

参加全国第四届运动
生物力学学术会议论文

抓举动作模型和生物力学分析

北京体院

洪迪安

国家体委科研所

王云德 卢德明 艾康伟

中国科学院力学所 陶祖莱

A Model and Biomechanical Analysis
of Snatch

Hong Di-An, Beijing Physical Culture Institute

Wang Yun-De, Lu De-Ming, Ai Kang-Wei

National Research Institute of Sports Science

Tau Zhu-Lai, Institute of Mechanics, the

Academy of Sciences of China.

抓举动作模型和生物力学分析

提 要

本文建立的力学模型适用于举重技术的动力学分析。通过连续摄影和测力台的同步测量对模型进行了检验。同时,对两名运动员抓举过程的计算分析,展示了这一方法在评定、分析举重技术方面的作用。

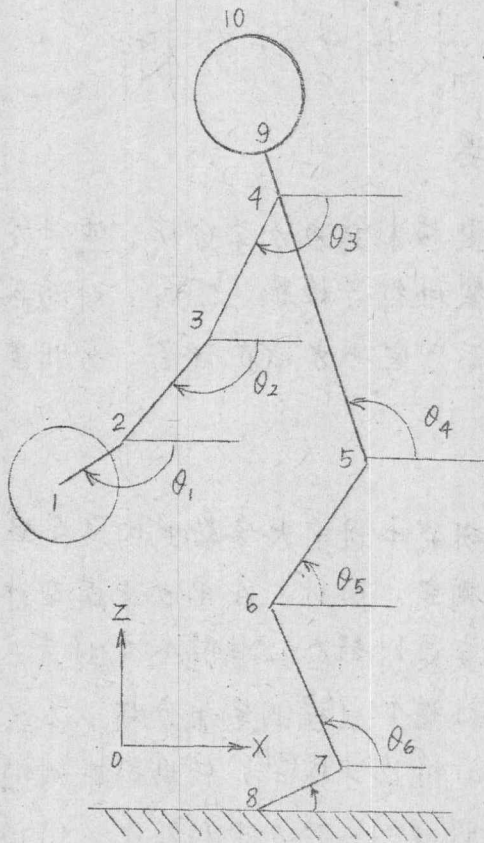
一. 前 言

在举重运动的运动生物力学研究中目前大多数的内容是运动学的分析和对外部支撑反力的测定、分析。在用力学模型计算人体内力和肌肉力矩方面,主要是对静态和准静态下的某一时刻的分析计算,缺少对举重运动整个过程的定量分析。本文提出一个研究举重运动的七环节二维力学模型,从摄影得到的关节中心位移数据计算出各关节肌群的有效力矩和肌肉力的功率以及系统机械能的变化,用以对举重运动过程作较深入的生物力学分析。在目前尚无可靠方法对肌肉力进行准确测定的情况下,本文为评定、改进举重运动技术提供了一个定量研究的方法。

二. 方 法

如图1所示,各环节端点序号为1~10,各环节角度坐标为 Q_i ($i=1, \dots, 7$),逆时针方向为正。各符号意义说明如下:

- m_i —— 环节质量;
- W_i —— 环节重量;
- a_i —— 环节质心加速度;
- \ddot{Q}_i —— 环节角加速度;
- x_i, y_i —— 环节端点坐标;



U_i, V_i —— 环节质心坐标;
 R_i —— 环节间的相互作用力;
 M_i —— 环节间的力偶矩;
 I_i —— 环节的本体转动惯量。

图2所示为第 i 个环节和第 $i+1$ 个环节的受力分析。由此我们得到计算各内力和力偶矩的方程组(投影形式)。

图 1

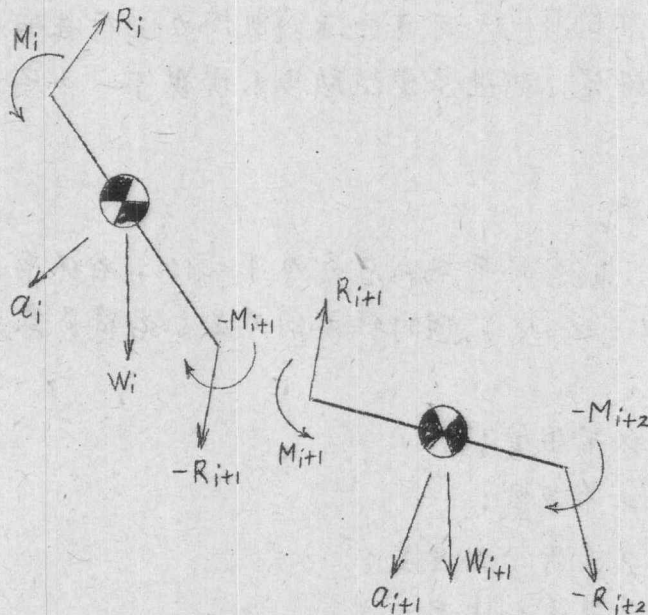


图 2

$$\begin{cases} R_{ix} - R_{(i+1)x} = m_i a_{ix} \\ R_{iz} - R_{(i+1)z} = m_i a_{iz} \\ M_i - M_{i+1} + (x_i - u_i) R_{iz} + (z_{i+1} - v_i) R_{(i+1)x} - \\ - (x_{i+1} - u_i) R_{(i+1)z} - (z_i - v_i) R_{ix} = I_i \ddot{\theta}_i \end{cases} \quad (1)$$

本模型有以下几个特点：

1. 第1环节包括手和整个杠铃，它们的重心近似地确定在杠铃片的圆心。由于杠铃片和杠杆间的摩擦可忽略不计，因而杠铃的转动惯量近似为零。

2. 一般模型均以环节的角度坐标来确定人体的几何构形，将环节当作长度不变的刚体。但在实际举重过程中，人体四肢在摄影平面上的摄影长度变化较大，如本文的实例中运动员前臂实际长度为25.7厘米，而影片中的最小长度为15.2厘米，上臂长度在影片中的变动范围为21.7~11.3厘米（真实长度为24.8厘米）。为了提高模拟计算的准确度，我们以关节中心点的坐标确定人体几何构形，因而环节长度是按实际投影长度的改变而改变的。

3. 第7环节足所受外力 $-R_8$ 的实际作用点并不总是在足尖位置上，因而有一个作用力中心的问题。我们从计算中的 R_8 和 M_8 出发可计算出这个作用力中心，如图3所示，作用力中心与环节质心的距离为 S ，则：

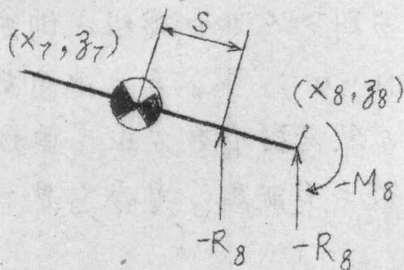


图3

$$S = M_8 / \left(R_{8z} \sqrt{1 + \left(\frac{\dot{z}_8 - \dot{z}_7}{x_8 - x_7} \right)^2} + R_{8x} \sqrt{1 + \left(\frac{x_8 - x_7}{\dot{z}_8 - \dot{z}_7} \right)^2} \right) \quad (2)$$

4. 肌肉力的功率(爆发力)是动作技术的一个重要特征量, 由于模型所考虑的是联系两个相邻环节的所有肌群的总机械效应, 因而在计算某一关节处肌群有效功率时, 采用以下的计算公式:

$$P_i = M_i \dot{\theta}_i - M_i \dot{\theta}_{i-1} + R_{ix} \dot{x}_i - R_{ix} \dot{x}_{i-1} + R_{iz} \dot{z}_i - R_{iz} \dot{z}_{i-1} \quad (3)$$

按这一方法计算的功率反映了肌群在举重过程中的工作特点和有效贡献, 其值的变化和运动解剖学, 运动生理学中关于环节屈、伸以及肌肉的克制工作, 退让工作的提法相一致。

三. 结果

我们用摄影和测力的同步装置对两名运动健将的抓举过程进行测定。甲为 52 公斤级, 体重 55 公斤, 抓举重量 90 公斤, 为其最好成绩的 85.7%, 摄影采用每秒 32 格的频率, 从正侧面拍摄。乙为 110 公斤级, 体重 104 公斤, 抓举重量为 120 公斤, 为其最好成绩的 82.8%, 采用斜侧面摄影, 主光轴与正侧面的垂线成 16.5° 的角, 频率为每秒 53.5 格。图片分析时每隔一张取一个画面。甲为 44 张, 乙为 64 张。

图 4 是甲运动员的实测和计算结果。图中横向数字是画面序号。 Z_i 为杠铃中心的竖直坐标, 单位米 (m), \dot{z}_i 为其速度, 单位米/秒 (m/s)。 E_k 和 E_p 分别为人和杠铃组成的系统的动能和势能, 单位是牛顿·米 (N·m)。 R_z 表示地面支撑反作用力, 单位用牛顿 (N)。M 表示肌肉群有效力矩, 单位是牛顿·米 (N·m)。图中实线 H 是髋关节肌群, 虚线 S 是肩关节肌群, 圆点线 K 是膝关节肌群。

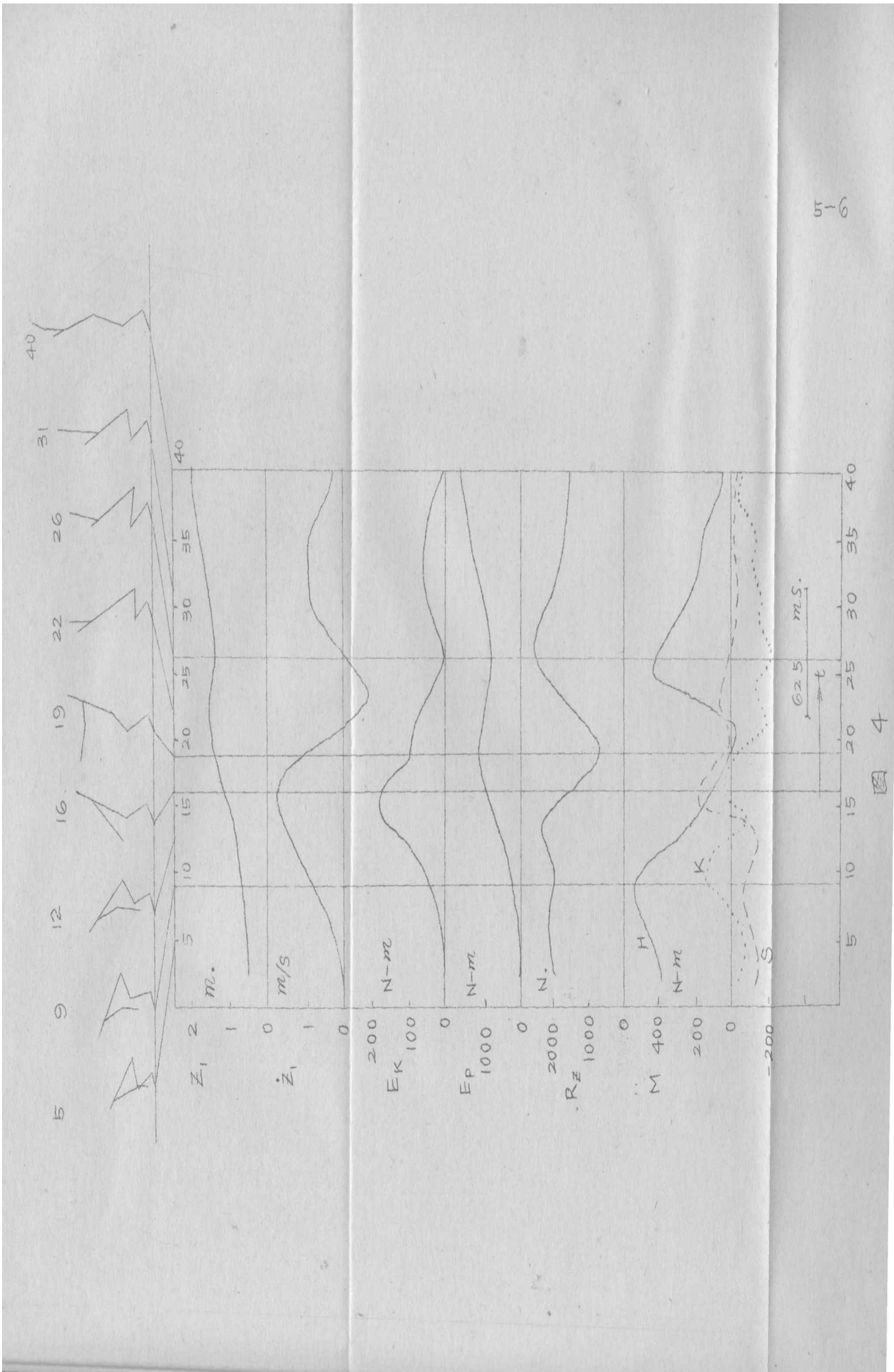


图 4

序号16为杠铃上升最大速度,此时肩关节肌群力矩出现最大值,膝关节力矩也出现峰值,系统动能达到最大峰值点。序号19为系统势能的峰值点,此时反力 R_z 下降到最小值,肌肉功率降为零。序号26点是系统动能和势能的低峰点,反力 R_z 出现第二次峰值。由人体姿态和这些动力学量的对照分析,我们可以看到许多动作技术的个体差异,尤其是分析肌肉功率的变化情况。

图5画出了肩、髌、膝三部分主要肌肉群的功率曲线,可以清楚地看到各肌群工作状态的变化和发力顺序及大小。文献[1]

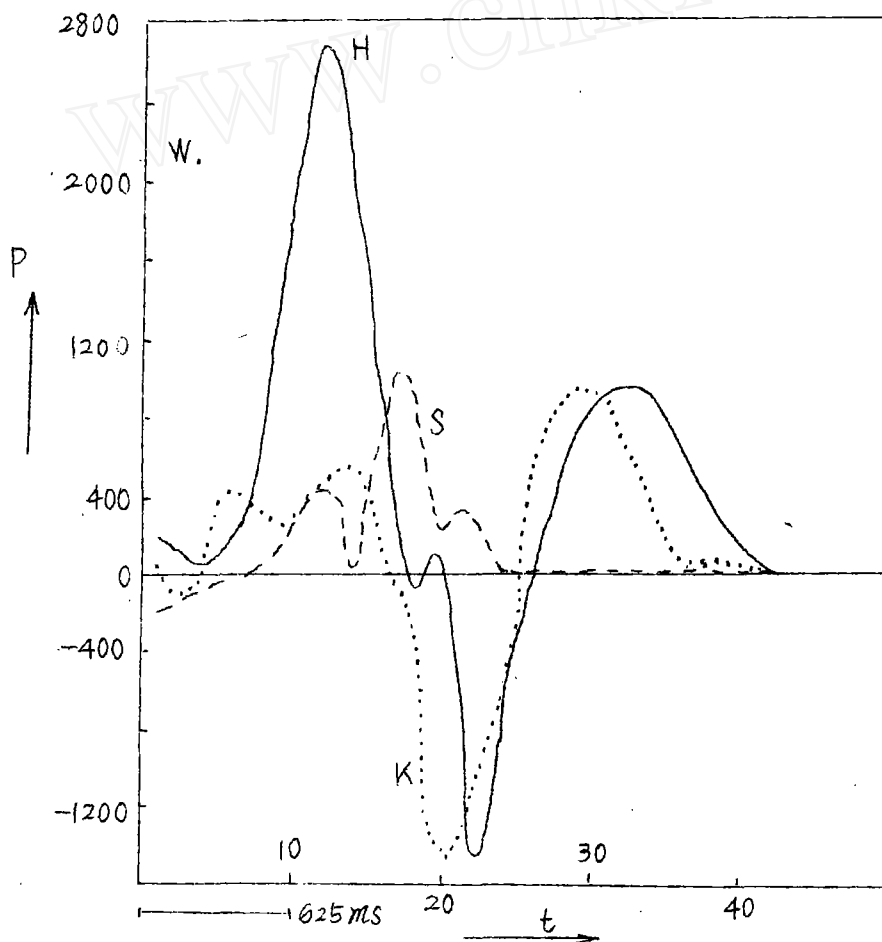


图 5

以测力曲线的第一峰值点(如本例图4中 R_z 的序号13点)的反力值作为一个运动员的爆发力特征值。我们知道爆发力的含义是功率的概念,因而反力值不是功率值,而且最大反力时刻也不一定是最大爆发力出现的时刻。水平接近的运动员测力曲线往往十分接近,难于详细深入的评定其技术上的特征和差异。因此我们认为以肌肉功率的某些特征值和各肌群功率值峰值点出现的顺序和时相更能深刻地反映技术动作的本质特征。

图5中表明提铃发力阶段肌肉爆发性克制工作以髋关节肌贡献最大,其最大功率达到2600瓦左右(约3.5马力)。当髋膝肌群转向退让性工作时,肩关节肌加大了克制工作,这一发力顺序和举重理论中阐明的用力顺序是一致的。本文的计算为这一原则给出了用力时相及用力大小的定量化描述。

举重发力点的掌握是十分重要的技术,本文的计算方法对于确定发力点和评定发力点的合理性方面提供了较为准确的手段。

在这一图中我们还可以看到下蹲过程中髋、膝肌群的退让工作强度大致相同。膝关节肌群在起立过程所作的有效功稍大于提铃发力阶段,而和起立过程中髋关节肌的贡献大致相等。

图6是甲(以实线表示)和乙(以虚线表示)两人抓举中某几个力学量的比较。我们将两人抓举动作在势能第一峰值点时刻对齐,图上表明两人的动能和势能低峰点时相是一致的,不同之处在于:甲的 Z_1 第一峰值出现较早;乙的动能有明显的两个峰值,这是因为他的肩关节肌群在髋、膝爆发用力之后接着以较大的力量爆发性用力使杠铃再次加速上升,他的肩关节肌力在绝对量值上和相对量值上(与髋关节肌力比较)都比甲要大得多。以上动作的力学特征不仅反映了不同重量级抓举技术的不同特征而且也显示了动作技术的个体特点。

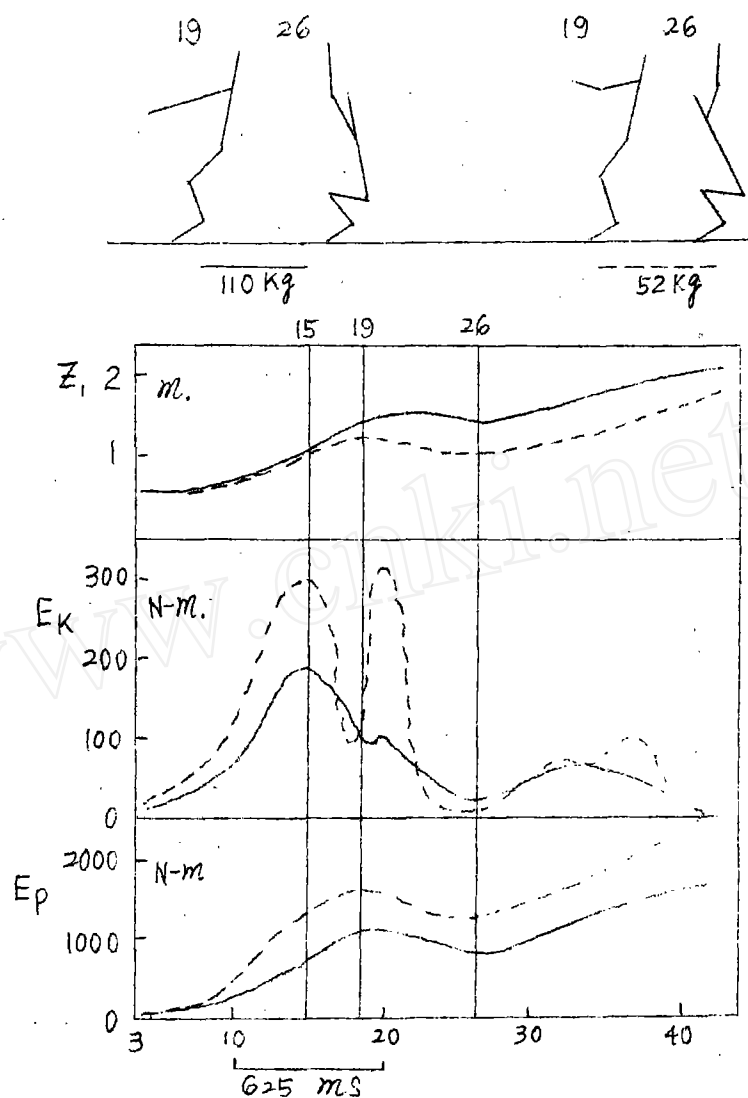


图 6

此外，在势能的高峰和低峰时刻（序号19和26）两人对应的动态姿势有明显不同，这主要表现在手臂位置不同，乙的提铃高度低于甲。

提铃高度的最低限是由运动员的人体测量学参数所决定的，合理的抓举技术要求提铃高度尽量地接近最低限。实际情况表明随着负荷的增加提铃高度就随之降低[3]。甲、乙两人的抓举，本例中是他们各自最好成绩的82.8~85.7%，由此可见，

乙的技术在这一方面优于甲。

四. 讨论

(一) 图7中虚线是测力台对甲运动员抓举中的支撑反力的实测结果, 实线是本文计算所得反力值。两个主要峰值点的最大误差为28公斤, 最大相对误差为13.2%, 最低点偏高21公斤。误差的原因除了原始数据的误差和数据平滑的衰减之外, 还有环节重量分布, 环节重心位置等数据所造成的误差。

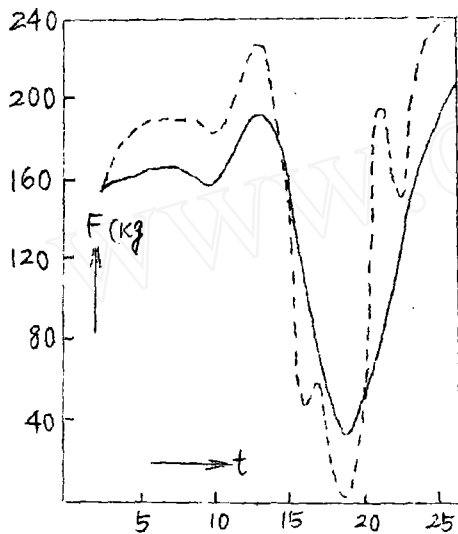


图7

(二) 肌肉力矩量值上的误差尚无办法检验确定, 但从抓举的肌电描记图上^[2]可以定性地了解计算值是否反映了真实肌力的工作状况。图8中D, Q, JA和JU分别表示抓举中三角肌, 股外侧肌, 胫前肌和股后屈小腿肌的肌电发生情况; Z表示杠铃中心竖直位移, 实线为本文的结果, 虚线为文献^[2]的结果, 二者比较一致。

图下部为甲运动员肩、髋、膝肌群力矩。

五. 结论

抓举运动的提铃发力阶段爆发力主要来自髋关节肌群, 其次是肩关节和膝关节肌群的贡献。膝关节肌群的爆发力瞬时值比髋关节的小, 但它以衡定的值在这一阶段持续工作。

评定抓举技术使用各主要肌群的功率值作为特征量比仅仅使用支撑反力值更为合理和准确。在尚无办法实测举重运动中肌肉力量的情况下, 使用本文的方法可以获得有关的动力学量, 用以对举重过程作定量的描述, 并且具有一定的可靠性。

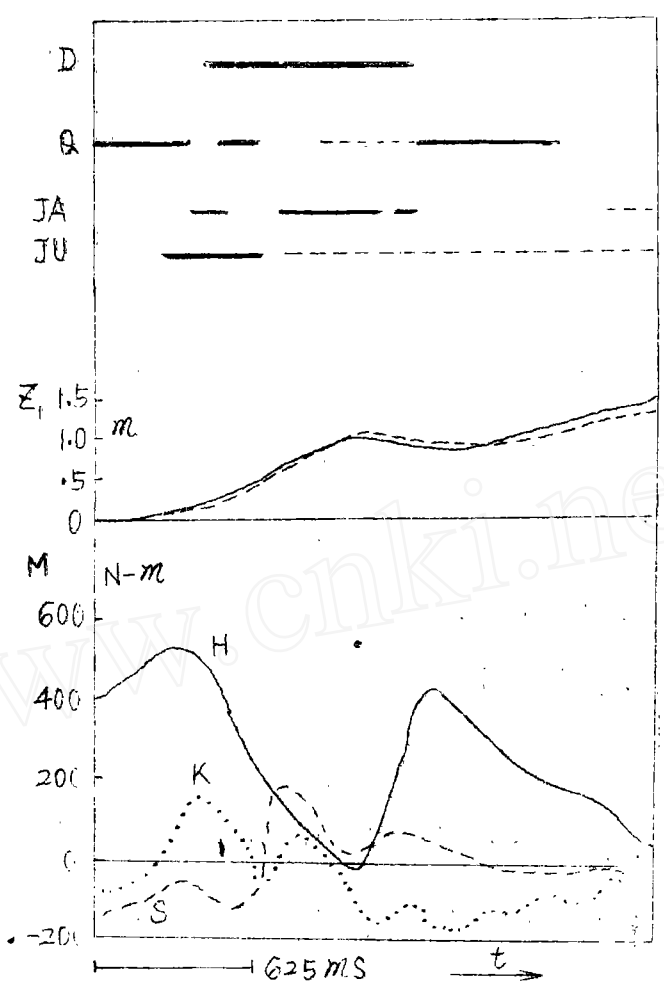


图 8

本文的方法可用于评定、改进和发展举重技术的研究中，并为采用计算实验的方法解决举重技术的优化问题提供了一个基础。

参考文献

[1] 体育学院、系“举重”编写组编，举重，人民体育出版社，1978。
 [2] Connan A., Moreaux A. and Van Hoecke J., Biomechanical Analysis of the Two-hand Snatch, Biomechnies VII, 1979。

- [3] Breniere Y., DO. M. C., Gatti L. and Bouisset S.,
A Dynamic Analysis of the Squat Snatch,
Biomechanics VII, 1979.
- [4] Chaffin Don. B., A Computerized Biomechanical
Model—Development of and Use in Studying Gross
Body Actions, J. Biomech., Vol. 2, PP429-441,
1969.
- [5] Ayoub M. M. el, Models for Lifting Activities,
Biomechanics IV, 1973.
- [6] (美) 罗拉德, F. 等, 举重运动员的 腱断裂的动力分
析, 北京体院“体育教学参考资料”1980 年第3期。
- [7] 抓举下蹲前提铃技术的生物力学分析, 北京体院科学论文
选集, 1962—3.

1983年9月