适用。图1-3给出日本松井秀治模型对环节的划分方法,将人体分为15个环节,分别是:头、颈、躯干、左右上臂,左右前臂、左右手、左右大腿、左右小腿、左右脚。表1-1对男子和女子分别给出了环节参数。

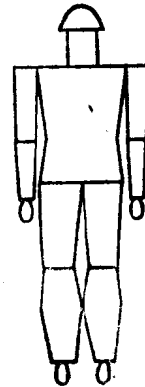


图1-3 松本秀治模型对环节的划分

前边已经提到,计算质心位置乃是运动检测中的重要课题。显而易见的是,如果人体各个关节点的位置知道,利用人体模型中给出的质心相对位置的经验数据就可以求出每个环节的质心位置。由于人体的总的质量知道,利用人体模型中环节相对质量的经验数据。就可以求得每个环节的质量。将上述两方面的结果代入到理论力学中计算质心的公式,即可求得整个人体质心的位置。由 N 个环节构成的人体质心公式为

$$\begin{aligned} x_c &= \sum_{i=1}^N m_i x_i / M \\ y_c &= \sum_{i=1}^N m_i y_i / M \end{aligned} \quad (1-2)$$

其中 x_c 、 y_c 为质心坐标, m_i 为第 i 个环节的质量, x_i 、 y_i 为第 i 个环节的坐标, M 为总质量。

表1-1 松本秀治模型的环节参数

环 节	环节相对质量		环节质心半径系数 ^①	
	男	女	男	女
头	0.044	0.037	0.63	0.63
颈	0.033	0.026	0.50	0.50
躯干	0.479	0.487	0.52	0.52
上臂	0.053(两侧)	0.051(两侧)	0.46	0.46
前臂	0.030(两侧)	0.026(两侧)	0.41	0.42
手	0.018(两侧)	0.012(两侧)	0.50	0.50
大腿	0.200(两侧)	0.223(两侧)	0.42	0.42
小腿	0.107(两侧)	0.107(两侧)	0.41	0.42
足	0.038(两侧)	0.030(两侧)	0.50	0.50

① 质心半径系数，是指由环节近侧端（或上端）至环节质心位置的相对距离。

§1.3 简单而直接的测量仪器

为了测定力学量，有时只需采用简单而直接的测量技术，秒表、皮尺和磅秤就是最简单而有用的工具。下面再介绍两种直接测量角度和加速度的仪器。

一、测角仪

这是一种用电位器原理构成的仪器，特别适用于关节角的测定。在使用时，测角仪的一个臂和一个肢干相连，另一臂则和另一个肢干相连。图1-4给出了当用测角仪测量膝关节处的夹角时实际安装情况及其等效电路。

恒定电压 E 加在电位器的两端，其活动端则随着角度 θ 的改变而在电位器上滑动，这样角度的改变就严格地和输出电压 v 成正比

$$v = k\theta \quad (1-3)$$

将这种测角仪直接输出的电压量送入计算机，就可以及时地

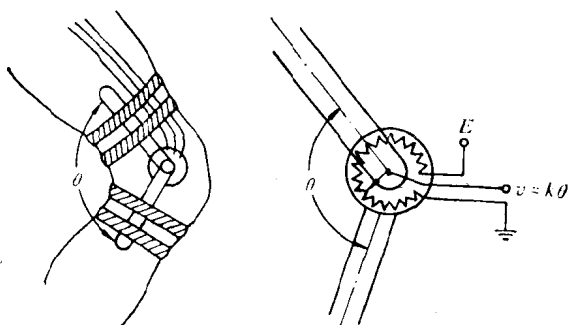


图1-4 测角仪的装置和等效电路

予以采集和显示。图1-5给出了用这种测角仪得到的人体步行时髋关节角度随时间的变化曲线。将转角传感器固定在受试者髋关节部位（一般是左侧），当人体直立时，转角传感器的两臂在一条直线上，此时在矢状面上的转角为0；当左腿前伸时，矢状面上的角度为正值并逐步达到正的极大。随着身体往前挺，转角减小，直立时为0；再向前走则左腿后伸，转角为负值，当右脚着地时，达到负的极值点；再移动左脚，则转角由负的极值通过0点，向正方向增大。

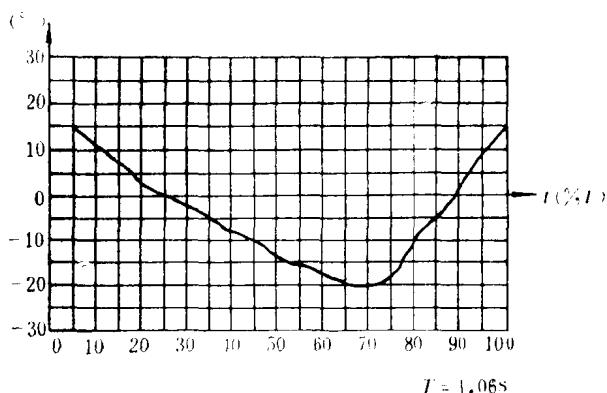


图1-5 步行时髋关节夹角随时间变化的曲线

二、加速度计

若电梯地板上放置质量为 m 的重物，当电梯具有数值为 a 的向上的加速度时，底板上将增加与加速度方向相反的力 F ($F = ma$)，因此由 F 的数值就可以求出 a 的大小。加速度计就是根据上述简单原理制成的，它以压电晶体或是电阻应变片作为压力传感器。使用时，将它固结在人体环节的待测点上，当这个点具有与传感器表面相垂直的加速度时，加速度计中的质量为 m 的小块将对于传感器表面施加作用力。当加速度方向逆转时，力的符号也改变。

图1-6给出了以电阻应变片为传感器的加速度计的原理图。当质量为 m 的小块所受的加速度为0时， $R_a = R_b$ ，精密调节平衡电位器，可使输出电压 $V = 0$ ，当加速度方向如图中箭头所示时，则 R_b 增加而 R_a 减小，1点的电位比2点高，输出电压大于零。反之则小于零。

一般情况下，加速度矢量与传感器表面不一定垂直，这时用上述方法只能得到加速度矢量在传感器法线方向上的分量，而切线方向的分量则无法得到。例如，在图1-7中，前、后两个腿上

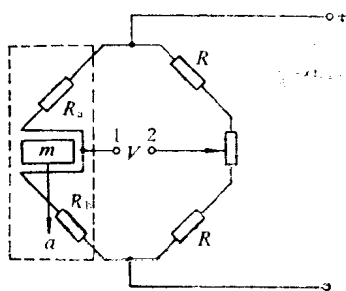


图1-6 加速度传感器的电桥电路

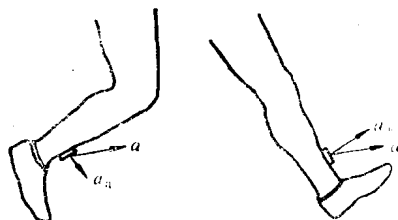


图1-7 一维加速度计只能测量加速度的法向分量

都安放了加速度计，尽管这两个点的加速度的大小是相同的，但是由于其在传感器法线方向上的分量 a_n 不相同，因此读数也不相同。显然，面状传感器只能对加速度进行一维量测。为了测量任意方向的加速度，必须将三个面状加速度计组合在一起，并让三个传感器的表面相互垂直。用这样方法得到的三个加速度进行矢量合成之后，即可得到总加速度。

虽然加速度计可以输出与加速度直接对应的电压量，属于直接量测方法，但是当待测点增加时，势必妨碍人的活动，给受试者带来不便。

§1.4 三维测力系统的工作原理

对受力情况的检测是人体运动检测的一个重要方面，其中用得最广泛的是三维测力系统。该系统由测力平台、信号调节放大器和计算机数据采集与处理装置三大部分所构成。当脚踏上测力平台时，就可以直接给出脚对台面的作用力的三个分量 F_x 、 F_y 、 F_z ，围绕 z 轴力矩 M_z （或围绕 x 、 y 轴力矩 M_x 、 M_y ）以及作用点坐标 a_x 、 a_y （见图1-8）。由于本系统和计算机相联，通过数据采集就可以得到上述参量随时间的变化。

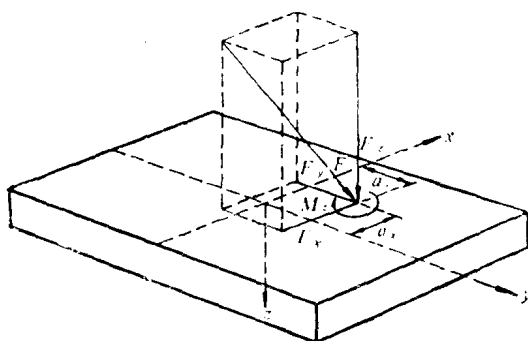


图1-8 三维测力台及其所测的力学参数

根据采用传感器的不同，三维测力系统又可以分为以石英压电晶体为传感器和以电阻应变片为传感器两大类。这两类的原理性框图相同，都如图1-9所示。

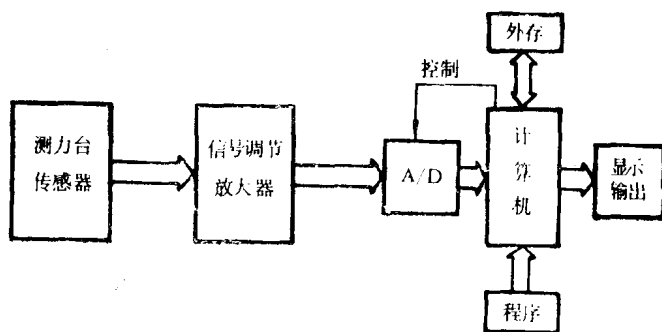


图1-9 三维测力系统构成

一、以压电晶体为传感器的测力平台

平台为长方形，由踏板和底座两部分构成，二者之间由安放在四角的圆柱形传感器支撑着，每个圆柱形传感器又由三片环状的石英压电晶体叠加在一起，见图1-10。这三片压电晶体由于其

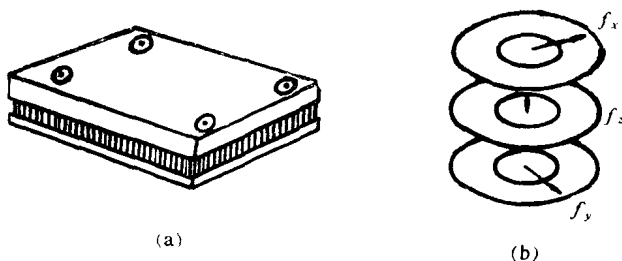


图1-10 以石英晶体为传感器的三维测力平台

(a) 测力台面；(b) 石英压电晶体传感器

切割方向各不相同，分别对 x 、 y 和 z 这三个不同方向的力产生压电效应。例如，最上方的那个环，当受到 x 方向的作用力 f_x 时，就会因为压电效应而在圆环的上、下表面产生电荷，而对 y 、 z 方