

上海交通大学  
SHANGHAI JIAOTONG UNIVERSITY

硕士学位论文  
MASTER'S THESIS

论文题目 基于光学运动捕捉系统的人体肩关节运动学分析  
及肩肱节律研究

学科专业 外科学（骨外科）

作者姓名 吴腾飞

指导教师 汪方

答辩日期 2016 年 5 月

二〇一六年四月

## 学位论文原创性声明

本人郑重声明：所呈交的学位论文，是本人在导师的指导下，独立进行研究工作所取得的成果。除文中已经注明引用的内容外，本论文不包含任何其他个人或集体已经发表或撰写过的作品成果。对本文的研究做出重要贡献的个人和集体，均已在文中以明确方式标明。本人完全意识到本声明的法律结果由本人承担。

学位论文作者签名：吴腾飞 日期：2016年4月20日

## 学位论文版权使用授权书

本学位论文作者完全了解学校有关保留、使用学位论文的规定，同意学校保留并向国家有关部门或机构送交论文的复印件和电子版，允许论文被查阅和借阅。本人授权上海交通大学可以将本学位论文的全部或部分内容编入有关数据库进行检索，可以采用影印、缩印或扫描等复制手段保存和汇编本学位论文。

保密☐，在\_\_\_年解密后适用本授权书。

本学位论文属于

不保密☐.

(请在以上方框内打“√”)

学位论文作者签名：吴腾飞

日期：2016年4月20日

指导教师签名：丁珍

日期：2016年4月20日

# 基于光学运动捕捉系统的人体肩关节运动学分析及 肩肱节律研究

## 摘要

理解肩胛骨和肱骨在上肢上举过程中的正常运动特点、相互协调关系及其对整个肩关节运动的贡献,对于诊断、评估肩关节相关疾病,制定手术规划或者保守治疗方案,以及康复训练计划等是非常必要的。随着我们对肩关节运动学理解的加深,以及病人对于预后的需求,光学运动捕捉技术的不断发展成为活体肩部运动学研究的有力工具,为肩关节提供有价值的运动学数据,将会是病人负担得起的、临床易于实现的一种定量分析肩关节运动学的方法。

我们使用肩峰标记群装置(AMC)来记录肩胛骨运动,以减小皮肤软组织伪影(STA)的影响。基于光学的运动捕捉系统,使用皮肤粘贴反光标记点与 AMC 的方法,完成肩关节运动学分析。主要内容:(1)使用肩胛骨定位装置(SL)作为对照,验证 AMC 的精度和可靠性,同时评估 AMC 测试与重复测试之间的可靠性;(2)描述并比较肩胛胸关节和盂肱关节以及肩肱节律在上肢外展和前屈下的差异,并计算肱骨和肩胛骨在整个上肢上举过程对肩关节运动所做贡献。

总体上来说,用 AMC 测量肩胛骨运动与用 SL 方法结果近似。AMC 可以动态不受限制地记录肩胛骨三维运动。所以可以使用 AMC 方法作为运动捕捉系统的一部分来评估肩关节功能运动。整体肩关节

运动包含了多个关节旋转，确保这种多关节的运动能够协调偶联完成上肢上举动作。

总之，这种新颖的技术为进一步理解肩关节病理学开创了新的视野，并且为分析大范围肩关节运动尤其在体育运动中的运动学分析挖掘新的可能。

**关键词：**运动学，肩关节，盂肱关节，肩胛胸关节，肩肱节律，运动捕捉

# **Analysis on shoulder kinematics during arm elevation based on optical motion capture system and study on scapulohumeral rhythm**

## **ABSTRACT**

A solid foundation of knowledge about the kinematics characteristics and coordinated movement of normal scapular and humerus motion during humerothoracic elevation, as well as the contribution of the scapula and the humerus to the overall shoulder elevation, is important when recognizing, evaluating, planning surgical stabilization approaches, assessing patients with shoulder motion abnormalities, designing restorative treatments, or planning conservative rehabilitation exercises for pathologic conditions. As our understanding of scapular kinematics continues to evolve and the needs for patient outcomes relative to these areas changes, the optical motion capture system will continue to provide an affordable and accessible means for quantifying shoulder and scapular kinematics.

The AMC was used to record the scapular movement in order to reduce the effect of STA. The shoulder kinematics was performed based on the optical motion capture systems using skin-mounted markers and AMC. The main contents can be included in: (1) In order to assess the accuracy and validity of AMC, kinematics obtained with the AMC were

compared to simultaneous SL recordings in a series of postures. The test/retest variability of replacement of the AMC was also assessed. (2) Describe and compare scapulothoracic joint, glenohumeral joint and the scapulohumeral rhythm across different plane of elevation(forward flexion and coronal plane abduction). Meanwhile, we will quantify the contribution of the scapula and the humerus to the whole shoulder elevation.

In conclusion, there was no significant difference between the AMC and SL. AMC allows dynamic and unconstrained recording of scapular motion. We could the use of an AMC as part of motion capture protocols evaluating shoulder functional movements. Overall shoulder motion consists of substantial angular rotations at each of the four shoulder joints, enabling the multiple-joint interaction required to elevate the arm overhead.

In brief, this original technique may open new horizons leading to improved understanding of shoulder pathologies and opening up new possibilities of analyzing large ranges of shoulder motion, for instance during sports movements.

**KEY WORDS:** kinematics, shoulder, glenohumeral joint, scapulothoracic joint, scapulohumeral rhythm, motion capture

# 目录

摘要.....	I
<b>Abstract.....</b>	<b>III</b>
目录.....	V
<b>第一章 绪论.....</b>	<b>1</b>
1.1人体肩关节运动学分析课题研究意义.....	1
1.2人体肩关节运动学分析研究现状.....	2
1.3肩肱节律研究现状.....	4
1.4光学运动捕捉系统的应用.....	6
1.5基于光学运动捕捉系统的人体肩关节运动学分析相关问题.....	8
1.5.1皮肤软组织伪影.....	8
1.5.2肩关节三维运动的描述.....	10
1.6本文研究目的与主要内容.....	12
1.6.1研究目的.....	12
1.6.2主要内容.....	12
<b>第二章 AMC用于记录肩胛骨运动的有效性 &amp; 运动学评估.....</b>	<b>13</b>
2.1引言.....	13
2.2材料与方法.....	14
2.2.1受试者及分组方案.....	14
2.2.2测试设备及实验仪器.....	15
2.2.3实验步骤.....	21
2.3 数据处理和分析.....	37

2.4 结果.....	37
2.4.1 有效性研究组.....	38
2.4.2 可靠性研究组.....	40
2.5 讨论.....	41
2.6 总结.....	44
第三章 盂肱关节和肩胛胸关节在上肢上举过程中运动学分析及肩肱节律的研究.....	45
3.1 引言.....	45
3.2 材料与方法.....	49
3.2.1 受试者.....	49
3.2.2 测试设备及实验仪器.....	52
3.2.3 实验步骤.....	52
3.3 数据分析.....	54
3.3.1 基于各个骨性标记点及坐标系的建立.....	56
3.3.2 肩胛胸关节和盂肱关节的局部坐标系和运动.....	59
3.4 统计方法.....	60
3.5 结果.....	60
3.5.1 初始位置下的角度.....	60
3.5.2 肩肱节律.....	61
3.5.3 盂肱关节运动.....	64
3.5.4 肩胛胸关节运动.....	66
3.6 讨论.....	67



3.7 总结.....	70
参考文献.....	71
攻读硕士期间发表或录用的论文.....	77
致谢.....	78

# 第一章 绪论

## 1.1 人体肩关节运动学分析课题研究意义

肩关节功能的实现依赖于肩胛骨和肱骨的协调运动<sup>[1]</sup>。恰当的肩胛骨运动和必要的稳定性对于肩关节正常的功能活动是至关重要的<sup>[2, 3]</sup>。肩胛骨不仅要充当盂肱关节功能性运动的稳定性基座，同时还要做大范围的弧形运动。上肢上举这一动作要求肩胛骨保持最佳的肌肉长度-张力关系，以及和盂肱关节的偶联。当由肩胛骨稳定肌肉控制的肩胛骨位置出现改变，盂肱关节的稳定性及功能就会遭到破坏<sup>[1, 4, 5]</sup>，进而导致肩关节撞击<sup>[6]</sup>、肩袖病变<sup>[7]</sup>、冻结肩<sup>[8]</sup>以及肩关节不稳<sup>[9]</sup>等问题。考虑到肩胛骨在肩关节功能中的重要作用，具备检查肩胛骨和肱骨协调性运动或者说是肩肱节律（scapulohumeral rhythm）的能力，在临床上具有深远意义。

肩部的各种创伤和疾病在不同程度上影响着肩关节运动性能，动态测量活体肩关节运动学对于更好的理解肩关节病理学及运动损伤至关重要。然而，肩关节的构成非常复杂，对其进行生物力学描述也相当困难，由于肩部复杂的解剖以及较大的活动范围，使得深入理解存在很大挑战。既往基于静态和动态的肩关节运动学测量技术，无法真实呈现运动过程中肩部各组织结构的分工协作关系，使得肩部的运动学研究远远滞后于临床需求。近年来，随着光学运动捕捉技术的不断发展，使其成为活体肩部运动学研究的有力工具，可以为肩关节提供有价值的运动学数据，通过这种外部测量系统可以获取关节的位移

值和旋转角度值。这种新颖的技术为进一步理解肩关节病理学开创了新的视野，并且为分析大范围肩关节运动尤其在体育运动中的运动学分析挖掘新的可能。

## 1.2 人体肩关节运动学分析研究现状

有关肩关节复杂运动方面的争论已经持续了100多年了。其原因是多方面的，包括：测量仪器及测量方法的缺陷；由于表面软组织的覆盖难以准确观察其下骨的运动；对参照系统定义的不一致；各种专业术语的混乱；对连续旋转运动的序列依赖性缺乏理解等等。早期对上肢运动的研究主要集中在矢状面（sagittal plane）、冠状面（coronal plane）和横切面（coross plane）上。观察和描述肩关节运动的方法大致可分为专业研究和临床实践两种类型。

肩关节是人体解剖和功能最为复杂的关节，动态测量活体肩关节运动学对于更好的理解肩关节病理学及运动损伤至关重要。早期对肩关节运动的描述主要是简单的但非常仔细地尸体标本观察，包括对韧带限制力的观察，然而这种早期对运动和位移的粗略描述，即使在今天也被证实是比较精确的。然而，肩关节的运动无法用标准的MRI或者CT来探究，因为这些方法都受限于静态测量并且可能因此而遗漏一些特异性的动态运动<sup>[10]</sup>。大多数早期的研究是基于二维的研究方法，但是这种方法却不能解释平面外的运动，因而会引起显著性差异并且不能捕捉一些复杂的三维运动。随着x线照相技术的出现，单平面和双平面X线照相技术被广泛应用在主动运动和被动运动的研究中。通过植入金属标记物，可从这些X射线照片上得到精确测量的三

维立体旋转运动的图片。基于X线测量的方法对于肩关节动态分析提供了足够的精确度，Zhu<sup>[11]</sup>等用2D-3D图像-模型自动配准技术在尸体模型上验证单平面和双平面荧光成像检查法用于肩关节运动学测量的精度，数据表明使用双平面成像法肱骨和肩胛骨在空间位置精度上位移误差小于0.3mm，旋转误差小于0.58°，这种技术虽然可以用于活体测量，但是却有电离辐射。而运动捕捉系统使用皮肤表面粘贴标记点为动态运动过程中无创地确定肩关节运动学提供了很好的解决方案<sup>[12, 13]</sup>。

目前的成像技术对于肩部运动仅能做出静态解释（例如CT、MRI），然而动态成像技术（例如MRI、X线透视检查）却受到技术的限制（例如测量区域的限制、低速记录）<sup>[14]</sup>。运动捕捉系统通过在皮肤表面粘贴标记点可以在高速运动过程中无创地记录大范围的活动度。

在动态测量中，高精度的测量盂肱位移是非常具有挑战的。盂肱位移常常由MRI<sup>[15]</sup>、X线<sup>[16]</sup>测量。图像对于骨的位置提供了精确的测量<sup>[11]</sup>，但是不适合记录快动作并受限于获得图像的容积大小。而且，由于X线的射线因素，实验获得的运动数量也有限。然而，运动捕捉系统通过皮肤表面放置标记点，在采样率及空间上并无限制。

此外，目前运动捕捉系统技术还没有用来研究肩关节运动的位移值，这对评估肩关节不稳以及理解许多与运动相关的疾病（比如肩关节撞击）来说是很重要的。造成这一方面的不足有两个原因：一是目前运用这一技术的研究或者是关注单一肩关节骨块（肩胛骨）的分析，

或者是关注肱骨相对胸廓的运动而不是对于其最接近的骨组织。但是，在评估肩关节运动学中，考虑每一块骨组织的作用以及考虑到经由锁骨和肩胛骨的从胸廓到肱骨的肩关节复合体的运动链都是很重要的，因为这可以降低整体的皮肤软组织伪影带来的误差。另外一方面就是整合病人的解剖学和运动学数据的能力：如果病人的解剖（3D模型）可以融合到运动学模型中，病人实际的肩关节的真实骨轴线和旋转中心就可以被使用。此外，这样的数据融合可以使病人的解剖在运动中直接评估。

### 1.3 肩关节律研究现状

最早有关肩关节运动的研究使用传统单平面的 X 线照相技术。但是最近的研究很多不同的三维分析的方法评估肩关节运动，有放射立体照相测量技术<sup>[17]</sup>、MRI<sup>[18, 19]</sup>、电磁追踪设备<sup>[3, 20-25]</sup>或者计算机三维运动分析系统<sup>[26]</sup>。

Inman<sup>[27]</sup>等最先使用放射线照相技术讨论了锁骨、肩胛骨和肱骨对整个肩关节运动所做贡献并且测量肩关节律，提出了**肱骨**上抬的角度与**肩胛胸关节**前伸的角度是恒定的 2:1 关系，即在冠状面外展时整个肩关节复合体的运动过程中，**盂肱关节**上举的同时伴有肩胛胸关节的上旋，比例大约为 2: 1，也就是说 3 度的肩关节复合体的外展是由 2 度盂肱关节外展和 1 度的肩胛胸壁关节的上旋所完成，那么 180 度的外展需要 120 度的盂肱关节外展和 60 度的肩胛胸壁关节上旋，也就是我们经常所提的"肩关节律"（图 1）。

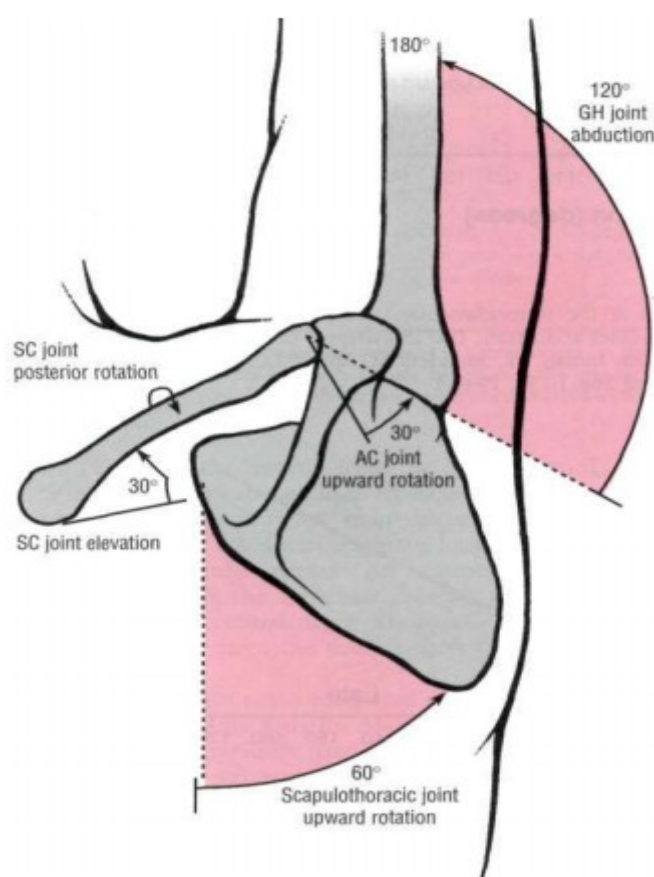


图 1 Inman 肩肱节律示意图

Inman 将外展分成二个阶段：

(1)  $0^{\circ} \sim 90^{\circ}$  ; (2)  $90^{\circ} \sim 180^{\circ}$  .

在第一阶段  $90^{\circ}$  外展活动里  $60^{\circ}$  由盂肱关节外展和  $30^{\circ}$  的肩胛胸壁关节上旋完成，而  $30^{\circ}$  的肩胛胸壁关节上旋通过  $20^{\circ} \sim 25^{\circ}$  的锁骨在 SCJ 的上抬和  $5^{\circ} \sim 10^{\circ}$  的 ACJ 上旋所完成。

在第二阶段  $90^{\circ}$  外展活动里  $60^{\circ}$  由盂肱关节外展和  $30^{\circ}$  的肩胛胸壁关节上旋完成，而  $30^{\circ}$  的肩胛胸壁关节上旋通过  $5^{\circ}$  的锁骨在 SCJ 的上抬和  $20^{\circ} \sim 25^{\circ}$  的 ACJ 上旋所完成。

之后，很多学者在此基础上做了很多后续研究以获得对肩关节运动学更好的理解，如在不同的平面的上举、提重物时的上举等，得出了不同的数据结果；方法也不尽相同，有呈像模式（X 线、MRI）、摄影方法、测角技术，以及最近越来越多地使用的三维跟踪系统。这些研究吸纳了更大的样本，不仅有健康受试者，也有临床检查异常的患者<sup>[24, 28]</sup>。许多文献报道 2:1 这一比例在整个肩关节上举过程中并非恒定的。而且肩关节受损的患者表现出的肩肱节律的变异会更大<sup>[29]</sup>。Jason<sup>[28]</sup>等使用改良的数字测角仪测量肩胛骨平面上肩肱节律平均比例为 2.34 :1，整个肩关节上举过程中比例范围在 40.01 :1 到 0.90 :1 之间。Ludewig<sup>[24]</sup>等分别在锁骨、肩胛骨和肱骨内打入骨皮质针，在电磁式运动捕捉系统下测得在不同上举平面下的肩肱节律比

值，外展、屈曲和肩胛骨平面外展下比值分别为 2.1 :1、2.4 :1、2.2 :1。McClure 等<sup>[3]</sup>在肩胛骨植入带有三维运动传感器的骨皮质针的方法测得 1.7 :1 的比例。

对于肩胛胸关节上/下旋运动（ST upward-downward rotation）在动态运动下的测量报道了不同方法，放射立体照相技术<sup>[30-33]</sup>、有创电磁追踪方法<sup>[3, 24]</sup>或者无创的电磁追踪法<sup>[34-39]</sup>。在静态状态下，使用了放射X线检查法、放射立体照相技术、电磁追踪系统<sup>[34, 40, 41]</sup>和MRI方法<sup>[18]</sup>。

## 1.4 光学运动捕捉系统的应用

运动捕捉（motion capture）也称为动作捕捉，用来跟踪测量一些关键点的运动来记录其在空间的位置和运动方向，然后将跟踪到的关键点转换成一种数学表达，并且在此基础上合成一个独立的三维运动的过程<sup>[42, 43]</sup>。被测量的对象既可以是人体运动，也可是细微的面部表情。运动捕捉技术经过近四十年的发展，已在许多研究领域得到了广泛应用。近年来，随着医学理论与计算机硬件技术与软件技术的不断进步发展，以及医工交叉理论的创新与完善，运动捕捉技术逐渐应用于与医学相关的一些领域。比如，国内外一些学者将运动捕捉技术用于人体运动姿态研究， Sigal<sup>[44]</sup>等报道了有关人体姿态方面的研究，创建了应用于评价人体关节运动和姿态的数据库，推动了人体姿态研究的发展。Hwang<sup>[45]</sup>等所建立的全身姿态数据库，对二维和三维人体姿态的研究和应用具有重要意义。赵正旭<sup>[46]</sup>等根据人体关节正常的活动范围，对人体主要关节的运动进行研究，完成人体运动姿态模

拟程序，并可采集人体运动数据驱动虚拟人体模型。

对运动捕捉最常用的划分方式依据其工作原理，主要有声学式运动捕捉、机械式运动捕捉、电磁式运动捕捉、光学式运动捕捉和基于视频的运动捕捉五种。其中，光学式运动捕捉（optical motion capture）是根据工作原理划分的一种类别，光学式运动捕捉系统可以分为主动和被动两种。被动式系统主要组成包括标记点（Marker）、摄像机和数据处理设备（控制器、电脑主机）。标记点一般是表面涂有能够反射红外线的荧光粉。主动式光学运动捕捉系统一般由标记光点、位置传感器、控制器、脉冲器和电脑主机构成。标记光电是发光二极管，该系统依据红外跟踪的原理实时采集人体多维数据。其优点在于标记点佩戴使用方便，运动受限较小，采样速率高，能够满足多数的高速运动捕捉，系统扩充成本低。缺点是系统整体成本昂贵，环境要求较高，系统安装繁琐，标记点易混淆和遮挡，后期处理工作量大<sup>[47]</sup>。人体的动作可以看成是人体各个关节点的动作，在运动捕捉系统中，通常将人体看成是由多个关节点组成的简单模型。在进行运动捕捉之前，首先要在人体的各个关节点上固定特殊的反光材料，称为标记点（Marker），这些反光材料可以被特殊的摄像机所追踪并记录各自相关数据。然后，通过运动捕捉系统将标记点的运动轨迹与人体关节的运动相互关联，并利用两台或两台以上的摄像机进行实时的动态的视频捕捉，根据各个摄像机中得到的序列图片可以获得每一帧中标记点的运动情况。因此，这样就可以得到一个特定的固定点随时间变化的连续运动轨迹。最后，通过三维重建技术将这些点的运动轨迹还原为



骨架模型的动作。

## 1.5 基于光学运动捕捉系统的人体肩关节运动学分析相关问题

### 1.5.1 皮肤软组织伪影 (soft-tissue artefacts, STA)

人体运动的运动学研究通常是采用立体摄影测量术或者在骨性标志皮肤上放置标记点的方法。当研究骨骼运动学时，主要的误差来源于皮肤标记点与其下方骨骼的位移，称为皮肤软组织伪影 (STA)，这是由于肌肉收缩和皮肤滑移所致<sup>[10, 48-50]</sup>。

很多学者尝试减少STA引起的误差，通常是一些有创的方法：骨皮质内植入固定反光标记点的钢针，这种方法精度很高，被认为是“金标准”<sup>[51]</sup>。Dal Maso<sup>[49]</sup>等在4位活体受试者肩胛骨和肱骨骨皮质内植入带有反光标记点的钢针，运用线性回归计算盂肱关节位移和旋转，结果得出该方法测量盂肱关节运动学（位移值和旋转角度）的误差分别低于0.15mm和0.2°。盂肱位移一直是有争议的话题，因为盂肱位移是基于皮肤标记点的电磁或光学运动捕捉系统的精度下得出的几个毫米的范围。基于光学运动捕捉系统下的钢针植入法为盂肱关节位移提供了高精度的线性位移，这比双平面的荧光成像检查法更为精确<sup>[52]</sup>，然而这种方法却是有创操作，在临床实践中并不切实可行。

Matsuki<sup>[53]</sup>等用X线透视检查的方法，使用三维-二维图像配准的技术，将基于MRI的三维图像投射并迭代地配准到二维X线图像中，测量肩胛骨平面下手臂外展时肱骨相对于肩胛骨的上/下位移值和外旋角度，肱骨由初始位置到手臂上举至105°时上方平均位移值是2.1mm，下方位移值是0.9mm；肱骨由初始位置上举到60°时平均外旋14°，

至上举至最高点的过程中平均外旋 $9^{\circ}$ 。单平面X线透视检查法测量精度较差；Zhu的试验中证实双平面误差较小<sup>[11]</sup>，但是受试者需要两次暴露于放射性环境，且临床设备稀少，因此也并不适用。

肩胛骨运动是上肢上举的主要组成部分，肩胛骨的位置是作为一个主动适配肱骨运动的基础。由于肩胛骨宽大、扁平、大量软组织覆盖以及其表面大量皮肤的运动，因此固定于皮肤的反光标记点并没有充分跟踪肩胛骨运动，所以在运动捕捉系统中，动态地跟踪肩胛骨运动是很困难的。也有学者尝试许多无创的方法：（1）肩胛骨定位装置（scapula locator, SL）：SL通过一个刚体假设为肩胛骨来收集数据，用配有三个固定点的固定装置同时记录肩胛骨的骨性标志点。目前，测量肩胛骨运动最为精确的无创方法就是肩胛骨定位装置方法<sup>[54]</sup>。由于缺乏一个适当的测量肩胛骨运动学数据的“金标准”，SL被国际肩关节组织誉为“银标准”<sup>[55]</sup>。然而，这种定位装置用来静态地捕捉肩胛骨方位或者低速/中速跟踪其运动，且由于受试者肩胛骨位置受到本体感受器的反馈调节，因此SL不适合在临床测试使用<sup>[56]</sup>，且不同的检查者也可能造成不准确测量。（2）肩峰标记群（acromion marker cluster, AMC）：这一装置可以很简便地贴在肩峰并且可以用来测量肩胛骨动态运动，因此可以提供整个运动的连续数据，使其可以综合评价肩胛骨运动学。虽然AMC受到皮肤运动伪影较肩胛骨其他部位最少，但是肩峰上方皮肤滑移的影响仍然是误差的来源。不过这一装置在手臂上举位置较高时精度差，特别是在手臂上举超过 $90^{\circ}$ 时，三角肌收缩导致软组织变形，另一个因素就是皮肤相对骨的位移，这些

导致AMC与肩峰接触缺失，而皮肤和肌肉限制了AMC的运动但是肩胛骨却是随着手臂上举持续运动，所以会低估肩胛骨运动。有文献报道<sup>[39]</sup>在一组功能性动作中肱骨上举最大高度大约 $100^{\circ}$ 。Van Andel<sup>[57]</sup>等用AMC记录肩胛骨运动并用SL做验证，实验发现，在手臂前屈至 $120^{\circ}$ 时的极限位置达到最大差异角度 $8.4^{\circ}$ 。Warner<sup>[56]</sup>等众多学者在不同实验中一致认为，在手臂上举高达 $120^{\circ}$ 时有效，但超过 $120^{\circ}$ 以上的手臂上举时肩胛骨运动测量误差增大。而且，对于放置在肩峰的部位敏感，Shaheen等<sup>[54]</sup>报道，AMC放置在肩峰前缘时误差最大，而放置在肩峰和肩胛嵴交汇处时受软组织形变影响最小，误差也最小，因此是放置AMC的最佳位置。（3）大量标记点跟踪法：通过在肩胛背部皮肤贴大量标记点覆盖肩胛骨，追踪皮肤形变，推测肩胛骨运动，该方法适用于有明显突出肩胛骨的人群，比如臂丛神经麻痹患者<sup>[58]</sup>。

### 1.5.2 肩关节三维运动的描述

对某一实体三维运动的研究需要从三条轴线和三个角度相互协调，从而确定其在空间的方位。换言之，空间中任何一个非限制性运动的实体可向六个角度自由运动。很多方法可以用来描述立体的实体运动，欧拉角（Euler angle）和卡丹角（Cardan angle）是使用描述关节三维运动最为广泛的两种方法<sup>[59, 60]</sup>。

**肩关节旋转通常用欧拉角描述**。为了更加清楚的解释这些角度，因此，近端坐标系和远端坐标系由于解剖学方位的引入而相互关联，所以远端坐标系的描述需要相对于近端坐标系而言。如果两个坐标系都是关联的，第一个旋转轴常常是围绕一个公共轴。为了统一标准，

国际生物力学学会（**ISB**）提出了建议<sup>[60]</sup>：一系列解剖标记点、局部坐标系、关节坐标系以及旋转序列。许多旋转序列都是有可能的，因此需要尽可能选择角度尽可能与临床定义的关节和骨旋转相近的旋转序列。由于临床定义并非存在于三维空间，所以差异在所难免。比如在二维空间肩关节屈曲和外展是明确定义的，屈曲后外展与外展后屈曲的结果截然不同<sup>[61]</sup>。欧拉角或者卡丹角序列所描述的关节位置并非实际运动到达的位置。然而，研究者通常用终末位置和初始位置的差异来描述关节运动的范围和方向<sup>[24, 39, 62-64]</sup>。由矩阵计算获得的关节方向不能简单地通过相加或相减来评估运动轨迹或运动范围。选择一个最接近运动路径的描述的旋转序列具有重要意义且有很大挑战性，特别是对在多个方向上具有很大范围活动度的关节运动的描述<sup>[23]</sup>。

对于肩关节，**ISB** 提出的标准的旋转序列是  $Y_t X_f Y_h$  (**YXY**)，然而 **Mazure**<sup>[61]</sup>等学者提出争议，这种序列常常代表关节绞锁方向（gimbal locks, **GL**），并比较了三种不同的旋转序列，即 **YXY**：**ISB** 推荐肩关节使用的序列，用欧拉角分解的方法；**ZXY**：符合总体 **ISB** 推荐大部分关节可以使用的旋转序列；**XZY**：**Salvia**<sup>[65]</sup>等先前针对肩关节使用的序列。结果发现，**XZY** 是唯一一个不受 **GL** 影响的分解序列，且对于所有旋转部分都有一致性，认为这个分解序列是描述网球发球时肩关节运动学最好的旋转序列。

## **1.6 本文研究目的与主要内容**

### **1.6.1 研究目的**

本文主要目的是基于光学运动捕捉系统，使用皮肤粘贴反光标记点与肩峰标记群装置（AMC）的方法，研究分析肱骨和肩胛骨在上肢上举过程中三维动态运动学特征；对盂肱关节和肩胛胸关节在上肢上举过程中的协调关系有更深入的理解；对手臂在冠状面外展和矢状面前屈的状态下的肩关节律的特征和变化有客观的了解。

### **1.6.2 主要内容**

基于以上的目的，本文拟从以下几点展开研究：

（1）使用 SL 方法作为对照，验证 AMC 的精度和可靠性，同时评估 AMC 测试与重复测试之间的可靠性；

（2）基于光学的运动捕捉系统，使用皮肤粘贴反光标记点与肩峰标记群装置（AMC）的方法，研究分析手臂在冠状面外展和矢状面前屈的状态下，肱骨和肩胛骨在上肢上举不同高度下的三维动态运动学特征；描述盂肱关节和肩胛胸关节在此过程中的协调关系；

（3）基于光学的运动捕捉系统，分别测量手臂在冠状面外展和矢状面前屈状态下的肩关节律比值，测量放松的站立位初始位置下盂肱关节和肩胛胸关节的各个角度；比较肩胛胸关节和盂肱关节以及肩关节律在不同平面上肢上举过程中变化关系及不同平面下的比较，并计算肱骨和肩胛骨在整个上肢上举过程对肩关节运动所做贡献。

## 第二章 肩峰标记群装置（AMC）用于记录肩胛骨运动的有效性 及运动学评估----与肩胛骨定位装置（SL）的比较

### 2.1 引言

肩胛骨运动是上肢上举过程中一个重要的组成部分，肩胛骨位置是作为一个适应性的基座为肱骨的运动提供支持。反常的肩胛骨运动学通常被认为是导致肩部疼痛及病理学的一个重要原因，比如：冻结肩、撞击、盂肱关节不稳以及关节置换术后。深入理解肩胛骨运动对肱骨-胸廓运动的贡献有利于为目前的一些临床实践提供指导，比如临床体格检查、关节置换手术以及康复训练计划等等。最近，Nath<sup>[66]</sup>的一项研究表明了认识到肩胛骨发育不全（scapular hypoplasia）、肩胛骨上抬和旋转功能缺陷的存在，对于在为分娩时臂丛神经损伤引起的持续性内旋挛缩的病人制定治疗计划时是非常重要的。

当使用到运动捕捉技术时，不得不说其困难就在于在动态肩关节功能运动过程中去捕捉追踪肩胛骨运动，这是由于肩胛骨宽大、扁平的外形，大量软组织的覆盖，以及最重要且最主要的就是覆盖其上的皮肤的运动。目前，很多方法已经用于精确记录肩胛骨运动，很多精度高却有创的方法在临床实践中却不可行。为了诊断或者评估研究，一些基于电磁或者光学追踪设备的非侵入性的研究方法使得临床常规实践活动变为可能。在所有追踪肩胛骨运动的可供选择方案中，追踪肩峰的方法保证了肩胛骨运动学的动态的三维测量。一种临床简单易行的方法需要不受约束的测量方法来最小化病人的工作量和痛

苦，并且要顾及正常的自然的运动（包括补偿运动），特别是年轻人或者儿童。这种方法可以收录在运动捕捉协议中，比如，用来评估有上肢疾病的患者术前与术后的功能状态，特别是研究动态的功能性动作。上肢运动学数据用主动发光标记点的照相机探测光学追踪系统收集，并没有标准的标记群装置。一种特殊的基于三个标记点的肩峰跟踪装置因此被发明并使用，这是一种特别设计的轻质材料可以放置在肩峰扁平部位。

在使用 AMC 之前，其精确度需要被评估，作为整个上肢三维运动评估的一部分。目前关于使用肩峰传感器跟踪肩胛骨运动的文献报道对于是高估还是低估肩胛骨运动是不一致的。Meskers 等<sup>[67]</sup>发现他们所用的肩峰方法与肩胛骨定位装置（SL）相比是低估了，即 AMC 普遍较 SL 的最大旋转误差小了将近  $9^{\circ}$ 。Karduna<sup>[68]</sup>等测得了使用肩峰方法的最大均方根差是  $11.4^{\circ}$ ，并且报道了对于外旋角度是高估的。因此，我们使用 SL 方法作为对照，来验证 AMC 的精度。鉴定这两种方法在上肢上举至  $120^{\circ}$  以内没有系统误差。由于肩峰跟踪装置的替换是可变异性的来源之一，AMC 的测试与重复测试之间的可靠性评估也包含在试验中。

## 2.2 材料与方法

### 2.2.1 受试者及分组方案

本次实验招募 13 位健康成年男性，年龄在 21 岁-31 岁之间，受试者具体信息见表 1。设计了两组不同的方案：一组是有效性验证组，另一组是可靠性验证组。其中，有 4 位受试者两组方案均执行，另外，

有 7 位受试者仅仅执行有效性验证方案，2 位受试者仅仅执行可靠性方案。因此，一共有 11 组有效性验证的测量值和 6 组可靠性测量值。所有受试者均测试其优势臂，12 位均为右臂，仅有 1 人为左臂。本次实验得到伦理委员会批准，所有受试者签到知情同意书。

表 1 受试者基本信息

受试者序号	优势臂	年龄 (y)	身高 (m)	体重 (kg)	BMI ( $\text{kg/m}^2$ )
1	右	24	1.73	57	19.05
2	右	26	1.80	75	23.15
3	右	26	1.78	63	19.88
4	左	21	1.68	59	20.73
5	右	24	1.73	66	22.09
6	右	26	1.65	53	19.47
7	右	24	1.70	63	21.98
8	右	23	1.70	70	24.22
9	右	26	1.80	72	22.22
10	右	26	1.72	68	22.99
11	右	31	1.72	74	25.01
12	右	25	1.70	61	21.11
13	右	26	1.72	58	19.61
汇总 (平均值 ±标准差)		<b>25.23±2.31</b>	<b>1.73±0.04</b>	<b>64.54±6.97</b>	<b>21.65±1.88</b>

## 2.2.2 测试设备及实验仪器

### (一) 测试设备

本次实验三维运动学数据由 Vicon Nexus 系统收集，Vicon 是英国 Oxford Metrics Limited 公司生产的光学动作捕捉 motion capture 系统。它是世界上第一个设计用于运动捕捉的光学系统，它以自己非凡的技术性能在 motion capture 系统硬件制造领域赢得了极高的声誉，并且改写了 motion capture 系统传统意义上涵盖的内容。它由一组网



络连接的 **Vicon MX** 运动捕捉摄像机和其它设备，建立起一个完整的三维运动捕获系统，以提供实时光学数据，这些数据可以被应用于实时在线或者离线的运动捕捉、分析，应用领域涉及动画制作、虚拟现实系统、机器人遥控、互动式游戏、体育训练、人体工程学研究、生物力学研究等方面。

### 功能

- **Vicon** 系统是非常准确和可靠的光学动作捕捉系统，它所提供的实时光学数据，可以被应用于实时在线或者离线的运动捕捉、分析。

### 特点

- **Vicon** 公司开发了自己专利的 **Vicon Vegas** 传感器，可以实现高分辨率与高捕捉频率的同时性，实时捕捉三维效果好，功能强；
- **MX Control** 提供 **Vicon MX** 系统与第三方设备之间的接口，包括测力板、肌电设备、音频、数据手套、眼球跟踪器或者其它数字设备，也可以包含其它附加的板卡以增强 **Vicon MX** 系统的功能；
- 捕捉摄像机精度高，得到数据非常稳定，捕捉距离也更远；
- 局部捕捉标记点即使被身体挡住，经过软件处理后仍然可以得到令人满意的输出数据；
- **MX** 系统安装、调试方便，脱离了旧系统的数据服务器，运输携带更方便；

- 软件界面人性化，数据处理能力强，批处理功能十分方便。

Vicon MX 系统硬件的主要组成部分包含：①MX 摄像机（包括捕捉特殊波长区域光波的红外拍摄器、发光器、镜头、光学过滤器及连线等）；②MX 组件：PC 主机、Vicon Datastation ADC Patch Panel 信息转换盒、用于 Vicon 系统和第三方测试系统硬件设备的信息、MX 专用连接线、校准套件（校准套件即包含 5 个 Marker 点的 T 形校正架，用于精确校准 Vicon MX 系统）、Vicon MX 系统捕捉用反光球（直径分别 9.5 毫米、14 毫米两种规格）。见下图 2-1~2-4。



图 2-1 Vicon MX 系统硬件的主要组成部分



图 2-2 Vicor MX 系统校准套件及标准配件



图 2-3 Vicor MX 摄像机



图 2-4 Vicor Datastation ADC Patch Panel 信息转换盒

## （二）实验装备

（1）AMC：**肩峰标记群装置**。一种不锈钢制成的两边三角形，边长 5cm，三个点上各自固定有一个反光球形标记点(见图 3)。



图 3 AMC（肩峰标记群装置）

（2）SL：**肩胛骨定位装置**。两个金属板，长 20cm，宽 2cm；金属板中间均是凹槽，两个金属板由可移动旋钮连接，可以通过旋钮使两个板之间呈任意角度，一个金属板两头和另外一个金属板其中一头分别焊接一根金属插脚架，长度均为 5cm，**用来触诊定位肩胛骨对于的骨性标记点**，三个插脚架连接的金属板本面三个端点分别固定有一个反光球形标记点(见图 4)。



图 4 SL（肩胛骨定位装置）

(3) 肩关节角度测量仪：

一个半圆形金属环形装置，半圆上有 19 个刻度标记，构成 18 个等分弧，每段弧度为  $10^{\circ}$ ，范围为  $0^{\circ}$  -  $180^{\circ}$ 。半圆的直径为 70cm，半圆的圆心距离地面垂直距离为 100cm，其底座可以调节高度，通过螺纹方式连接；另外固定插销和锁定螺栓可以微调高度，目的是受试者肩关节运动中心与圆心重叠。(见图 5)



图 5 肩关节角度测量仪

### 2.2.3 实验步骤

#### (一) 受试者的准备

受试者皮肤表面用双面胶粘贴反光标记点（见图 6），

胸廓贴 4 个标记点，分别为：前方的胸骨上切迹、剑突，后方的第 7 颈椎骨、第 8 胸椎骨；

锁骨贴两个标记点：分别位于胸锁关节和肩锁关节锁骨端；肱骨贴两个标记点和一个固定有三个反光标记球的金属薄板：

肱骨内外上髁分别贴一标记点，金属薄板贴在上臂外侧且尽可能远离三角肌的止点处以尽量减小肌肉收缩引起的误差；

肩胛骨贴三个标记点：分别位于肩峰后角、肩胛脊内侧点和肩胛下角，肩峰扁平部位贴有 AMC 装置，其上附着 3 个反光标记球。

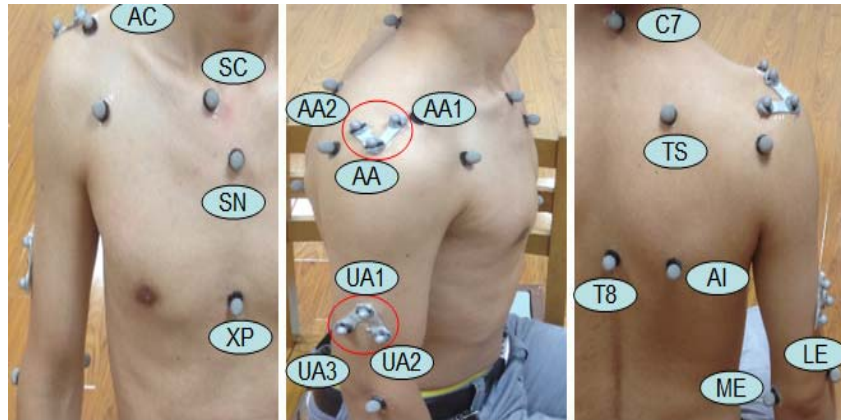


图 6 标记点示意图：

胸廓：胸骨上切迹(SN)、剑突(XP)、第 7 颈椎骨(C7)、第 8 胸椎骨(T8)；

锁骨：胸锁关节锁骨端(SC)、肩锁关节锁骨端(AC)；

肱骨：肱骨内上髁(ME)、外上髁(LE)、金属薄板三点(UA1\UA2\UA3)；

肩胛骨：肩峰后角(AA)、肩胛脊内侧点(TS)、肩胛下角(AI)，肩峰扁平部位

AMC 装置上 3 个反光标记球(AA\AA1\AA2)。注：AMC 上 AA 点放置于

**肩峰后角点，使得两点重叠。**



## （二）Vicon 测试系统的准备

### 1、摄像机设置和采集区域选择

（1）将 T 形校正架（图 7-1）置于预定的动作采集区域，并用数个反光球圈定大致的运动范围，便于下一步调整摄像机位置（注意：T 形校正架上，带有把手的那一根对应 y 轴方向，y 轴与 x 轴交点位置的反光点则设为原点）。

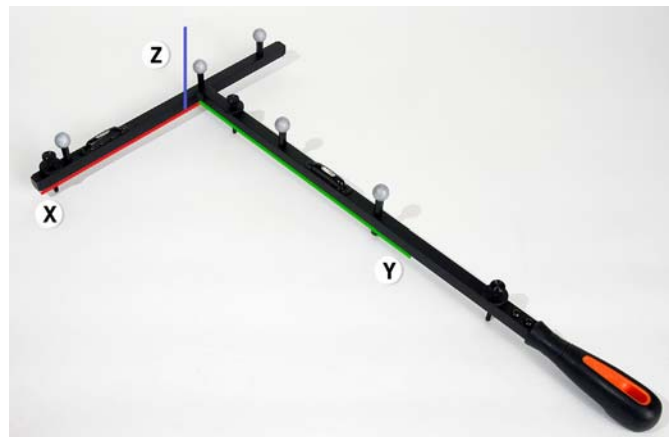


图 7-1 T 形校正架（标定框架）

（2）将密码狗插入 PC 的 USB 接口，打开两个 MX Ultramet HD 盒上的开关，“STANDBY”指示灯熄灭，说明 MX Ultramet HD 打开。

（3）打开 Vicon Nexus 程序，如图 7-2 所示，一个数据采集的界面将会显示出来。

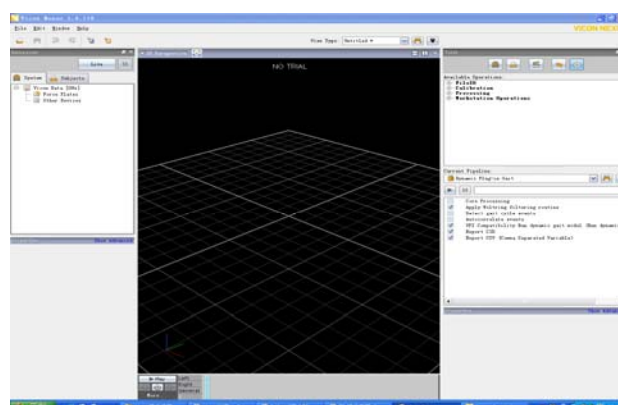


图 7-2 Nexus 软件界面

在窗口左上方的“Resources”栏里，依次找到“system”—“local vicon system”—“MX cameras”，可以看到全部 12 台摄像机，如果硬件连接正确无误，则所有摄像机前方的均显示绿色。

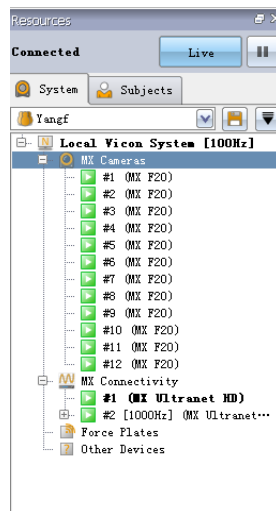


图 7-3 MX cameras

(4) 设定系统中的摄像机，单击选中其中一台相机，此时被选中的摄像机上，会亮起蓝色指示灯。在“Perspective”窗口选择“camera”（如图 7-4、7-5），则可以看到该摄像机所识别的反光点（如图 7-6）。

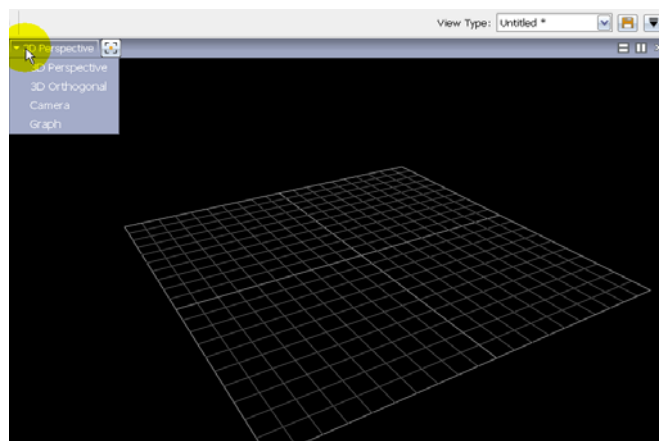


图 7-4 “Perspective” 窗口



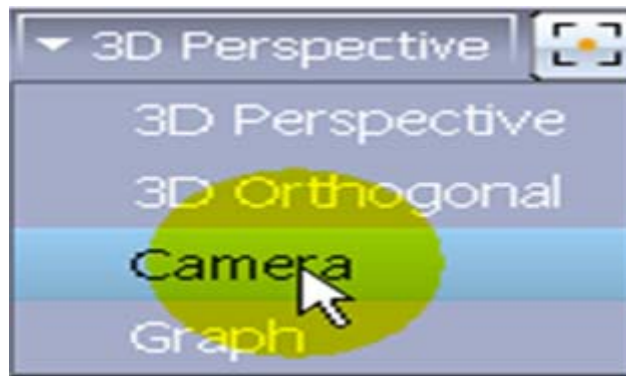


图 7-5 在“Perspective”窗口选择“camera”

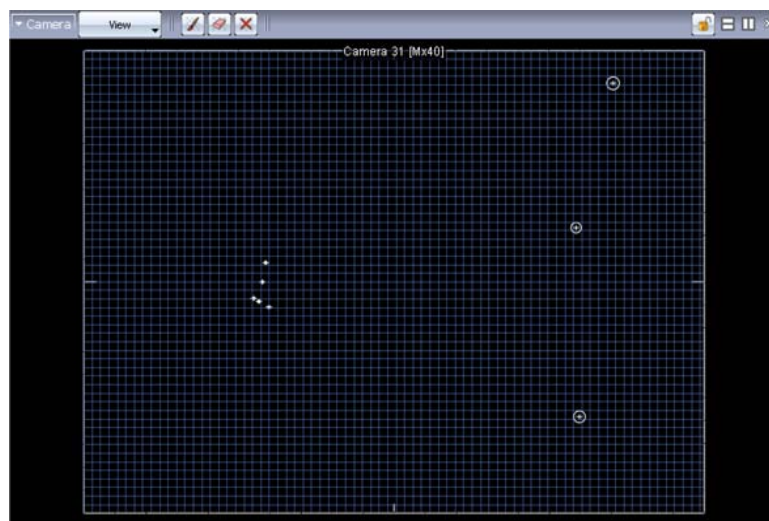


图 7-6 “camera”界面

在“camera”界面下，可以看到选中的摄像机识别到的反光点，这时应通过左下方“properties”工具栏对摄像机参数进行调整，保证能正确识别需要的反光点。

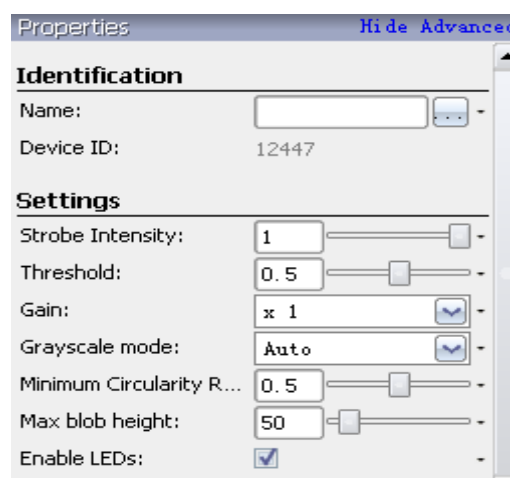


图 7-7 “properties”工具栏

“properties”工具栏中，需要调整的参数按从上到下的顺序包括（注意“properties”工具栏中第一项“Identification”中的“Name”不需要输入）：

A. Strobe Intensity — 取值范围一般是 0.95~1，在地面反光强或相机离标志点过近的情况下，可适当调低，但一般也不要低于 0.8。

B. Threshold — 此选项用于调整显示识别点的灰度比例，数值小，则灰色部分多，识别点显示较大，反之，则白色部分多，识别点显示较小。参考取值范围是 0.2~0.4。

C. Gain — 一般选择  $\times 1$ 。

D. Grayscale mode — 灰度模式选项，建议在进行标定时，选择“all”选项，这样可以防止软件把两个距离过近的点识别成干扰点而导致错误。在完成标定并调整好相机，开始正式采集数据时，则应把该选项改为“Auto”，这样可以时采集到的数据量不至于过大。

E. Minimum Circularity Ratio — 选择 0.5。

F. Max blob height — 选择 50。

G. Enable LEDs — 选中。

H. Lens — 不需要输入，由系统自动调节。

I. Status — 第二项 Enable 选中。

通过参数设定，反光点符合以下几个标准时，说明识别效果较好：

①反光点在屏幕上显示稳定；

②反光点外围正好被完全圈住，不会过大或过小；

③反光点的中心部分呈白色，边缘有一小圈灰色部分包裹，且中

心和边缘的形状均比较规则。

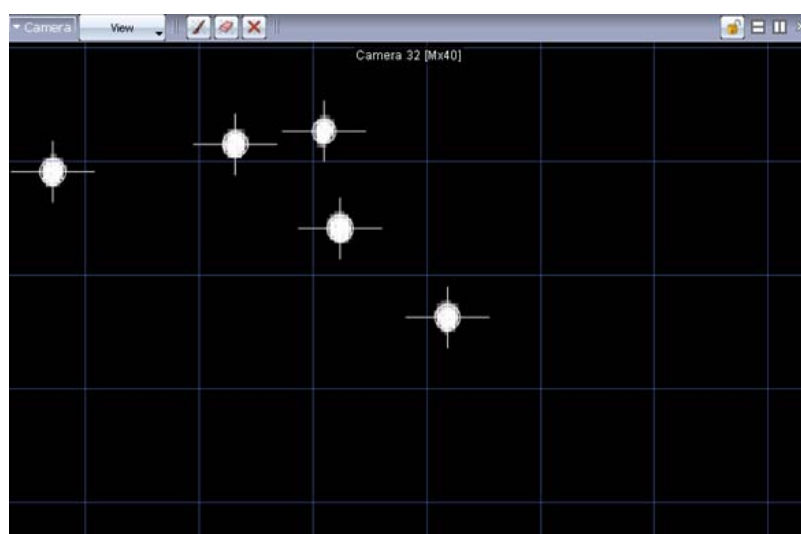


图 7-8 识别成功的反光点

(5) 摄像机的参数设定完成后，则可以通过手动调节每个摄像机的位置，保证每个相机都可以完全拍摄到框架和运动的主要范围。

所有的摄像机均完成参数设定和位置调节后，保存以上设置，以便在后续的测试中快速调出使用。单击“system”栏最右侧带有黑色向下箭头的“configuration menu”键，选择“Save as”，为该设定状态命名，完成保存。



图 7-9 保存摄像机设定状态

(6) 保存设定状态后，要去除拍摄范围内的干扰点（大多来源

与地面反光), 在“properties”工具栏上部, 有三个按钮(如下图 7-10), 从左至右分别是: “Paint a mask onto the camera” (用于遮蔽干扰点)、“Erase a mask from the camer” (取消对屏幕上某点的遮蔽)和 “Clear the mask from the camer” (清除对屏幕上所有点的遮蔽)。

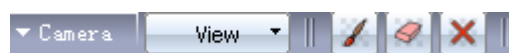


图 7-10 “Paint a mask onto the camera”、“Erase a mask from the camer”和 “Clear the mask from the camer”

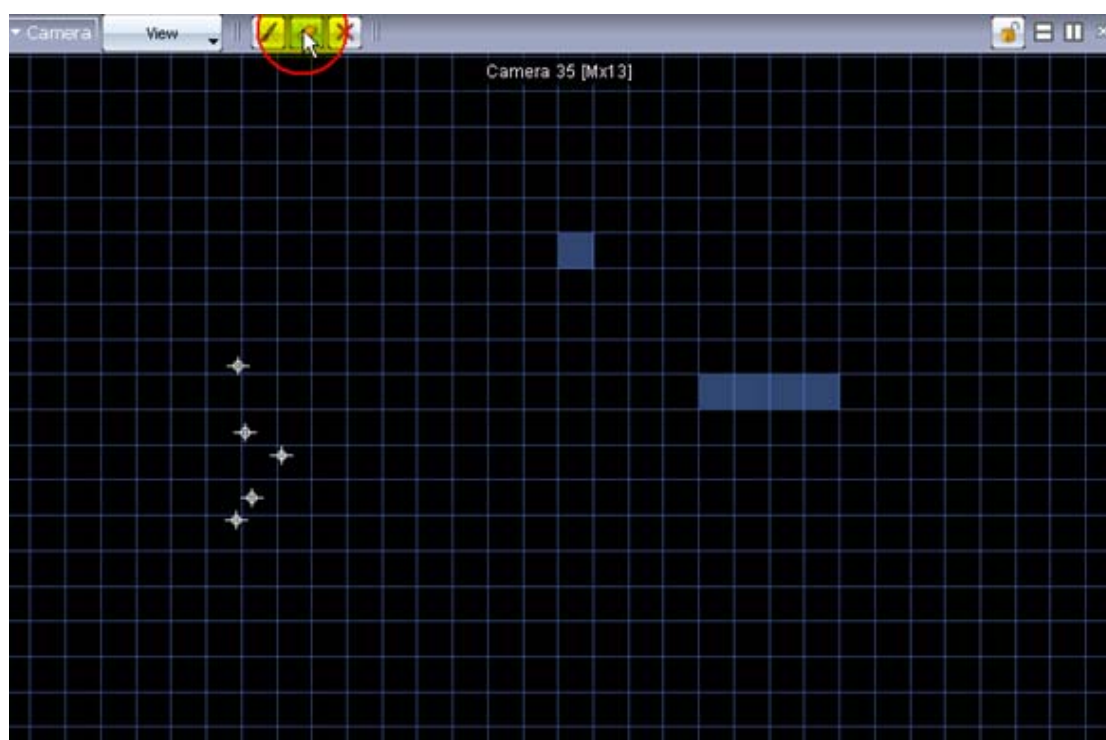


图 7-11 遮蔽干扰点

## 2、标定

每次测试前, 需要对系统进行标定, 标定分为三个步骤:

(1) 定位 MX cameras , 使用 “Aim MX cameras” 选项

将 T 形校正架放置在拍摄区域的中心, 选中系统中的所有摄像机, 使用 2D 模式, 确认所有摄像机都可以看到 T 形校正架, 没有干扰点, 并尽量保证 T 形校正架位于所用相机拍摄区域的中心位置之


后，在“tool”工具栏中选中第一项 “System Preparation”。在“L-Frame”下拉列表中选择我们使用的“5 Marker Wand & L-Frame”。



图 7-12 选择“T-Frame”

选择 3D 观看模式，此时“properties”窗口中会显示如下空间：

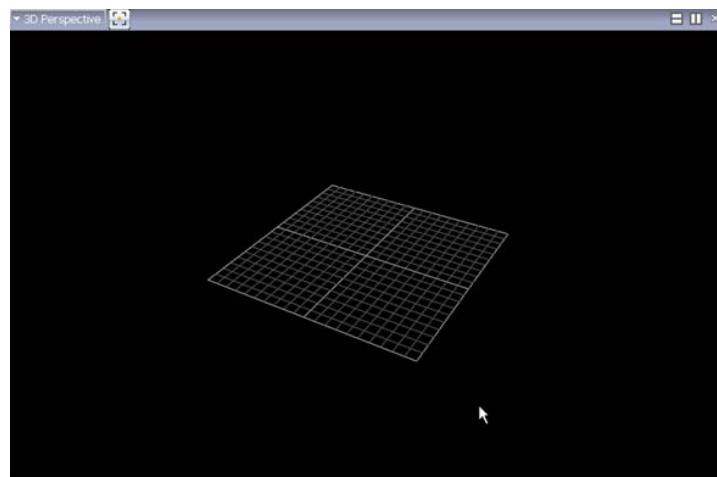


图 7-13 3D 观看模式下的“properties”窗口

点击“Aim MX cameras”选项下的“start”键，此时“properties”窗口中会显示出摄像机的大致位置关系，如下图：

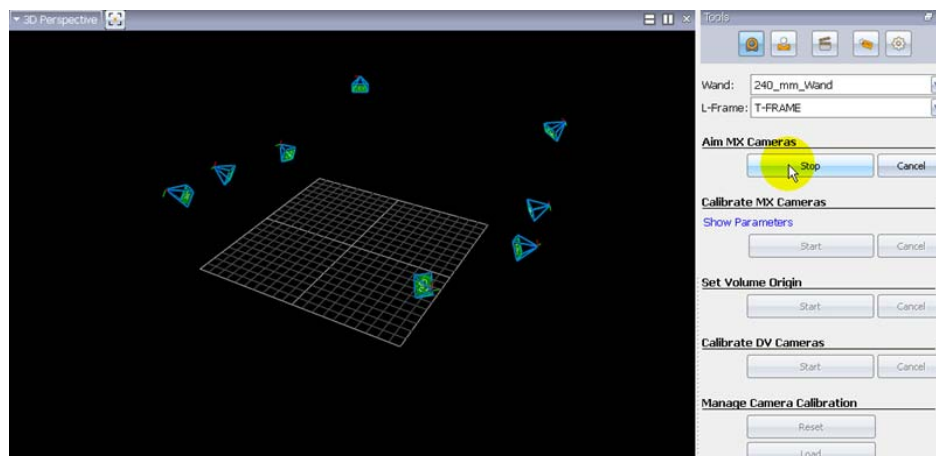


图 7-14 点击“Aim MX cameras”后的“properties”窗口

然后在最上方菜单栏里的“Window”选项下选择“Options”

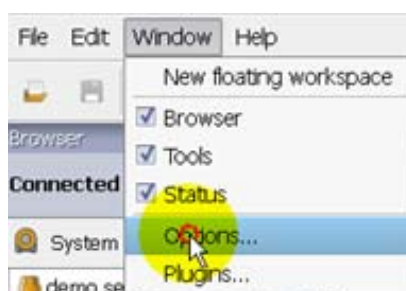


图 7-15 “Window” 选项下选择 “Options”

在弹出的“Options”窗口中，选择“Camera Positions”项，在“Extended Frustum”下拉列表中，选择最后一项“Select Cameras Only”，如下图：

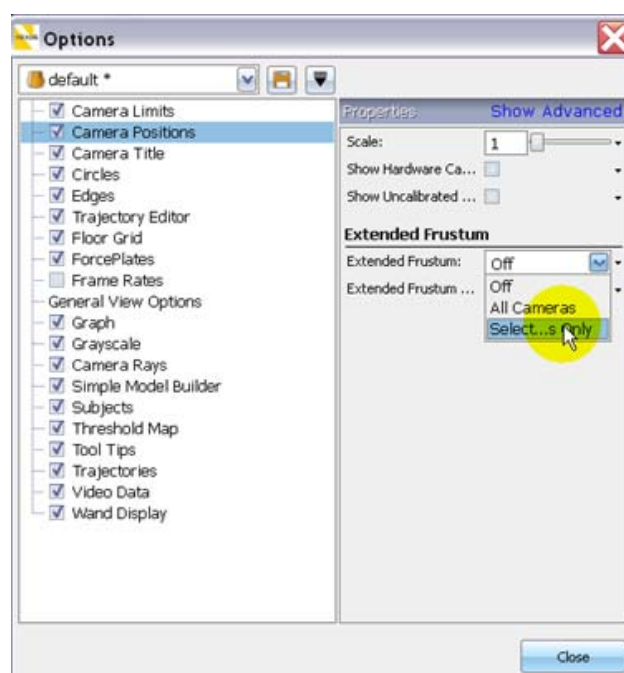


图 7-16 “Options” 窗口的操作

确认无误后，第一步“Aim MX cameras”的操作完成。

(2) 标定 MX cameras ，使用“Calibrate MX cameras”选项  
通过在拍摄区域内挥动 T 形校正架，由摄像机采集标志点的运动数据来取得摄像机的位置和线性信息。


在“Wand”和“L-Frame”下拉列表中均选择“5 Marker Wand &



L-Frame” 项，如下图：



图 7-17 “5 Marker Wand & L-Frame” 选项

选中所有的摄像机，使用“properties”窗口右上方的分屏按钮进行分屏，在“Options”窗口中，选择“Camera Positions”项，在“Extended Frustum”下拉列表中，选择最后一项“Off”项，显示如下图所示的界面：

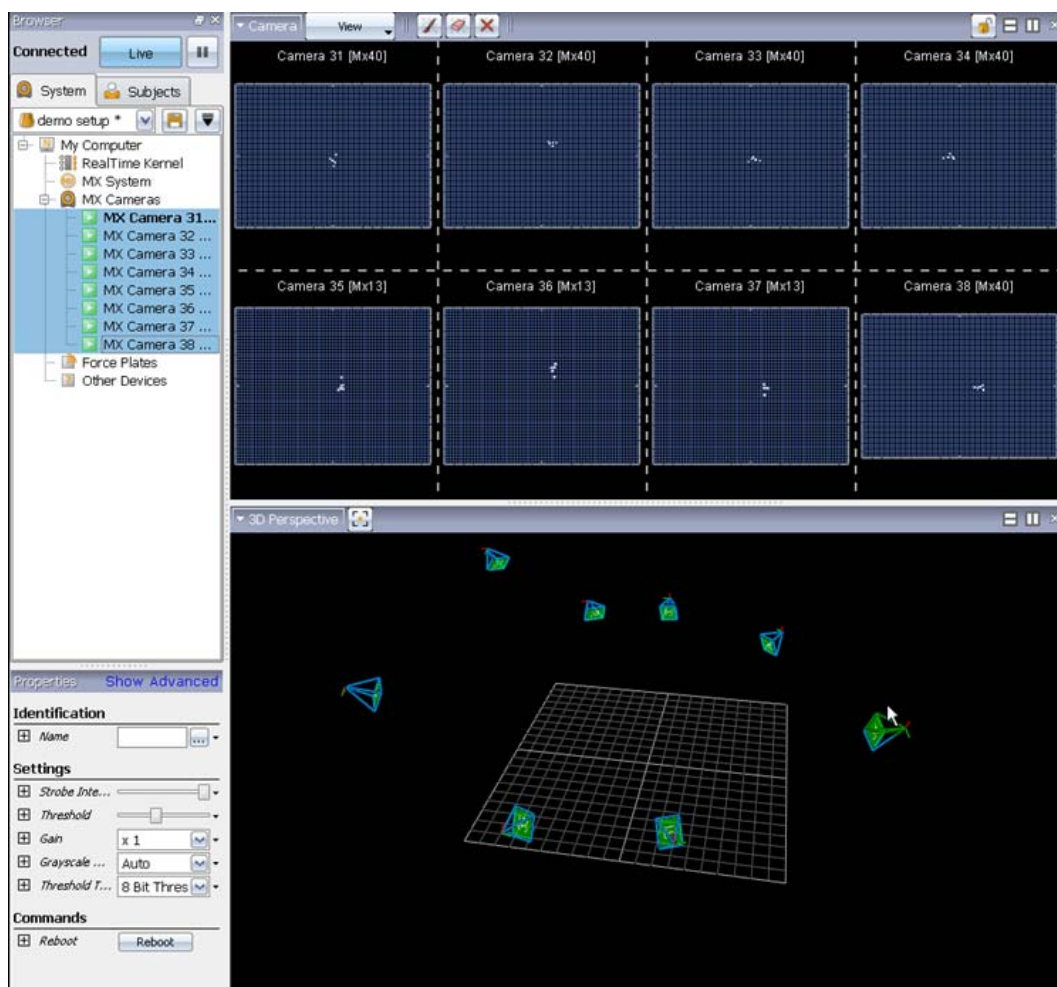


图 5-18 “properties” 窗口

由测试人员手拿 T 形校正架，在整个拍摄范围内挥动，此时“properties”窗口会显示出每个摄像机采集到的标志点轨迹，点击“Calibrate MX cameras”选项下方的“Start”键，开始标定。

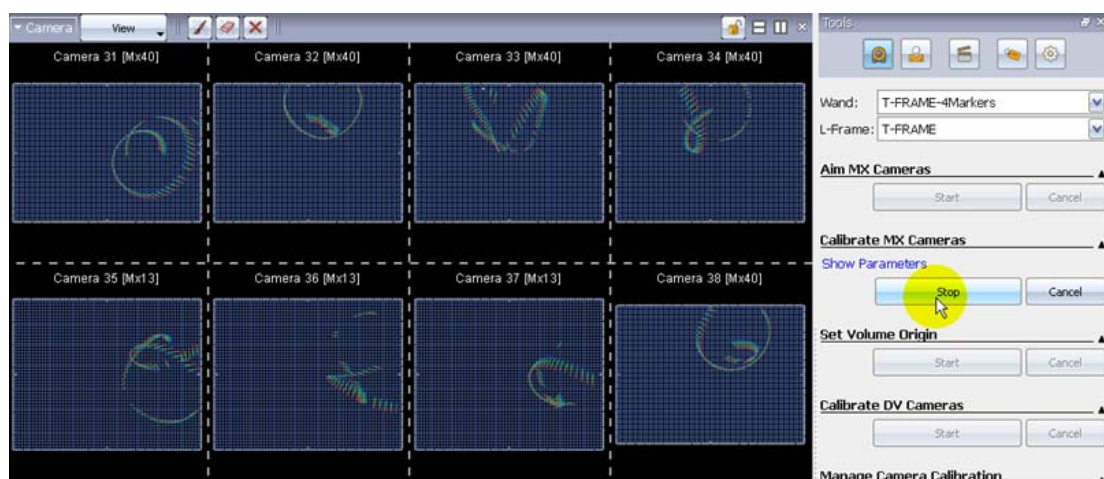


图 7-19 开始标定

标定开始后，摄像机不断采集标志点的数据，并把采集到的有效数据显示在“tool”窗口下方的“MX Cameras Calibration Feedback”工具栏里，随着采集到的数据量增加，“Wand Count”列显示采集到的有效数据，每个摄像机至少需要采集到 1000 帧的有效数据。此时每台摄像机上的标志灯会显示该相机的采集情况：黄色指示灯在采集时开始闪烁并越来越快，当该相机采集到足够的数据后，绿色灯亮起。采集全部完成后，系统自动停止采集，并开始计算，此时工具栏上方的进度条会显示计算进度。当计算完成后，进度条恢复到“0%”，“Image Error”列会显示计算出的数值。整个过程如下图：



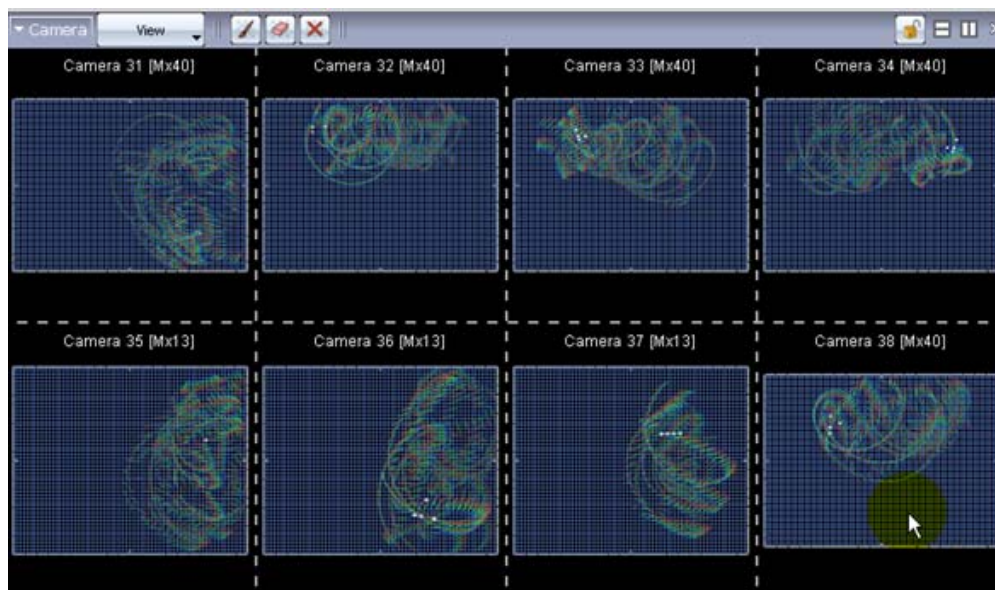


图 7-20 摄像机采集标志点的轨迹

MX Camera Calibration Feedback

	Camera	Wand Count	Image Error
1	31	1205	-1
2	32	1205	-1
3	33	1390	-1
4	34	1223	-1
5	35	1321	-1
6	36	1227	-1
7	37	1001	-1
8	38	1318	-1

图 7-21 标志点数据采集中

MX Camera Calibration Feedback

60%

	Camera	Wand Count	Image Error
1	31	1205	0.549109
2	32	1205	0.256575
3	33	1390	0.291504
4	34	1223	0.445505
5	35	1321	0.164107
6	36	1227	0.202808
7	37	1001	0.218261
8	38	1318	0.318798

图 7-22 数据采集完成后，计算过程开始

MX Camera Calibration Feedback			
0%			
	Camera	Wand Count	Image Error
1	31	1205	0.432228
2	32	1205	0.321708
3	33	1390	0.332488
4	34	1223	0.372085
5	35	1321	0.206118
6	36	1227	0.209993
7	37	1001	0.191745
8	38	1318	0.334677

图 7-23 计算过程结束，显示结果

此时需要检查“Image Error”列显示出的计算出的数值，一般要实现比较成功的标定，要求所有数值之间差异较小，并均小于 0.3。

### （3）设定拍摄区域的原点

第二步完成后，系统会把其中一台摄像机放置在原点的位置，显示如下图：

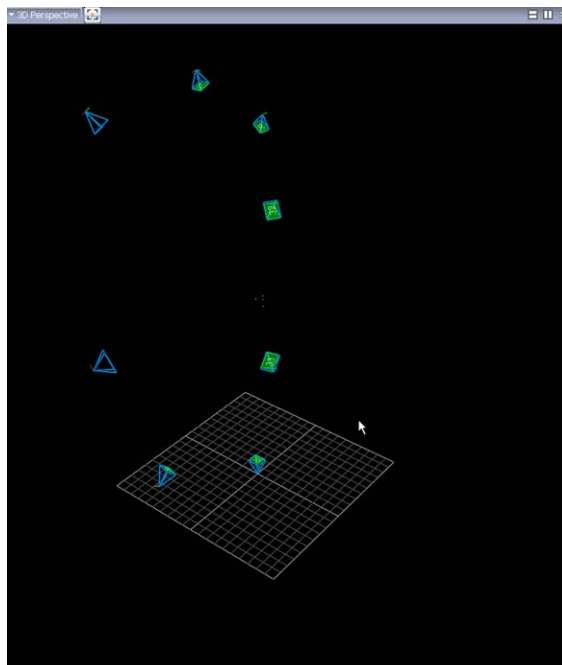


图 7-24 设置原点前的“properties”窗口

此时，需要设定 T 形校正架上的原点为拍摄范围的原点，点击“Tool”窗口中“Set Volume Origin”项下的“Start”键，此时拍摄空

间里会出现一个小的坐标系，说明标定操作无误，否则需要检查在“Wand”和“L-Frame”下拉列表中是否均选择“5 Marker Wand & L-Frame”项，或者重新标定。



图 7-25 Set Volume Origin 选项

出现小坐标系后，点击“Tool”窗口中“Set Volume Origin”项下的“Set Origin”键，设定原点。

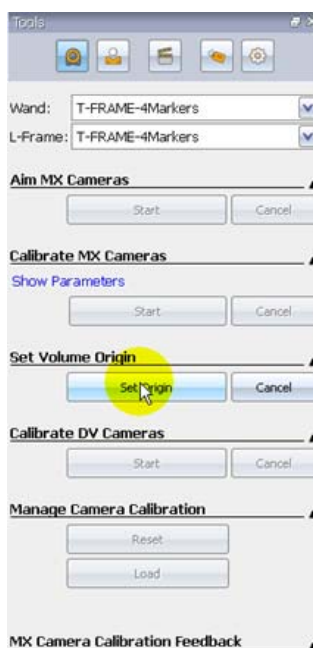


图 7-26 Set Origin 选项

此时“properties”窗口会显示出所有摄像机和拍摄范围及原点的位置关系，如下图：

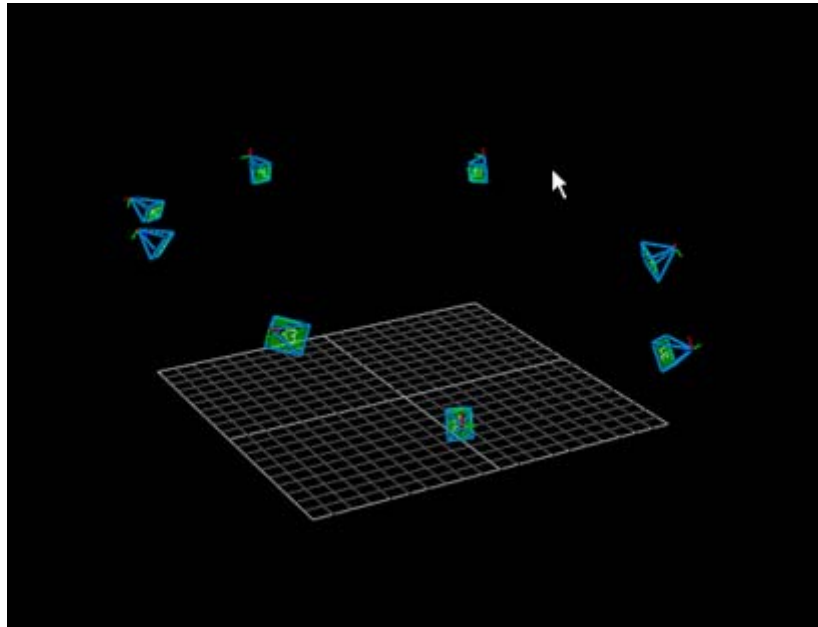


图 7-27 标定完成后的“properties”窗口

至此标定操作结束，系统已经为数据采集做好了准备。

### （三）数据采集

在实验过程中，受试者坐在椅子上，将上述肩关节角度测量仪固定于椅子一边，通过调节椅子座位高度以及微调测角仪的方向和高度，使得受试者肩关节运动中心与半圆形测角仪的圆心重合。为了标准化手臂在前屈和外展的位置，受试者被要求用中指指向测角仪的每个角度的标记点，且在实验前反复练习，提高指示角度的准确性，减小误差，并由 2 名观察人员在旁提示。

（1）有效性研究组：用以下姿势验证 AMC 的有效性

①肱骨前屈由  $0^{\circ}$  ~ $120^{\circ}$  ；

②肱骨外展由  $0^{\circ}$  ~ $120^{\circ}$  。

受试者在规定的测角仪半圆中由初始位置逐步增加  $10^{\circ}$  ,AMC 和 SL 同步测量肩胛骨运动，如图 8，每个位置测量时间间隔为 0.5s，每一个动作重复 3 次，要求受试者保持匀速运动。

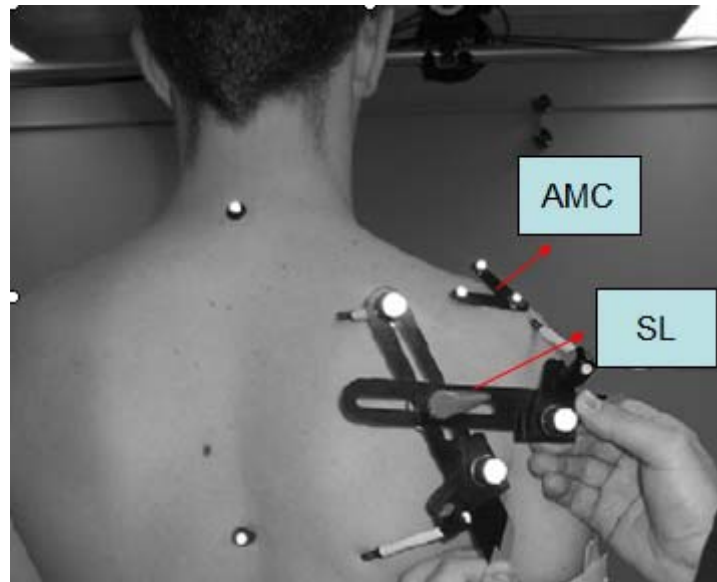


图 8 AMC 粘贴于肩峰扁平部；SL 由实验操作者手持固定于适当位置，通过触诊将其三个插脚分别固定贴合在肩胛骨的骨性标记点处。

(2) 可靠性研究组：为了验证 AMC 组间差异性，6 位受试者执行了可靠性方案，做以下三组姿势。

①解剖学姿势

② $90^{\circ}$  和  $120^{\circ}$  肱骨前屈

③ $90^{\circ}$  和  $120^{\circ}$  肱骨外展

此组实验需要 2 名观察人员，其中一个观察员放置 AMC 为了解剖学校准，之后 2 位观察员使用 SL 测量不同位置肩胛骨运动。随后，移开 AMC，并由另一位观察员重新放置 AMC，再次进行解剖学校准，之后 2 位观察员再次使用 SL 测量不同位置肩胛骨运动。

## 2.3 数据处理和分析

本次实验使用Matlab17.1软件根据记录的3D标记点位置的数据来分析肩胛骨三维运动学，肩胛骨相对于胸廓的运动设计了两组测量方法(AMC和SL)，其旋转序列采用ISB推荐的protraction/retraction(Y), external/internal rotation (X) , anterior/posterior rotation (Z) 这一序列<sup>[60]</sup>。

使用 SPSS 19.0 统计软件进行统计分析。对于每一个姿势的位置，我们使用广义线性模型方差分析重复测量来记录 AMC 和 SL 之间的差异。自变量是方法（AMC 和 SL）和角度（0° -120° ）。

可靠性评估是基于方差分析的一般理论(Generalizability Theory)<sup>[69]</sup>。方差分析预估的差异包括受试者组间差异，替换的差异以及误差偏差。后两者的差异用来计算测量标准误（standard error of measurement (S.E.M. = (replacement + error))）。

## 2.4 结果

尽管我们采用了肩关节测角仪来标准化手臂上举的角度，但是由于肘关节屈曲、腕关节屈曲和胸廓旋转等因素也造成了一定程度上肱骨位置的变异。同时，由于在实验期间的疲劳也会产生影响。这些都会导致一定程度一定量的肩胛骨位置的变异。此外，我们计算出来的肱骨相对于胸廓上举角度很少超过 110° 。最近文献报道肱骨在一系列功能性动作中上举平均最大约 100° ，因此，我们接受受试者无法到达 120° 这一事实。作为肱骨上举的基础，肩胛骨位置在有效性研究组中呈现出一个二项式曲线。我们比较受试者在同等肱骨上举角度

和再抽样中 20°、40°、60°、80° 和 100° 的上举角度。

### 2.4.1 有效性研究组

所有受试者使用 AMC 和 SL 两种方法的平均记录值，两种方法之间的误差值，在每一个姿势角度下都被记录下来。图 9 分别显示了前屈（图 9-1）和外展（图 9-2）的计算值。表 2 显示了两种方法在不同姿势下的差异比较。

总体来说，使用 SL 和 AMC 这两种方法没有显著差异。此外，我们发现 AMC 方法记录的均值的标准差要普遍比使用 SL 的方法得到的标准差大。用 AMC 方法记录得到的肩胛骨运动平均比用 SL 方法记录的要小。所以，相对于 SL，AMC 低估了肩胛骨运动。

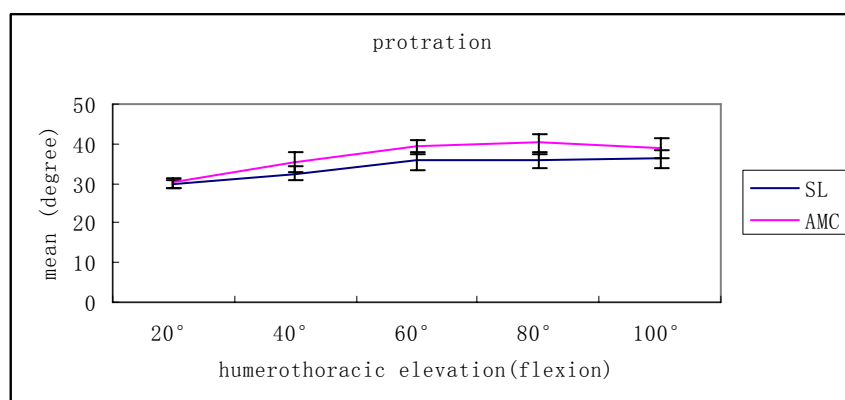


图 9-1a

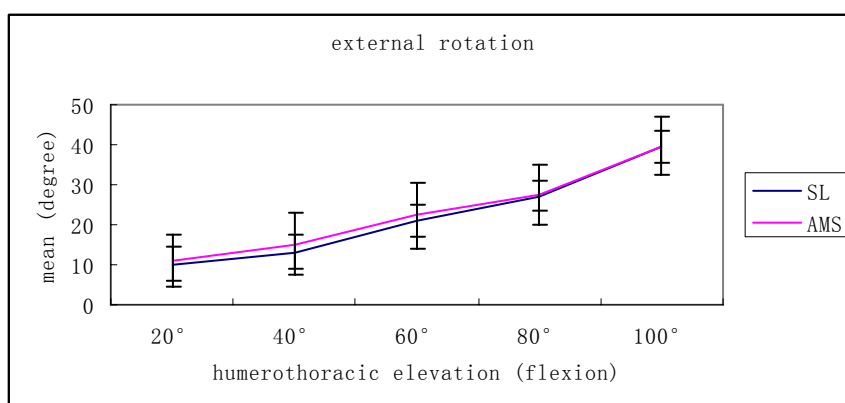


图 9-1b

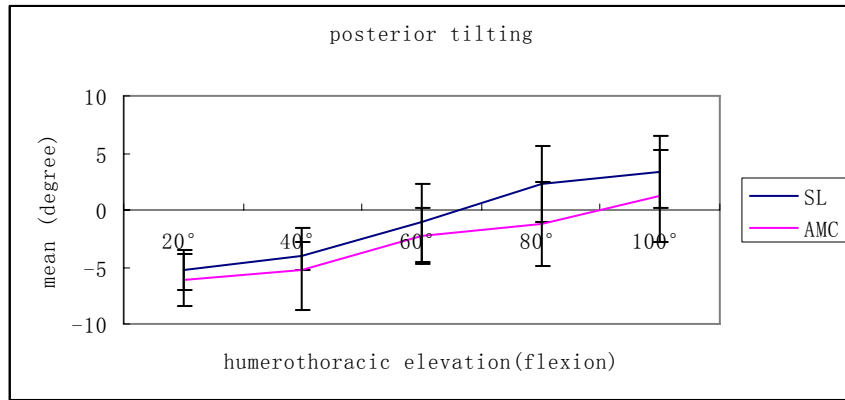


图 9-1c

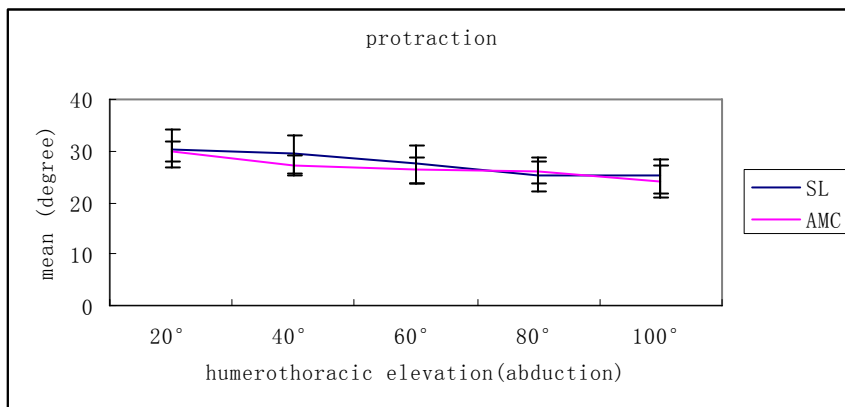


图 9-2a

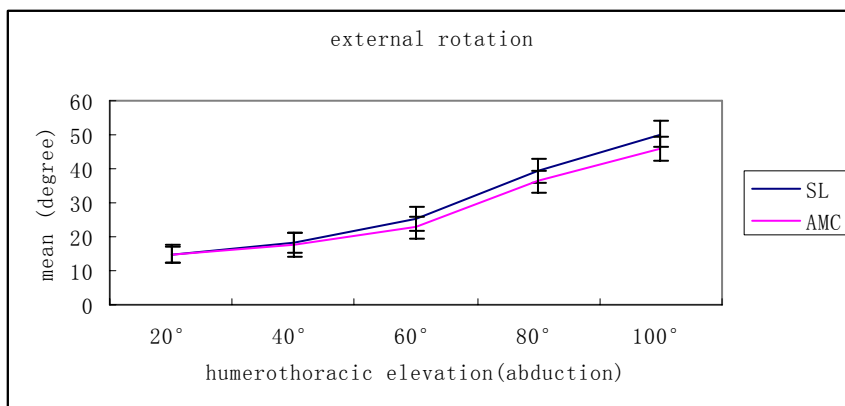


图 9-2b



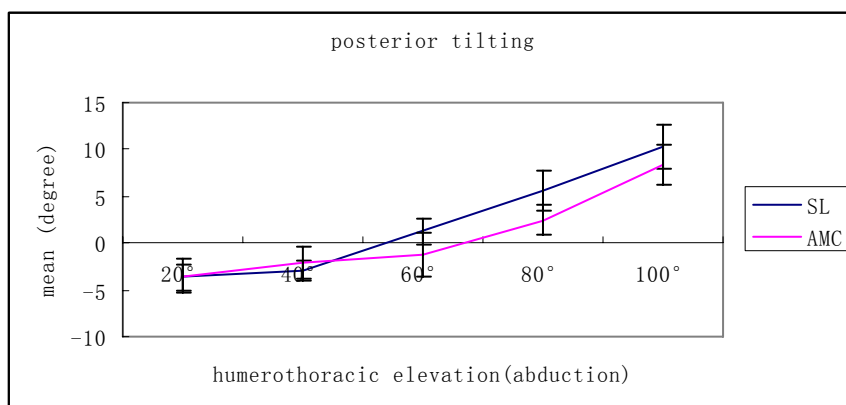


图 9-2c

图 9： 图 9-1、9-2 分别是有效性验证组在手臂前屈和外展状态下结果。所有受试者分别使用 SL（蓝色）和 AMC（粉色）的平均记录角度值及标准差，图 a/b/c 是分别在三个肩胛骨运动（protraction、external rotation 和 posterior tilting）下，随着手臂上举，使用 SL 和 AMC 记录的均值。

表 2 重复测量方程分析结果

手臂上举	肩胛骨运动	Mean values±SD		Method	Angle
		SL	AMC	P-values	P-values
Humerus forward flexion (肱骨前屈)	Protraction 前伸	36.5±9.3	39.1±10.9	0.023	0.111
	external rotation 外旋	24.8±4.8	26.8±5.6	0.118	0.156
	posterior tilting 后倾	1.7±3.2	2.1±4.3	0.285	0.103
Humerus abduction (肱骨外展)	Protraction 前伸	25.5±7.3	24.2±5.7	0.301	0.679
	external rotation 外旋	32.8±6.7	28.1±4.3	0.020	0.074
	posterior tilting 后倾	1.9±5.4	0.9±6.2	0.335	0.316

注：肩胛骨运动（protraction、external rotation 和 posterior tilting）是因变量；方法 Method (SL 和 AMCA) 和角度 Angle (20°、40°、60°、80° 和 100°) 是自变量。P 值分别包括对两个自变量的分析。

## 2.4.2 可靠性研究组

对 AMC 可靠性评估结果见表 3。总体上，肩胛骨 protraction 和 external rotation 两个动作的组内相关系数（intraclass correlation

coefficient, ICC) 值比较高, posterior tilting 这一动作的组内相关系数值偏低。肩胛骨 posterior tilting 在手臂上举 120° 时最大测量标准误差是 10.2° 。

表 3 AMC 可靠性测量结果

肩胛骨运动	姿势	AMC 平均值(°)	组内相关系数 (ICC)	测量标准误差 (S.E.M)
Protraction (前伸)	解剖学姿势	24.2	0.78	5.2
	90° 前屈	22.9	0.79	6.9
	90° 外展	21.8	0.71	7.1
	120° 前屈	45.2	0.79	8.3
	120° 外展	48.4	0.72	7.8
external rotation (外旋)	解剖学姿势	10.7	0.87	2.9
	90° 前屈	26.3	0.69	5.0
	90° 外展	39.2	0.73	4.5
	120° 前屈	36.2	0.88	4.2
	120° 外展	40.1	0.74	5.3
posterior tilting (后倾)	解剖学姿势	4.2	0.42	7.2
	90° 前屈	0.8	0.38	7.9
	90° 外展	3.8	0.61	8.6
	120° 前屈	1.4	0.31	7.6
	120° 外展	0.3	0.30	10.2

## 2.5 讨论

总体来说, 用 AMC 测量肩胛骨运动与用 SL 方法结果近似。在手臂前屈和外展过程中, 两种方法最大差异不超过 4.6° (在手臂外展 100° 是肩胛骨外旋角度中发现)。本次实验的结果与 Mesker<sup>[67]</sup>和 Andel<sup>[57]</sup>等报道近似, 他们报道的最大平均差分别是 9° 和 8.4°。本次实验的标准差范围在 1.08° 到 8.33°, 这也在 Karduna<sup>[68]</sup>和 Andel<sup>[57]</sup>等报道的范围之内, 分别是 1.11° 到 11.4° 和 3.5° 到 9.5° 之间。虽然使用 SL 也容易有误差, 但是我们用来放置 SL 装置的触

诊解剖标志点是最远端的，因此，较小的位置不准不会导致太大影响。所有，如果考虑到使用无创的参考方法，SL 被认为是最好的解决方案。例如像三维放射立体照相测量分析（RSA）<sup>[70]</sup>这种方法可以得到最高精确度的测量。

Meskers<sup>[67]</sup>同样也发现了使用 AMC 方法相比于 SL，普遍低估了肩胛骨的运动。个体的解剖学特征如肌肉质量、皮下组织也可能会导致这种低估现象的出现。特别是在上举超过 90° 后，三角肌收缩明显引起软组织形变。另一个原因可能是皮肤相对于骨的位移。因此，肌肉收缩和皮肤滑移均可导致 AMC 装置与肩峰的脱离现象。所以，皮肤和肌肉限制了 AMC，而肩胛骨随着手臂上举却持续运动，这就可能导致 AMC 方法低估肩胛骨运动。这些解剖学的特征对每一个受试者都是独特的，也因此可以解释一些受试者在手臂外展特别是超过 90° 时出现很大的误差的现象。除了普遍的低估现象，AMC 相比于 SL 在手臂前屈的，高估了肩胛骨前伸和外旋两个动作。这是因为在手臂前屈时，三角肌仅仅使得 AMC 的前外侧移动，而后方仍然与肩峰良好接触，这就导致了 AMC 测量的外旋比肩胛骨实际外旋要大。

因为三角肌异常是影响 AMC 匹配肩胛骨运动的精确度的一个重要原因，所以放置 AMC 的位置是非常重要的。使用 AMC 方法测量肩胛骨前伸的动作时对 AMC 重新定位导致的变异要求很高，而另外两个肩胛骨动作对于由 AMC 重新定位的所引起的变异是微不足道的。Meskers 等<sup>[67]</sup>也报道了 AMC 重新定位在记录肩胛骨运动时的影响。使用肩峰方法记录肩胛骨运动只有当没有重新定位接收器时才会

精确。但是，这在临床并不可行。因此，减少 AMC 重新定位后固定和校准引起的误差有待进一步研究。总体上，肩胛骨外旋运动可以被 AMC 精确记录，正如本实验中较高的或者说可以接受的组内相关系数数值，对于 AMC 再定位不敏感。

本次实验一些不足之处。增加手臂上举的角度影响肩胛骨所有旋转和运动的平面，AMC 重新定位会影响肩胛骨前伸运动。此外，本次实验中肩胛骨后倾平均值的组内相关系数数值偏低。

将 SL 作为验证工具是有一定局限性的，因为这种方法需反复反复地主观定位 SL 装置，而这就对操作者提出很高要求。在较高的手臂上举角度将会变得越来越难定位骨性标记点，特别是肩胛下角，因为在上举过程中逐渐围绕胸廓的外侧和前方，此外肌肉和皮下组织潜在地增加了皮肤表面到肩胛下角的距离，这使得 SL 插脚针很难直接放置于骨性标记点。所以 SL 很可能低估肩胛骨后倾动作，因为插脚针跟踪的肩胛下角比实际位置更深。同时，还要考虑操作者在触诊骨性标记点和放置 SL 时可能会妨碍 AMC 而带来的影响。所以在用 SL 定位肩峰后角（AA）时，由于 AA 与 AMC 非常靠近，所以操作者在放置 AA 插脚针时需要最小程度地降低对 AMC 的影响。由于 SL 被国际肩关节组织（International Shoulder Group, ISG）推荐为首选的测量方法<sup>[55]</sup>，所以被认为是最适合与 AMC 作为比较的测量工具。

虽然 SL 和 AMC 在本次实验中的明确关系尚不能完全证实，但 AMC 方法可以用来检测超过  $10.2^{\circ}$  的肩胛骨畸形和异常。因为这低于一些反常肩胛骨运动异常的角度，比如，Meskers<sup>[71]</sup>等发现由中风

引起一侧偏瘫的患者肩胛骨前伸较健康人减小大约  $16^{\circ}$  ;  
Lukasiewicz<sup>[72]</sup>等发现撞击综合征患者肩胛骨后倾减小近  $9.5^{\circ}$  。

总之,我们发现 AMC 可以动态不受限制地记录肩胛骨三维运动。  
所以我们建议使用 AMC 方法作为用运动捕捉系统来评估上肢功能运动的一部分。

## 2.6 总结

测量手臂上举时的肩胛骨运动学有助于对肩关节疼痛患者的评估。目前,肩胛骨定位装置 (SL) 被认为是测量肩胛骨运动学的首选方法,但是却受限于静态测量的特点。肩峰标记群装置 (AMC) 克服了这一问题,本次试验了 AMC 的有效性及可靠性,AMC 为肩胛骨运动学提供了有效的测量。总体说来,AMC 可以被视为测量肩胛骨运动学的有效工具。

## 第三章 盂肱关节和肩胛胸关节在上肢上举过程中运动学分析 及肩肱节律的研究

### 3.1 引言

肩关节的构成非常复杂，对其进行运动学描述也相当困难。因为肩关节的巨大活动范围有以下 4 个关节结构所构成：胸锁关节（sternoclavicular joint, SC）、肩锁关节（acromioclavicular joint, AC）和盂肱关节（glenohumeral joint, GH）。而肩锁关节和胸锁关节通过肩胛骨和胸廓之间的筋膜相联合，统一称为肩-胸联合关节（肩胛胸壁关节 scapulothoracic joints, ST）（图 10）。由于胸锁和肩锁这两个关节缺乏运动一致性，所以肩-胸联合关节运动主要取决于胸部和肩胛骨表面肌肉的反向运动。大约 1/3 的肩关节运动发生在肩-胸联合关节，其余发生在盂肱关节。肩关节的功能依赖于胸锁关节、肩锁关节、盂肱关节和及肩胛胸关节的协调运动，这些关节统称为肩关节复合体。肩关节的活动是通过近 30 块肌肉相互之间的精细协作来完成。因此，对肩关节的运动学讨论，主要是盂肱关节和肩胛胸关节。

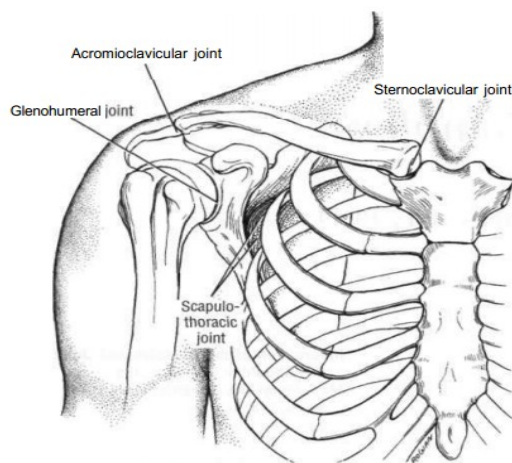


图 10

正常的肩关节复合体上举是由盂肱关节（GH joint）、肩胛胸壁关节（ST joint）、肩锁关节（AC joint）、胸锁关节（SC joint）四个关节复杂及协调的相互合作来完成的。

肩关节为全身最灵活的球窝关节，可作屈、伸、收、展、旋转及环转运动。肩关节复合体可能是全身活动范围最大的关节。肩关节的活动范围在正常情况下为:前屈上举  $150^{\circ}$ - $170^{\circ}$ 、后伸  $40^{\circ}$ - $45^{\circ}$ 、外展上举  $160^{\circ}$ - $180^{\circ}$ 、内收  $20^{\circ}$ - $40^{\circ}$ 、水平位外旋  $60^{\circ}$ - $80^{\circ}$ (或贴壁  $45^{\circ}$ )、水平位内旋  $70^{\circ}$ - $90^{\circ}$ (或贴壁  $70^{\circ}$ )、水平屈曲  $135^{\circ}$ 、水平伸展  $30^{\circ}$ ，加之肩关节的活动是以胸锁关节为支点，以锁骨为杠杆，因此肩关节的活动范围又可因肩胸关节的活动而增加。这种多关节的复合运动主要发生于盂肱关节及肩胛胸关节，特殊活动则需要胸锁关节和肩锁关节的旋转活动参与。

肩关节巨大的活动性和稳定性就是通过由3块骨（锁骨、肱骨、肩胛骨）和4个关节（胸锁关节、肩锁关节、盂肱关节和肩胛胸关节）这一复杂系统实现的<sup>[55]</sup>。肩胛骨连接肱骨与胸廓，为盂肱关节的活动提供适应性的基础。作为肩关节功能活动的基础，恰当的肩胛骨运动对于肩关节正常的功能和盂肱关节稳定性运动是至关重要的<sup>[1]</sup>。肱骨和肩胛骨的协调运动关系称为肩肱节律（scapulohumeral rhythm），具体来说就是盂肱关节提升（glenohumeral elevation）与肩胛骨上升

（scapular upward rotation）之间的比例关系。为了充分理解肩部疾病谱，弄清肩胛胸关节对于整个肩关节运动所作贡献是很重要的。当这种关系因各种原因而发生改变时，就会出现肩关节功能障碍。目前观点<sup>[73]</sup>强调中枢肌肉力量训练作为一种方法来改善肩关节疼痛，也就意味着来自肩胛胸关节的贡献。随着新的技术不断发展，现在可以在动态三维运动中评估肩肱节律。这就使得完整分析肩胛骨运动成为可

能，因为肩胛骨运动随着肱骨在轴向运动、冠状轴和矢状轴的运动改变而改变。肩胛骨运动包括上下旋（upward/downward rotation）、内外旋(internal/external rotation )以及前后倾(anterior/posterior tilting)，肱骨运动包括肱骨抬升（glenohumeral elevation）、平面抬升（plane of glenohumeral elevation）和轴向旋转（glenohumeral axial rotation），见图11示。肩胛胸关节的运动是由肩锁关节和胸锁关节的协调复合运动作用下获得<sup>[7, 24, 40, 74]</sup>。肩锁关节和胸锁关节调节这一节律，使得肩胛骨处于一个匹配的位置来为盂肱关节提供最理想的关节运动，并通过改变其活动范围来调整肱-胸运动范围<sup>[75]</sup>。

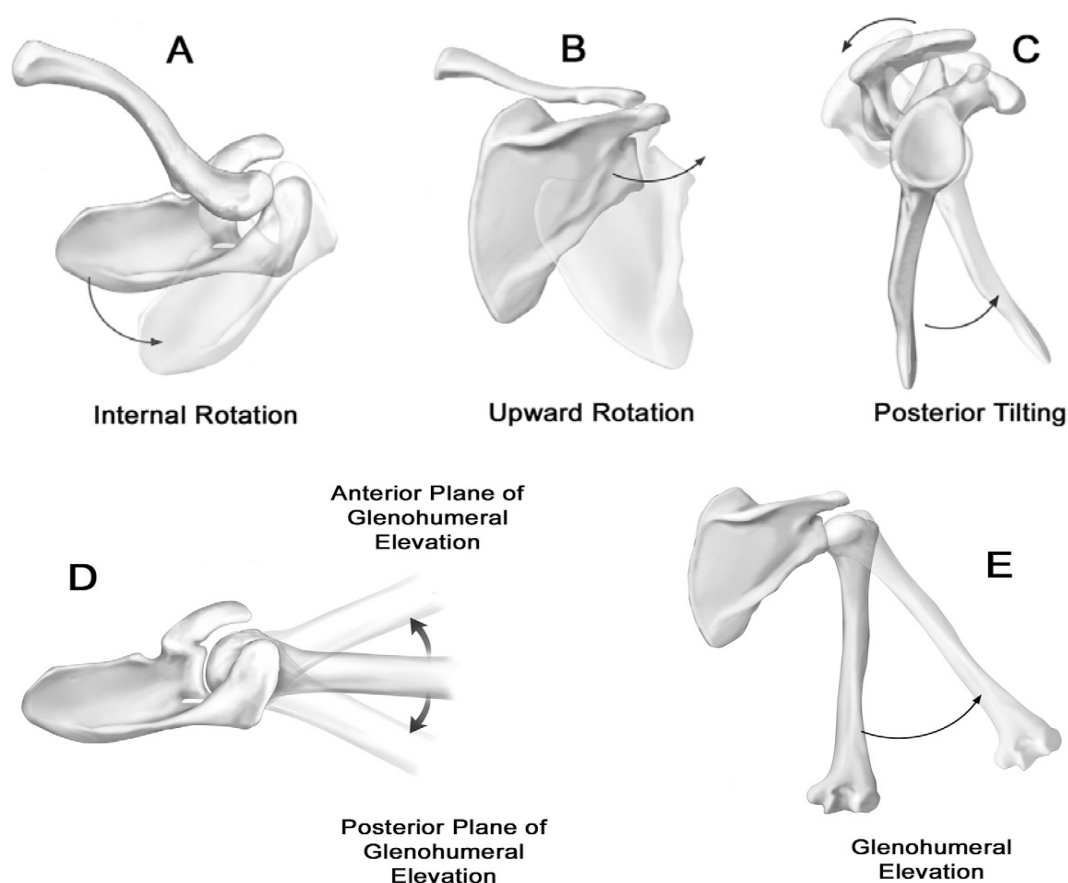


图 11 肩胛骨运动定义为内外旋（A：右侧肩内旋，上方观）、上抬（B：右侧肩上抬，后面观）、前后倾（C：右侧肩后倾，侧面观）；盂肱关节运动定义为平面上抬（D：相对于肩胛骨平面的前、后平面右侧肩肱骨上抬，上方观）、上抬（E：右侧肩肱骨上抬，后面观）



深入理解正常的肩肱节律，肩胛骨与肱骨协调的偶联运动关系对于更好的理解运动相关的异常和疾病是至关重要的。肩肱节律的改变与肩关节复合体病变相关联<sup>[76]</sup>。具有肩关节疼痛病史的患者通常在手臂上举过程中伴有补偿的肩关节运动<sup>[24]</sup>。这一类患者也常常补偿的肩关节异常运动，不仅仅是明显的关节囊紧缩，同时还有盂肱关节不稳以及肩袖病变<sup>[23, 25, 77, 78]</sup>。肩关节复合体的某一些疾病要归因于盂肱关节运动受限，伴随不同潜在机制的肩关节僵硬。盂肱关节骨性关节炎就是一种常见的以盂肱关节软骨退行性变为特征的肩关节疾病，常常引发肩关节僵硬。冻结肩患者常常表现出肩胛骨外旋增加以作为一种对盂肱关节骨性关节炎的补偿机制<sup>[22]</sup>。冻结肩患者的肩肱节律比值比盂肱关节骨性关节炎的患者更大，这与肩关节活动范围受限的严重程度有关。

在诊断和治疗运动相关异常疾病时，或者解释临床体格检查发现的异常前，必须要很好地了解正常的肩关节运动。比如这就可以帮助阐释重建手术是如何恢复和改变正常关节运动的。同样的，肩胛骨功能障碍在体格检查手臂下降时比在手臂抬高时更加容易被察觉。这些运动在不同的运动平面（比如外展、前屈和肩胛骨平面外展）因特殊的运动异常而不同。

因此，分析肩胛骨和肱骨协调偶联运动非常重要。比如，肩关节外旋运动与手臂上举之间的协调关系可以解释为什么冻结肩上举受限。在一定程度上，由于冻结肩导致外旋受限，甚至可能会进一步导致上肢上举受限。因为，肩关节任何简单运动都会导致两个平面的偶

联运动，通过测角仪可以发现，肩关节屈曲通过内旋实现。此外，肩关节融合手术疗效已被得到肯定，但是前提是需要确定合适的手术部位。目前这种最佳位置的选择虽有争议，却常常根据正常的肩-胸运动而确定。而这种肩-胸运动的能力就可以解释为什么冻结肩和关节融合术后的患者，上肢仍然保留一定范围的活动度。综上，对于肩关节运动学的认识和理解有许多重要的应用。可以帮助临床医生为上肢肩关节病变患者做出恰当的决定方案，包括是否手术、保守治疗方案以及康复训练计划等等。

本次实验的主要目的是测量手臂在冠状面外展和矢状面前屈状态下的肩肱节律比值；测量放松的站立位初始位置下孟肱关节和肩胛胸关节的各个角度；比较肩胛胸关节和孟肱关节以及肩肱节律在不同平面上肢上举过程中变化关系及不同平面下的比较；并计算肱骨和肩胛骨在整个上肢上举过程对肩关节运动所做贡献。我们假设肩胛胸关节和孟肱关节以及肩肱节律在手臂外展和前屈的平面下无显著性差异。

## 3.2 材料与方法

### 3.2.1 受试者

本次实验招募 9 位健康成年男性，年龄在 23 -26 岁之间，年龄  $25.11 \pm 1.17$  岁（平均值 $\pm$ 标准差）；身高  $1.72 \pm 0.04$  米；体重  $63.83 \pm 5.99$  千克，体重指数 BMI  $21.51 \pm 1.63$  千克/米<sup>2</sup>。所有受试者均测试其优势臂，均为右臂。本次实验得到伦理委员会批准，所有受试者签到知情同意书。受试者均通过经验丰富的临床医师的筛查，包括肩

关节活动度检查、肩关节撞击征和肩关节不稳的检查（部分检查见图12）。

排除标准：①受试者右肩关节活动范围较左侧有任何程度减小或者与已知正常范围有明显差异的；②右肩关节疼痛或者受伤病史的，包括锁骨、肱骨和肩胛骨骨折病史，或者肩锁关节、胸锁关节和盂肱关节脱位病史；③手臂反复上举下降过程中明显可见的肩胛骨运动障碍的。

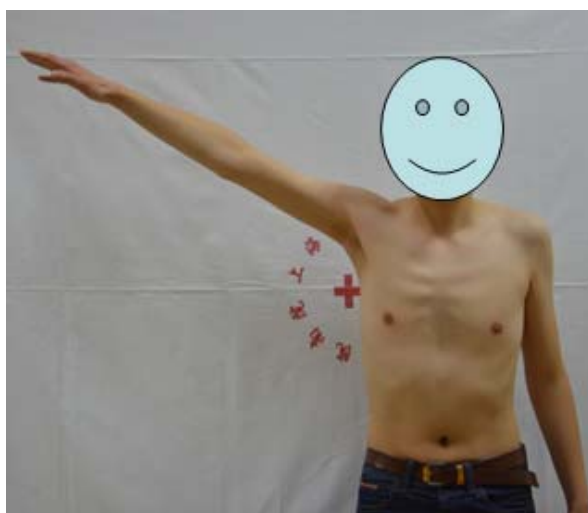


图 12-1  
肩关节主动外展活动度  
检查

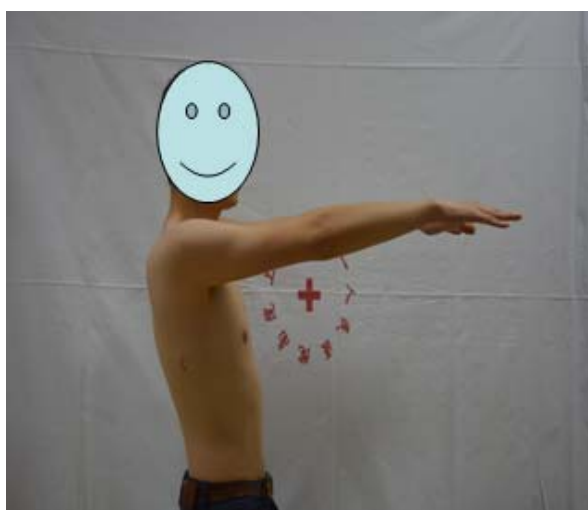


图 12-2  
肩关节主动外展活动度  
检查



图 12-3a  
Hawkins-Kennedy 撞 击  
征：检查从肩关节屈曲  
90° 开始

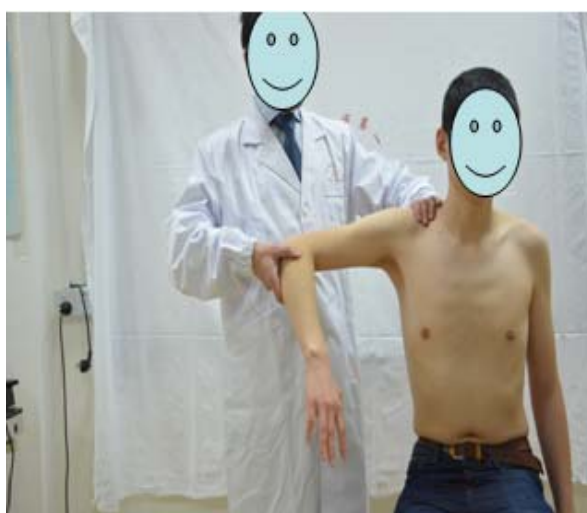


图 12-3b  
Hawkins-Kennedy 撞 击  
征：检查者内旋受试者上  
臂，重现肩峰下撞击，出  
现疼痛为阳性



图 12-4  
肩关节后方不稳实验

### 3.2.2 测试设备及实验仪器

#### （一）测试设备

本次实验三维运动学数据由英国 Oxford Metrics Limited 公司 Vicon Nexus 系统收集，配备有 10 个摄像头，采样率为 120Hz。

#### （二）实验装备

（1）Vicon MX 系统捕捉用反光球（直径分别 9.5 毫米、14 毫米两种规格）

（2）AMC 装置

（3）肩关节角度测量仪

### 3.2.3 实验步骤

#### （一）受试者的准备

受试者皮肤表面用双面胶粘贴反光标记点（见图 13），胸廓贴 4 个标记点，分别为：前方的胸骨上切迹、剑突，后方的第 7 颈椎骨、第 8 胸椎骨；锁骨贴两个标记点：分别位于胸锁关节和肩锁关节锁骨端；肱骨贴两个标记点和一个固定有三个反光标记球的金属薄板：肱骨内外上髁分别贴一标记点，金属薄板贴在上臂外侧且尽可能远离三角肌的止点处以尽量减小肌肉收缩引起的误差；肩胛骨贴三个标记点：分别位于肩峰后角、肩胛脊内侧点和肩胛下角，肩峰扁平部位贴有 AMC 装置，其上附着 3 个反光标记球。

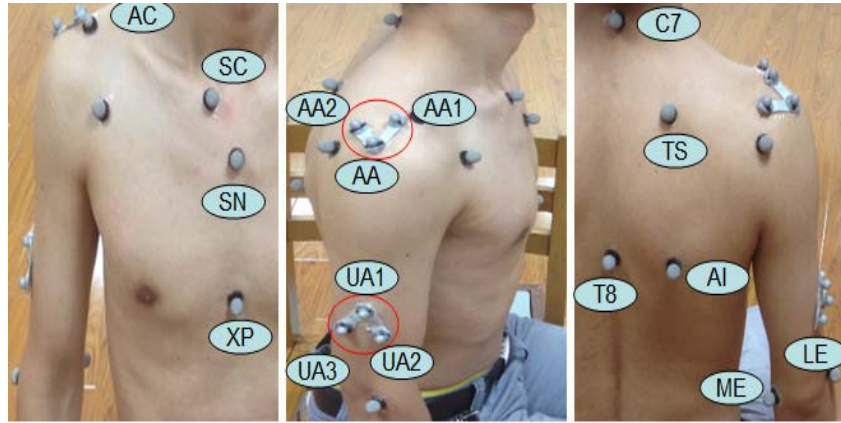


图 13 标记点示意图:

胸廓: 胸骨上切迹(SN)、剑突(XP)、第 7 颈椎骨(C7)、第 8 胸椎骨(T8);  
 锁骨: 胸锁关节锁骨端(SC)、肩锁关节锁骨端(AC);  
 肱骨: 肱骨内上髁(ME)、外上髁(LE)、金属薄板三点(UA1\UA2\UA3);  
 肩胛骨: 肩峰后角(AA)、肩胛脊内侧点(TS)、肩胛下角(AI), 肩峰扁平部位  
 AMC 装置上 3 个反光标记球(AA\AA1\AA2)。

## (二) Vicon 测试系统的准备

详细步骤见第二章 2.2.3 实验步骤。

- (1) 摄像机设置和采集区域选择;
- (2) 标定;
- (3) 静态姿势数据采集;
- (4) 动作采集

## (三) 数据采集

在实验过程中, 受试者坐在椅子上, 将上述肩关节角度测量仪固定于椅子一边, 通过调节椅子座位高度以及微调测角仪的方向和高度, 使得受试者肩关节运动中心与半圆形测角仪的圆心重合。为了标准化手臂在前屈和外展的位置, 受试者被要求用中指指向测角仪的每个角度的标记点, 且在实验前反复练习, 提高指示角度的准确性, 减小误差, 并由 2 名观察人员在旁提示。

本次实验采集冠状面上外展和矢状面上前屈两个平面下的三维动态主动运动，所有受试者初始位置要求站立，双手自然下垂位于大腿两侧。肩-胸外展动作定义为肘关节伸直的手臂由初始站立位沿着冠状面离开胸廓；肩-胸前屈动作定义为肘关节伸直的手臂由初始站立位向前并与矢状面平行离开胸廓。许多文献报道皮肤粘贴标记点法肱骨上举最大有效测量位置大约在  $100^{\circ}$  - $120^{\circ}$  之间，否则由于皮肤滑移及形变等因素导致测量误差明显增高<sup>[24, 39, 68]</sup>。因此，为了减小关节角度测量误差并且使皮肤软组织伪影引起的误差降到最小，受试者被要求完成从初始位置至肱-胸上举  $100^{\circ}$  的手臂前屈和外展动作，要求必须是连续性动作，整个过程中拇指指向天花板。整个动作中，初始  $15^{\circ}$ ，以及  $30^{\circ}$  到  $100^{\circ}$  上举中每  $10^{\circ}$  记录一次，为一个循环动作，每次动作要求受试者匀速连续完成 5 次，每次动作 3 秒时间，数据分析去掉最大和最小值，采用中间三个动作的数据进行平均。受试者每次做完一个动作进行下一个动作前有充分休息时间，以减小因肌肉疲劳引起的测量误差。

### 3.3 数据分析

自体旋转轴方向被认为是每个骨或关节有临床意义地客观地描述关节运动，据此使前向轴、垂直轴、横轴互相垂直。对于胸廓，这些轴形成额状面、矢状面和横断面。对于肩胛骨，横轴直接从肩胛脊指向肩锁关节，前向轴垂直于肩胛骨平面。对于肱骨，横轴就是肱骨内上髁与外上髁的连线。盂肱关节  $0^{\circ}$  外旋的位置发生于肱骨横轴与肩胛骨横轴平行时（即肩胛骨平面）。这种肱骨内外上髁连线的  $0^{\circ}$

位置与临床描述的前臂相关的  $0^\circ$  位置是显然不同的，后者由于肘关节偶联转载的角度而抵消了  $0^\circ$  位置。

我们用欧拉角来描述肩胛骨和肱骨相对于胸廓的运动关系。这种角度所描述的关系与临床医生所描述的不尽相同，欧拉角对于三维角度旋转的描述是独特的，因为对于三个解剖轴都是有序列的旋转，目前在研究测试中，这种对肩关节运动的描述是当下的标准。这种旋转是三维的，因此不同于临床上对于肩关节运动的两维几何测量的描述。临床上描述肩关节运动是将所有部分的运动（包括 3 块骨与 4 个关节的运动）结合起来的，这也对描述每一个部分相对于另一个部分的运动以及其相对于整个运动周期所做贡献造成了很大困难。

我们使用 Matlab17.1 版本软件对数据进行整合、分析。MATLAB（矩阵实验室）是 Matrix Laboratory 的缩写，是一款由美国 The Math Works 公司出品的商业数学软件。MATLAB 是一种用于算法开发、数据可视化、数据分析以及数值计算的高级技术计算语言和交互式环境。



### 3.3.1 基于各个骨性标记点（图 14-1）的坐标系（图 14-2）建立

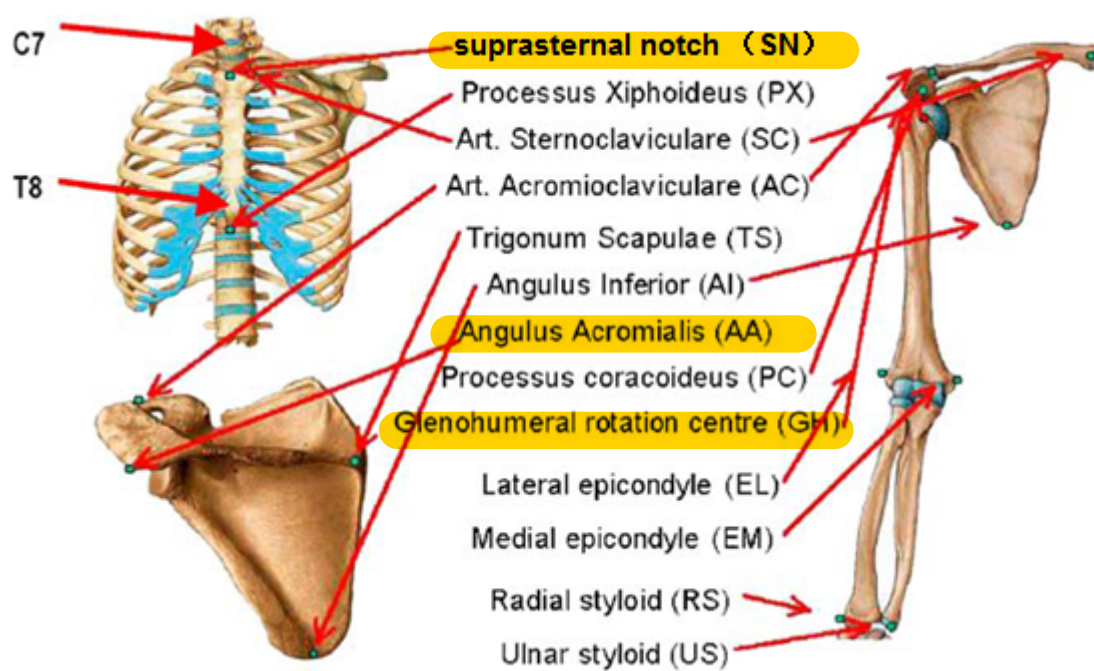


图 14-1 国际肩关节生物力学协会（ISB）推荐的坐标系定义协议中骨性标记点

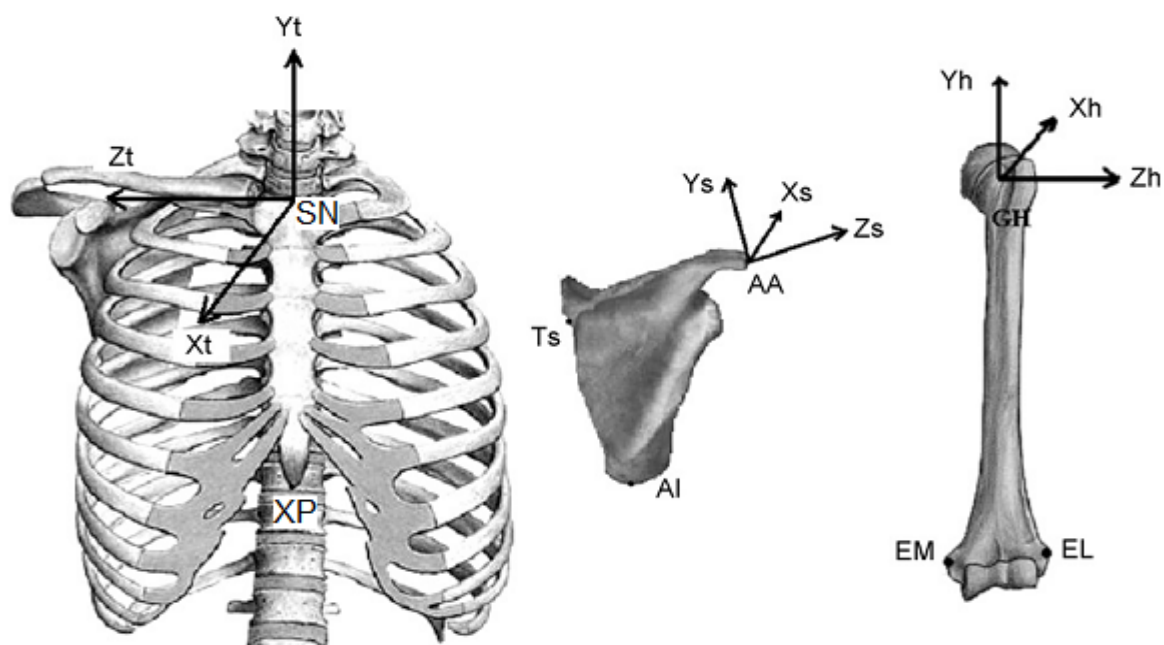


图 14-2 国际肩关节生物力学协会（ISB）推荐的坐标系定义

(1) 胸廓坐标系—— $X_t$ - $Y_t$ - $Z_t$  (见图 14 和图 15-1)

O<sub>t</sub>: 坐标原点为 SN

$Y_t$ : PX 和 T8 中点与 SN 和 C7 中点的连线, 方向指向上方

$Z_t$ : 一条垂直于 PX 和 T8 的中点与 SN、C7 三点构成的平面的直线, 方向指向右侧

$X_t$ : 一条同时垂直于 Y 轴和 Z 轴的直线, 方向指向前方

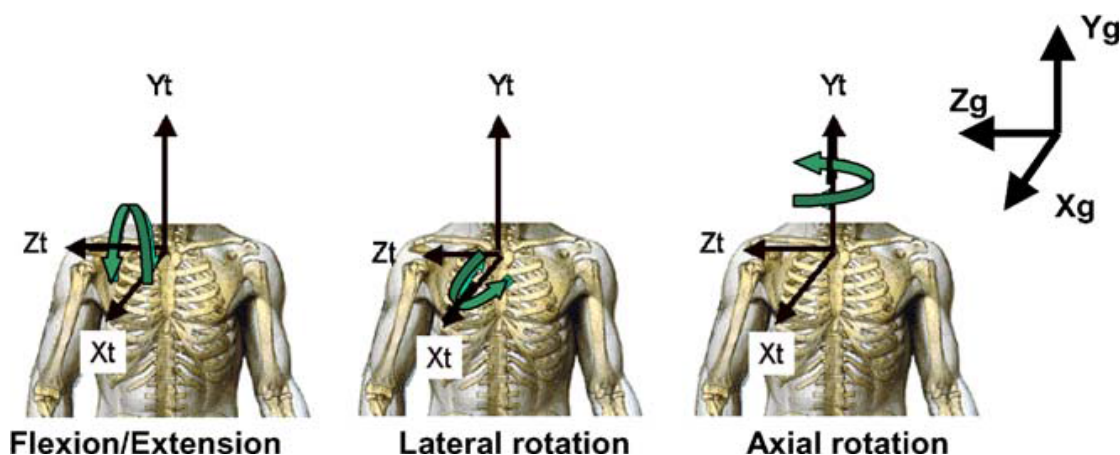


图 15-1 胸廓坐标系与运动的定义

(2) 肩胛骨坐标系—— $X_s$ - $Y_s$ - $Z_s$  (见图 14 和图 15-2)

O<sub>s</sub>: 坐标原点为 AA

$Z_s$ : 一条连接 AA 和 TS 两点的直线, 方向指向 AA

$X_s$ : 一条垂直于 AA、AI、和 TS 三点构成的平面的直线, 方向指向前方

$Y_s$ : 一条同时垂直于 X 轴和 Z 轴的直线, 方向指向上方

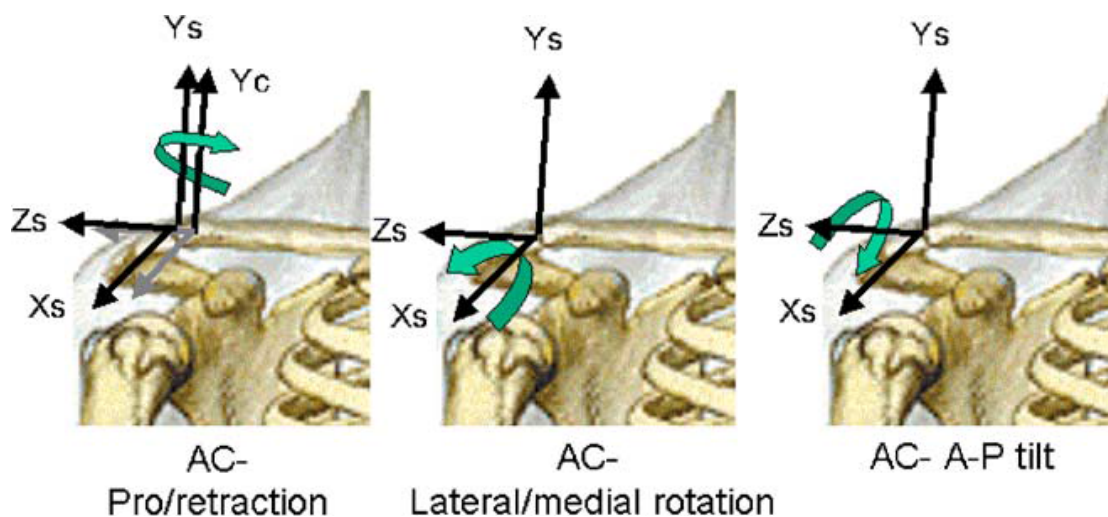


图 15-2 肩胛骨坐标系与运动的定义

### (3) 肱骨坐标系—— $X_h$ - $Y_h$ - $Z_h$ (见图 14 和图 15-3)

$O_h$ : 坐标原点为 GH

$Y_h$ : GH 与 LE 和 ME 中点的连线, 方向指向 GH

$X_h$ : 垂直于 GH、LE 和 ME 三点构成的平面的直线, 方向指向前方

$Z_h$ : 一条同时垂直于 Y 轴和 X 轴的直线, 方向指向右侧

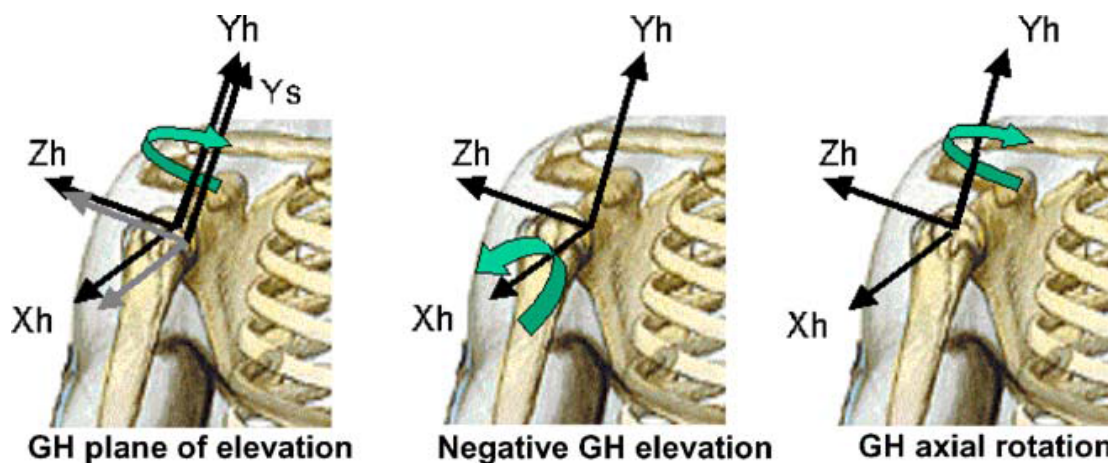


图 15-3 肱骨坐标系与运动的定义

### 3.3.2 肩胛胸关节和盂肱关节的局部坐标系和运动

对于肩关节而言，有两种类型的旋转概念。一种是关节旋转，即一个部分相对于其近端部分的旋转，比如锁骨相对于胸廓的旋转（胸锁关节），肩胛骨相对于锁骨的旋转（肩锁关节），肱骨相对于肩胛骨的旋转（盂肱关节）；另外一种旋转是骨的旋转，即锁骨、肩胛骨和肱骨相对于胸廓的旋转（肱-胸关节并不实际存在，通常广泛地定义为肩关节）。

许多旋转序列都是可能的，我们选择一个恰当的旋转序列使得角度与临床上对于骨和关节运动的描述一致。然而，差异是不可避免的，因为临床医生对于运动的描述并非三维的。

#### (1) 肩胛骨相对于胸廓的局部坐标系及运动定义（肩胛胸关节）

X 轴：上旋 upward rotation (-) / 下旋 downward rotation (+)

Y 轴：外旋 external rotation (-) / 内旋 internal rotation (+)

Z 轴：前倾 anterior tilt (-) / 后倾 posterior tilt (+)

#### (2) 肱骨相对于肩胛骨的局部坐标系及运动定义（盂肱关节）

X 轴：盂肱关节上举 elevation（围绕肱骨坐标系中  $X_h$  轴）

Y 轴：盂肱关节平面上举 plane of elevation（围绕肩胛骨坐标系中  $Y_s$  轴）

Z 轴：外旋 external rotation (-) / 内旋 internal rotation (+)（围绕肱骨坐标系中  $Y_h$  轴）

### 3.4 统计方法

我们对受试者在不同平面每个上举角度下的值进行统计学描述。去掉每位受试者在每个肱骨上举角度中五次动作的最大值和最小值，采用中间三次动作数值，并求其均值作为计算。使用的是 SPSS 19.0 统计软件进行统计分析。对于连续变量使用平均值±标准差来描述。用 t 检验分别比较肩胛胸关节、盂肱关节和肩肱节律在手臂外展和前屈两个平面的不同上举角度下的差异性。本次实验中的自变量是不同平面的上举（冠状面外展和矢状面前屈）和不同上举角度（初始上举 15°、30° -100° 之间每 10° 一个增量）。

### 3.5 结果

#### 3.5.1 初始位置下的角度

站立位初始位置下（手臂自然下垂位于大腿两侧），肩胛胸关节和盂肱关节各个轴上的初始测量角度见表 4。其中肩胛胸关节是肩胛骨相对于胸廓的位置，盂肱关节是肱骨相对于肩胛骨的位置下测得角度。

表 4 初始位置下肩胛胸关节和盂肱关节关节角度

	关节	角度（平均值±标准差）
肩胛胸关节	内旋 internal rotation	31.39±3.21
	上旋 upward rotation	6.17±2.46
	后倾 posterior tilt	14.58±1.31
盂肱关节	上举 elevation	0.74±1.03
	平面上举 plane of elevation	8.24±3.28
	外旋 external rotation	10.71±4.27

### 3.5.2 肩肱节律

总体上，受试者的肩肱节律与手臂在外展和前屈两个平面上没有显著差异。表 5 列出了在外展和前屈平面下不同角度上举时的肩肱节律比值（盂肱关节/肩胛胸关节）。图 16 显示的是在肩肱节律的比值随手臂外展和前屈时的变化折线图。从折线图中可以发现，肩肱节律比值在  $0^{\circ}$  - $50^{\circ}$  之间，随着手臂上举角度增加而迅速增加，但这种增加趋势在  $50^{\circ}$  之后明显缓慢。

表 5 外展和前屈平面下不同角度上举时的肩肱节律的比值

手臂上举角度	外展时（平均值±标准差）	前屈时（平均值±标准差）
$15^{\circ}$	$0.34 \pm 0.09$	$0.32 \pm 0.07$
$30^{\circ}$	$0.71 \pm 0.1$	$0.7 \pm 0.14$
$40^{\circ}$	$0.93 \pm 0.17$	$0.97 \pm 0.26$
$50^{\circ}$	$1.31 \pm 0.24$	$1.24 \pm 0.27$
$60^{\circ}$	$1.34 \pm 0.24$	$1.31 \pm 0.22$
$70^{\circ}$	$1.38 \pm 0.21$	$1.38 \pm 0.22$
$80^{\circ}$	$1.55 \pm 0.32$	$1.43 \pm 0.3$
$90^{\circ}$	$1.6 \pm 0.33$	$1.63 \pm 0.33$
$100^{\circ}$	$1.74 \pm 0.26$	$1.7 \pm 0.19$

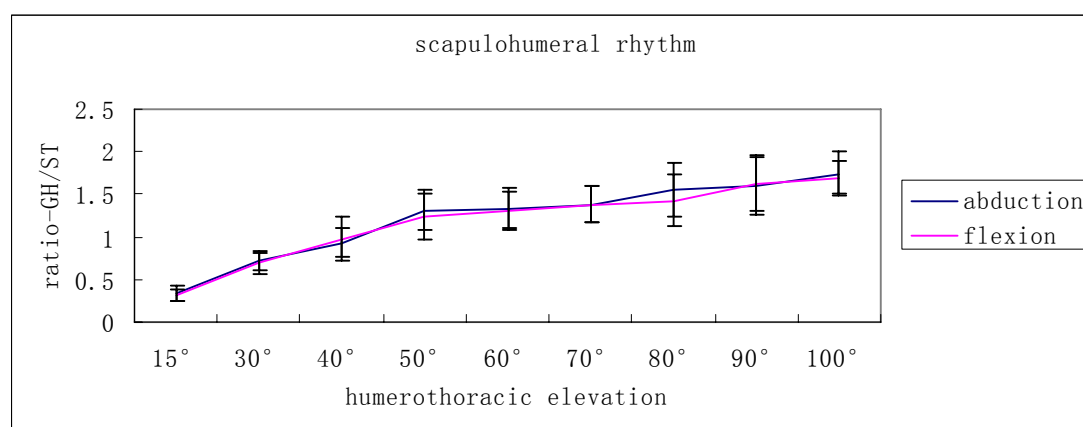


图 16 肩肱节律随手臂上举变化的折线图。蓝色是手臂外展，粉色是手臂前屈。横坐标为手臂上举角度，单位是度，纵坐标是肩肱节律比值，单位是 1。

本次实验测得肩肱节律比值在手臂外展和前屈时范围分为是



0.34:1 到 1.74:1 和 0.32:1 to 1.7:1。然而，肩肱节律的比值与手臂上举的角度之间并没有呈线性模式变化。为了描述这种这种关系，我们用多项式拟合曲线分别拟合外展和前屈平面下的肩肱节律比值的平均值和标准差的变化关系（见图 17）。因此，我们得到了一个关于肩肱节律随手臂上举的曲线拟合方程（外展  $y = -0.0002X^2 + 0.0333X - 0.1225$ ；前屈  $y = -0.0001 X^2 + 0.0323X - 0.111$ ）。这就可以预测大范围手臂上举运动中非线性的节律关系。外展平面下曲线的  $R^2$  值是 0.979, 前屈平面下曲线的  $R^2$  值是 0.982, 提示非线性关系的拟合度高。

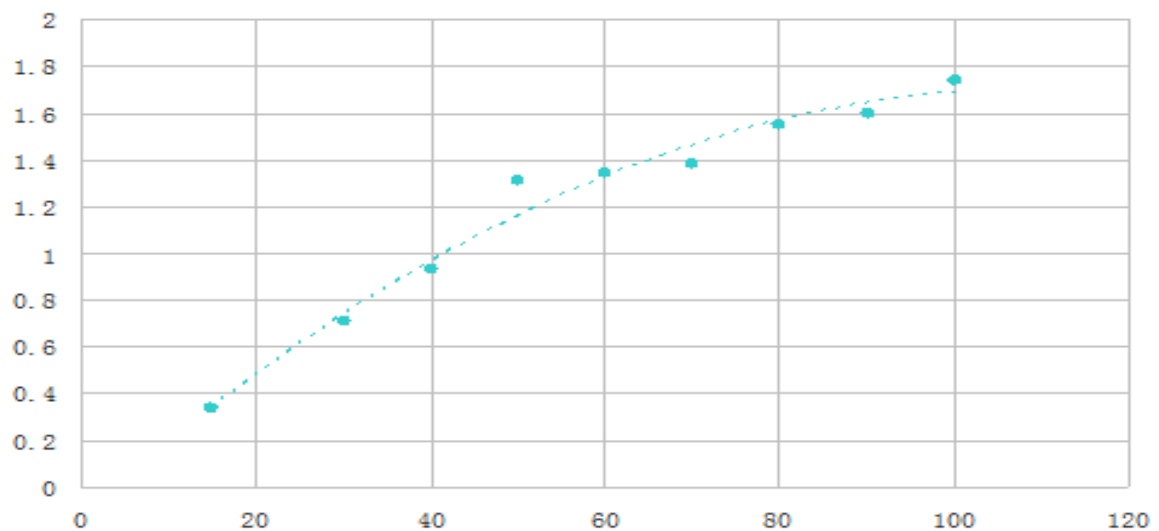


图 17-1 手臂外展时，肩肱节律随手臂上举变化的拟合曲线。横坐标为手臂上举角度，单位是度，纵坐标是肩肱节律比值，单位是 1。

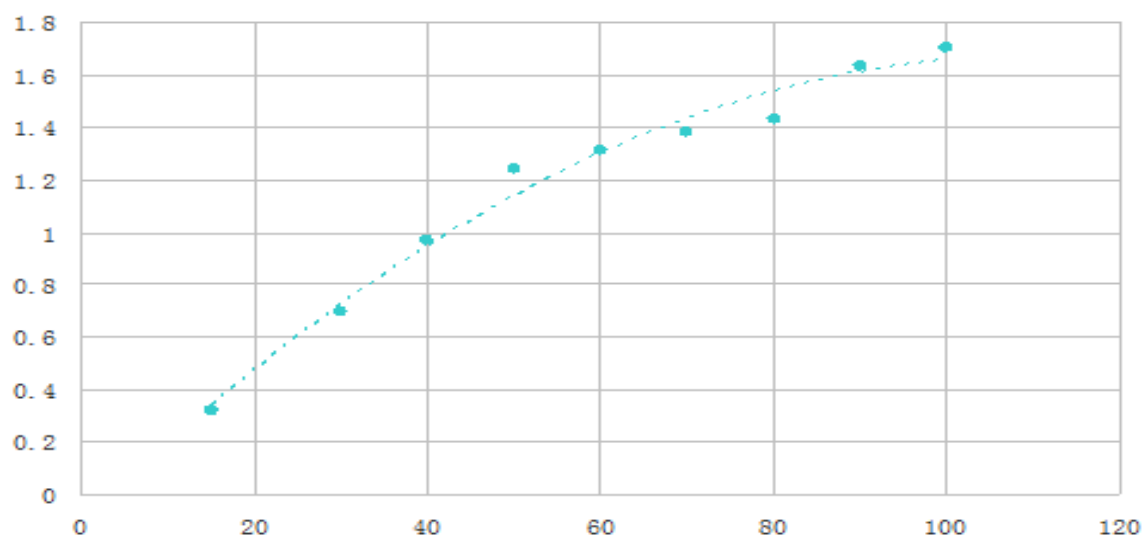


图 17-2 手臂前屈时，肩肱节律随手臂上举变化的拟合曲线。横坐标为手臂上举角度，单位是度，纵坐标是肩肱节律比值，单位是 1。

此外，我们对肩肱节律的标准差也做了拟合曲线（图 18）。拟合方程分别是：外展  $y = -4E-9x^5 + 1E-6x^4 - 0.0001x^3 + 0.0064x^2 - 0.1388x + 1.1072$ ；前屈  $y = -6E-9x^5 + 2E-6x^4 - 0.0002x^3 + 0.008x^2 - 0.1598x + 1.1604$ 。两条拟合曲线的  $R^2$  值分别为 0.9559、0.9802。从图中可以看出，受试者肩肱节律比值变化差异在手臂上举  $20^\circ$  是最小，上举  $90^\circ$  时最大。

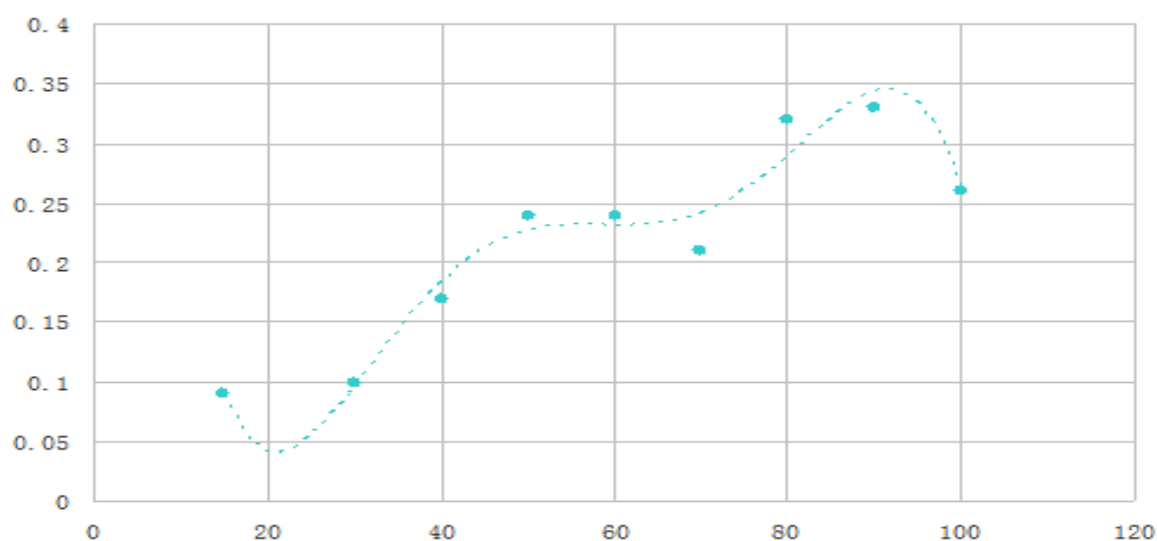


图 18-1 手臂外展时，肩肱节律比值的标准差随手臂上举变化的拟合曲线。横坐标为手臂上举角度，单位是度，纵坐标是肩肱节律比值标准差，单位是 1。



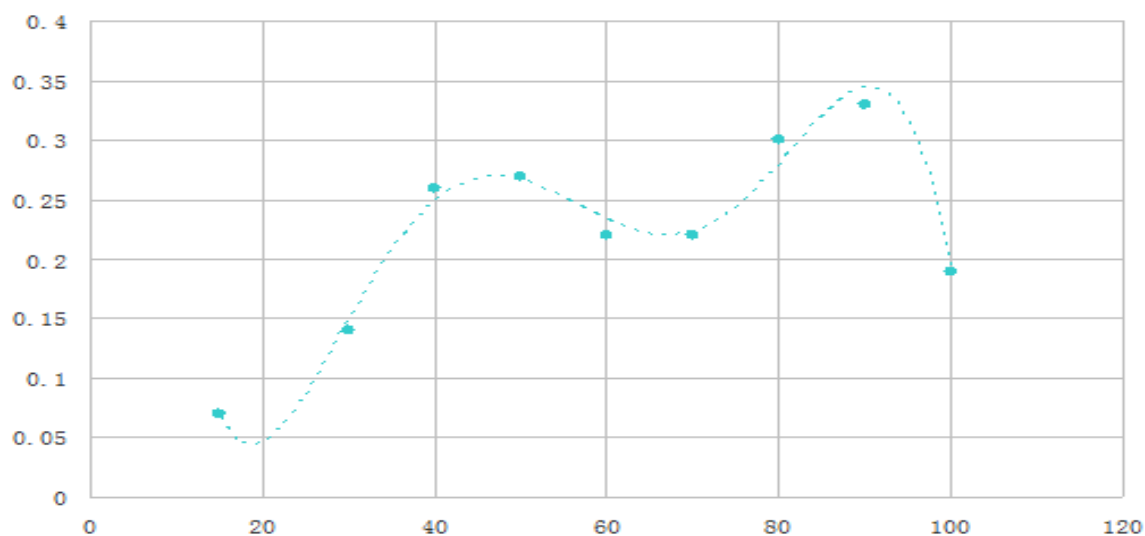


图 18-2 手臂前屈时，肩肱节律比值的标准差随手臂上举变化的拟合曲线。横坐标为手臂上举角度，单位是度，纵坐标是肩肱节律比值标准差，单位是 1。

### 3.5.3 盂肱关节运动

总体上，盂肱关节运动角度随着手臂上举的增加而增加。其中，盂肱关节上举角度（外展平均增加  $72.69^\circ$ ；前屈平均增加  $70.93^\circ$ ）、平面上举角度（外展平均增加  $25.5^\circ$ ；前屈平均增加  $12.88^\circ$ ）是持续的增加，而盂肱关节外旋角度（前屈平均增加  $46.13^\circ$ ）随着手臂屈曲是持续增加的，但外展时（外展由初始  $-44.75^\circ$  曲折变为最后  $-54.35^\circ$ ）却是先增加后减小，见图 19。

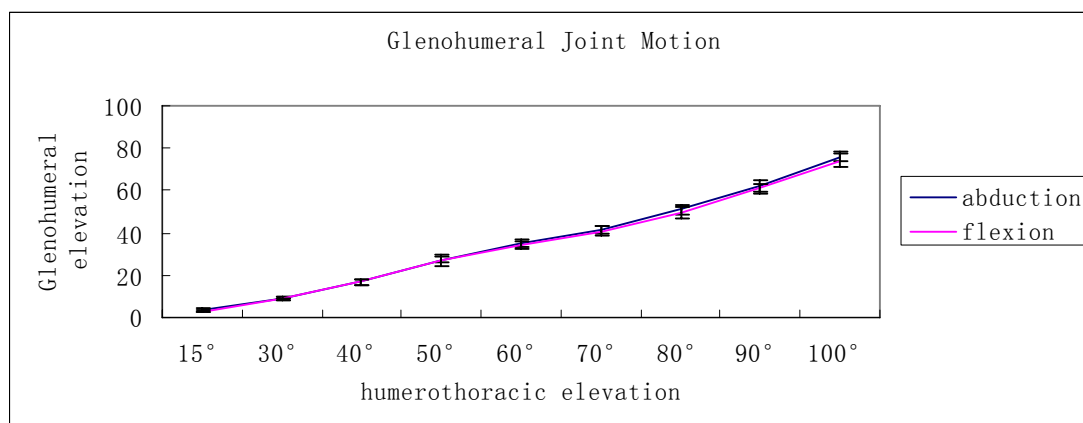


图 19-1

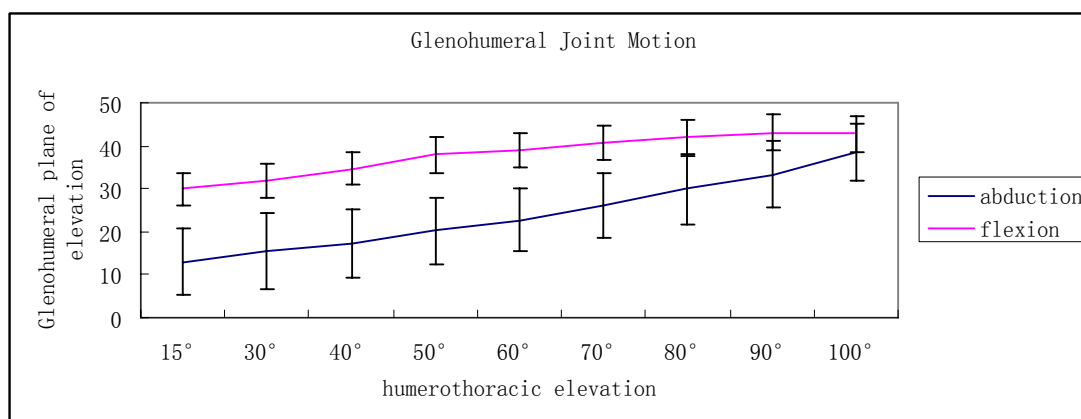


图 19-2

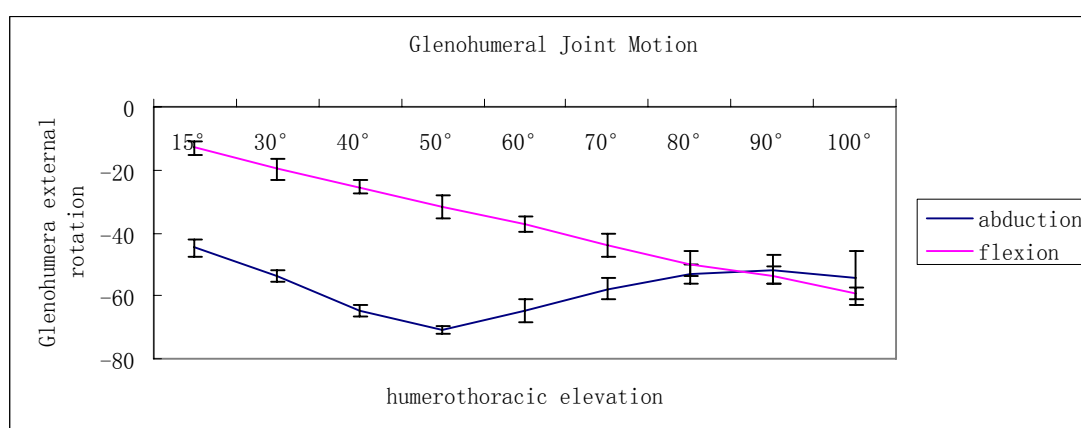


图 19-3

图 19 (16-1、16-2、16-3) 分别是盂肱关节上举、平面上举和外旋角度随着手臂上举的变化关系，横坐标为手臂上举，蓝色是手臂外展，粉色是手臂前屈纵坐标为盂肱关节运动，单位为度。

对于手臂外展和前屈之间的盂肱关节的运动角度，每个上举角度之间进行逐一比较，两者之间存在显著统计学差异 ( $P<0.001$ )。整个手臂上举过程中，手臂外展时盂肱关节上举的角度比手臂前屈时要小 (平均小  $0.8^\circ$  ,  $P<0.001$ )，两个平面的变化关系几乎是线性关系 (图 19-1)。手臂外展时盂肱关节平面上举的角度比手臂前屈时明显要小 (平均小  $13.9^\circ$  ,  $P<0.001$ )，两个平面之间的在上举  $60^\circ$  - $100^\circ$  之间差异最大，在  $70^\circ$  附近的差异高达  $17.72^\circ$  ( $P<0.001$ ) (图 19-2)。盂肱关节外旋随着手臂前屈角度的增加而持续增加，而随着手臂外展到  $50^\circ$  时，先是不断增加，并在  $50^\circ$  时达到最大  $70.92^\circ$  ( $P<0.001$ )，

手臂外展 50° 以后直到 90° ，随着外展角度增加而减小，并且在上举 80° 时，两者差异最小（平均 3.34° ，  $P<0.001$  ）。而在 90° 之后，手臂前屈时盂肱关节外旋角度开始大于外展时的外旋（图 19-3）。

3.5.4 肩胛胸关节运动

肩胛骨相对于胸廓的运动随着手臂外展和前屈的变化关系见图 20。尽管两者之间的有细微差异，但是前屈时肩胛骨运动与外展时肩胛骨运动的平均差异在 0.05° -3.78° 之间,两者没有明显统计学差异（内旋  $P=0.14$ ；上旋  $P=0.568$ ；后倾  $P=0.759$ ）。肩胛骨内旋角度（外展平均增加 4.27° ，前屈平均增加 11.38° ）和上旋角度（外展平均增加 34.36° ，前屈平均增加 34.16° ）随着手臂上举角度增加而增加，后倾角度不断减小（外展平均减小 11.93° ，前屈平均减小 12.1° ）。

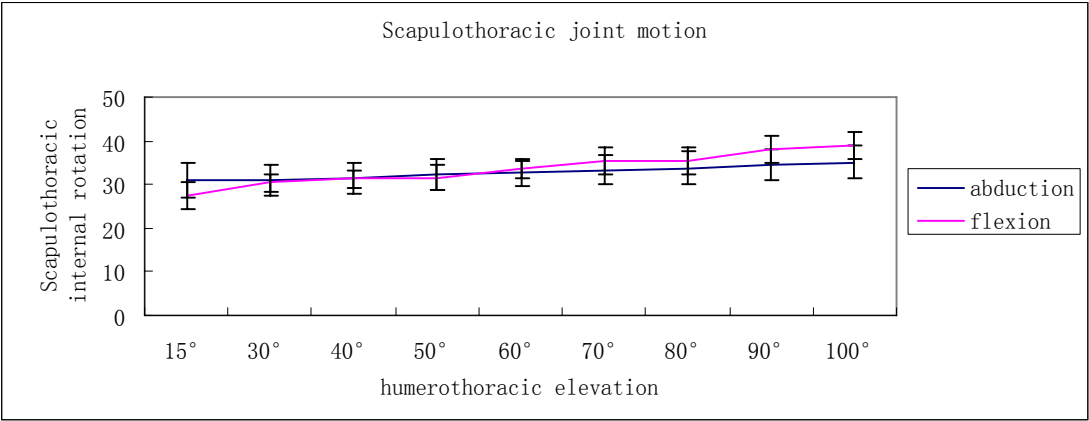


图 20-1

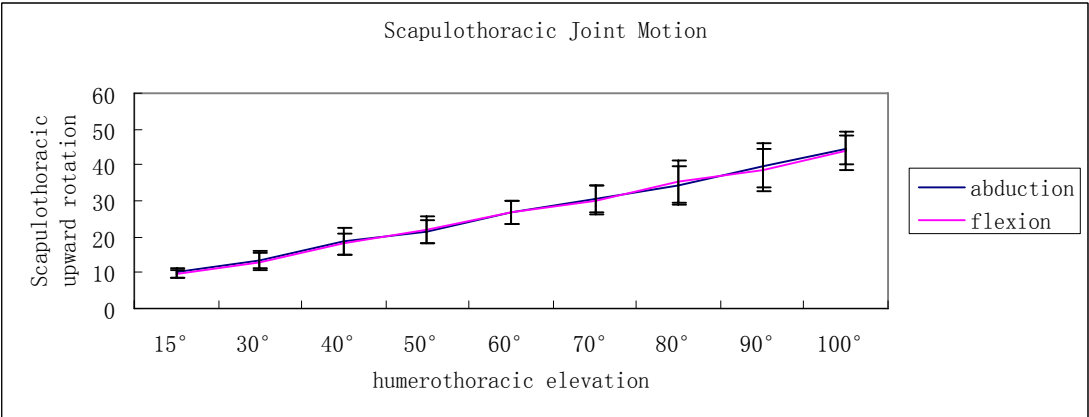


图 20-2

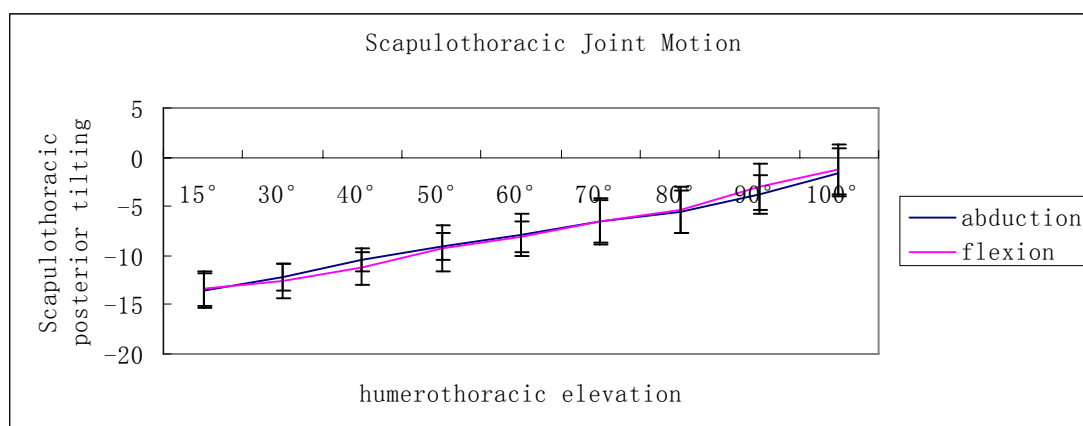


图 20-3

图 20（20-1、20-2、20-3）分别是肩胛胸关节内旋、上旋和后倾角度随着手臂上举的变化关系，横坐标为手臂上举，蓝色是手臂外展，粉色是手臂前屈纵坐标为肩胛胸关节运动，单位为度。

### 3.6 讨论

本次实验基于光学运动捕捉系统，无创地动态地测量了手臂外展和前屈情况下正常的三维肩胛胸关节和盂肱关节的运动。总体来说，本次试验结果显示，盂肱关节在手臂外展和前屈时具有统计学差异，而肩胛胸关节随着手臂外展和前屈无显著差异。

我们知道，肩胛骨是在锁骨驱使下偶联运动的。肩胛骨相对于胸廓的运动需要肩锁关节和胸锁关节同时参与<sup>[19]</sup>。这种偶联的协调运动使得肩胛骨可以相对于胸廓运动。肩胛胸关节的上旋运动包含胸锁关节和肩锁关节协调运动，肩胛胸关节上旋运动随着手臂上举的过程不断增加，这就保证了盂肱关节可以达到最佳位置。这种增加与文献中报道的用电磁追踪系统<sup>[20, 79]</sup>或者改良测角仪的方法<sup>[80-85]</sup>测出的结果一致。文献报道肩胛胸关节上旋运动一部分来自于肩锁关节，这是因为肩胛骨相对于锁骨运动同时发生于手臂上举。然而，更多的是来源于胸锁关节运动，大约贡献了肩胛胸关节上旋运动的 40°<sup>[24]</sup>。肩胛

胸关节后倾运动从本质上就是肩锁关节运动，肩胛骨相对于锁骨运动高达  $19^{\circ}$ ，而肩胛骨相对于胸廓总共运动  $21^{\circ}$  [24]。肩胛胸关节后倾为手臂上举时肱骨头和肩袖在肩峰前下方留有足够间隙，从功能上说就是避免肩峰下撞击<sup>[7, 9]</sup>。所以，在一些肩胛胸关节后倾有改变的（通常是活动度减小）患者中，可以发现撞击综合征。这类患者肩胛骨后倾较无症状者小  $10^{\circ}$  左右<sup>[3]</sup>。目前，肩胛胸关节外旋的意义尚不能解释清楚。Philip<sup>[3]</sup>等推断这一动作可以减小盂肱关节在手臂完全上举时的内旋角度，从而防止肱骨头受到过高的压力，否则容易导致关节囊松弛和肩关节不稳。此外，我们认为胸廓对于肩胛骨外旋也有一定作用。

手臂上举到  $90^{\circ}$  以上时，肱骨内外旋也引起肩胛骨大量运动。随着肱骨达到最大外旋时，肩胛骨的后倾、上旋以及外旋增加的更快。相对而言，受限的肩胛骨运动发生在旋转的中间范围。肩胛骨运动对于获得极限位置的肱骨旋转十分重要。肩胛骨运动缺乏会导致更高的压力作用于盂肱关节囊，且可能会导致关节囊过度伸长和松弛。

不同的文献使用不同的方法学，这导致了比较文献中的数据是很困难的。相关的方法学差异包括：（1）研究状态不同（动态或者静态，同时或者连续地数据记录）；（2）不同的测量技术和设备（光学或者电磁捕捉系统、测角仪、放射立体成像技术、MRI 方法；有创或者无创的测量）；（3）研究的运动不同（上肢上举的平面，以及特殊运动范围）；（4）受试者因素（性别、年龄、优势与非优势手臂、运动员与非运动员、健康者与患者）；（5）运动描述（二维平面描述、欧拉

角、卡丹角、螺旋轴); (6) 初始位置的定义 (放松的站立位、 $0^{\circ}$  起始位置) 等等。考虑以上这些因素, 就不会奇怪肩关节运动学在文献报道中不尽相同。

尽管如此, 我们还是与先前研究报道的做了对比。本次实验计算了在整个上肢上举过程中, 盂肱关节和肩胛胸关节对于整个肩关节运动的贡献大小及变化, 肩肱节律在手臂外展和手臂前屈时比值无显著性差异。在手臂外展和前屈时, 平均比值分别是 1.21:1 和 1.19:1, 这与最初 2:1 的比例不太吻合。但是, 目前越来越多地研究者发现肩肱节律比值并非完全恒定的 2:1 关系<sup>[20, 79]</sup>。2:1 比率关系只是平均值, 并不能代表整个范围内的大量变异情况<sup>[28]</sup>。在肩关节上举的最初  $30^{\circ}$ , 存在着异常高的变异, 这一过程被称为肩胛骨“设定平面”(setting plane)。在设定平面之后的上举过程, 肩肱节律大体上与其他学者报道类似<sup>[20, 24, 34, 79, 86]</sup>, 在  $30^{\circ}$  到  $90^{\circ}$  上举之间肩肱节律比值小大 1.25:1, 大到 3.76:1, 但是没有一个等于 2:1。本文得出的结论与这些肩肱节律比值范围在 1:1 到 2:1 之间的报道更为一致<sup>[20, 24, 25, 34, 79, 86]</sup>。

本文描述了肩胛胸关节和盂肱关节在上肢上举过程中的正常旋转运动。理解掌握肩胛骨和肱骨在上肢上举过程中的正常运动特点、相互协调关系及其对整个肩关节运动的贡献, 对于诊断、评估肩关节相关疾病, 制定手术规划或者保守治疗方案, 以及康复训练计划等是非常必要的。随着我们对肩关节运动学理解的加深, 以及病人对于预后的需求, 光学运动捕捉系统将会进一步提供病人负担得起的、临床

易于实现的方法来定量分析肩关节运动学。

本文也存在一定不足之处。首先，本实验仅仅测量了健康成年年轻的男性，且样本量不大，这是考虑到皮肤软组织伪影对于光学运动捕捉系统测量肩关节运动学的误差影响，因此本次实验受试者 BMI 均控制一定范围以减小误差。这将在我们后期实验中改善，不仅要扩大实验样本量，而且对于不同性别、不同年龄组进行比较；其次，本次实验并未测量锁骨运动，由于锁骨仅有两个骨性标记点可以被触摸到：肩锁关节点（AC）和胸锁关节点（SC）。因此，无法用无创的触诊测量方法来计算锁骨的轴向旋转，后期，我们拟基于优化算法技术来估算锁骨轴向旋转。最后，本次实验研究到上肢上举  $100^{\circ}$ ，没有研究整个上肢上举的范围，因此对我们更加详细分析观察到的运动有所限制。

### 3.7 总结

深入了解肩关节运动学特点可以帮助临床医生更好地理解肩关节损伤机制并且改进其治疗策略。然而，肩关节本身复杂的解剖关系以及其内在很大的运动范围，很难精确地描述肩关节的三维运动。基于皮肤表面粘贴标记点的光学运动捕捉系统可以用来无创地实时地动态地描述肩关节运动学特点，用于诊断或者评估等研究。目前这一技术可以为肩关节提供有价值的运动学数据，通过这种外部测量系统可以获取关节的位移值和旋转角度值。这种新颖的技术为进一步理解肩关节病理学开新的视野，并且为分析大范围肩关节运动尤其在体育运动中的运动学分析挖掘新的可能。

## 参考文献

1. WB. KThe role of the scapula in athletic shoulder function. The American journal of sports medicine.1998; 26: 325-337
2. Kibler WB MJ Scapular dyskinesis and its relation to shoulder pain. J Am Acad Orthop Surg.2003; 11(2):142-51.
3. McClure PW, Michener LA, Sennett BJ, et al. Direct 3-dimensional measurement of scapular kinematics during dynamic movements in vivo. Journal of shoulder and elbow surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons.2001; 10:269-277.
4. Weiser WM LT, McMaster WC,et al. Effects of simulated scapular protraction on anterior glenohumeral stability. Am J Sports Med.1999; 27: 801-805
5. Phadke V, Braman JP, LaPrade RF, et al. Comparison of glenohumeral motion using different rotation sequences. Journal of biomechanics .2011;44:700-705.
6. Laudner KG, Myers JB, Pasquale MR, et al. Scapular dysfunction in throwers with pathologic internal impingement. The Journal of orthopaedic and sports physical therapy.2006; 36:485-494.
7. Phadke V, Camargo P, Ludewig P. Scapular and rotator cuff muscle activity during arm elevation: A review of normal function and alterations with shoulder impingement. Revista brasileira de fisioterapia .2009;13:1-9.
8. Donatelli R, Ruivo RM, Thurner M, et al. New concepts in restoring shoulder elevation in a stiff and painful shoulder patient. Physical therapy in sport : official journal of the Association of Chartered Physiotherapists in Sports Medicine.2014; 15:3-14.
9. Ludewig PM, Reynolds JF. The association of scapular kinematics and glenohumeral joint pathologies. The Journal of orthopaedic and sports physical therapy.2009;39:90-104.
10. Charbonnier C, Chague S, Kolo FC, et al. A patient-specific measurement technique to model shoulder joint kinematics. Orthopaedics & traumatology, surgery & research : OTSR.2014; 100:715-719.
11. Zhu Z, Massimini DF, Wang G, et al. The accuracy and repeatability of an automatic 2D–3D fluoroscopic image-model registration technique for determining shoulder joint kinematics. Medical engineering & physics.2012; 34:1303-1309.
12. Jackson M, Michaud B, Tetreault P, et al. Improvements in measuring shoulder joint kinematics. Journal of biomechanics .2012;45:2180-2183.
13. Klotz MC, Kost L, Braatz F, et al. Motion capture of the upper extremity during activities of daily living in patients with spastic hemiplegic cerebral palsy. Gait & posture .2013 ;38:148-152.
14. Charbonnier C, Chague S, Kolo FC, et al. Shoulder motion during tennis serve: dynamic and radiological evaluation based on motion capture and magnetic resonance imaging. International journal of computer assisted radiology and surgery.2015; 10:1289-1297.
15. Daniel F Massimini PJB, Ramprasad Papannagari. In-vivo glenohumeral



translation and ligament elongation during abduction and abduction with internal and external rotation. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research* .2012;7:29

16. San Juan JG, Karduna AR.Measuring humeral head translation using fluoroscopy: a validation study. *Journal of biomechanics* .2010;43:771-774.

17. Hallstrom E, Karrholm J.Shoulder kinematics in 25 patients with impingement and 12 controls. *Clinical orthopaedics and related research*.2006; 448:22-27.

18. Graichen H, Hinterwimmer S, von Eisenhart-Rothe R, et al. Effect of abducting and adducting muscle activity on glenohumeral translation, scapular kinematics and subacromial space width in vivo. *Journal of biomechanics*.2005; 38:755-760.

19. Sahara W, Sugamoto K, Murai M, et al.3D kinematic analysis of the acromioclavicular joint during arm abduction using vertically open MRI. *Journal of orthopaedic research : official publication of the Orthopaedic Research Society* .2006;24:1823-1831.

20. Braman JP, Engel SC, Laprade RF, et al. In vivo assessment of scapulohumeral rhythm during unconstrained overhead reaching in asymptomatic subjects. *Journal of shoulder and elbow surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons*.2009;18:960-967.

21. Dayanidhi S, Orlin M, Kozin S, et al. Scapular kinematics during humeral elevation in adults and children. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)* .2005;20:600-606.

22. Fayad F, Roby-Brami A, Yazbeck C, et al. Three-dimensional scapular kinematics and scapulohumeral rhythm in patients with glenohumeral osteoarthritis or frozen shoulder. *Journal of biomechanics* .2008;41:326-332.

23. Ludewig PM, Cook,T.M., Alterations in Shoulder Kinematics and Associated Muscle Activity in People With . *Physical Therapy* .2000;80(3),276-291.

24. Ludewig PM, Phadke V, Braman JP, et al. Motion of the shoulder complex during multiplanar humeral elevation. *The Journal of bone and joint surgery American volume* .2009;91:378-389.

25. McClure PW BJ, Neff N, Shoulder function and 3-dimensional kinematics in people with shoulder impingement syndrome before and after. *Phys Ther* .2004;84:832-48.

26. Yoshizaki K, Hamada J, Tamai K, et al. Analysis of the scapulohumeral rhythm and electromyography of the shoulder muscles during elevation and lowering: comparison of dominant and nondominant shoulders. *Journal of shoulder and elbow surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons*.2009;18:756-763.

27. Inman VT SJ, Abbott LC Observations of the function of the shoulder joint. *Clinical orthopaedics and related research* .1996;(330):3-12

28. Scibek JS, Carcia CR Assessment of scapulohumeral rhythm for scapular plane shoulder elevation using a modified digital inclinometer. *World journal of orthopedics* .2012;3:87-94.

29. Scibek JS, Mell AG, Downie BK, et al. Shoulder kinematics in patients with full-thickness rotator cuff tears after a subacromial injection. *Journal of shoulder and elbow surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons*.2008;17:172-181.

30. Kon Y, Nishinaka N, Gamada K, et al. The influence of handheld weight on the

scapulohumeral rhythm. Journal of shoulder and elbow surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons.2008;17:943-946.

31. Matsuki K, Matsuki KO, Mu S, et al. In vivo 3-dimensional analysis of scapular kinematics: comparison of dominant and nondominant shoulders. Journal of shoulder and elbow surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons.2001;120:659-665.

32. Talkhani IS, Kelly CP . Movement analysis of asymptomatic normal shoulders: a preliminary study. Journal of shoulder and elbow surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons.2001;10:580-584.

33. Yoon TS LS.Abduction motion analysis of hemiplegic shoulders with a fluoroscopic guide. Yonsei .2007;Med J 48(2):247-54.

34. Ebaugh DD, McClure PW, Karduna AR.Three-dimensional scapulothoracic motion during active and passive arm elevation. Clinical biomechanics (Bristol, Avon).2005; 20:700-709.

35. Ebaugh DD, McClure PW, Karduna AR. Effects of shoulder muscle fatigue caused by repetitive overhead activities on scapulothoracic and glenohumeral kinematics. Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology.2006; 16:224-235.

36. Fayad F, Hoffmann G, Hanneton S, et al..3-D scapular kinematics during arm elevation: effect of motion velocity. Clinical biomechanics (Bristol, Avon) .2006;21:932-941.

37. McClure PW ML, Karduna AR. Shoulder function and 3-dimensional scapular kinematics in people with and without shoulder impingement . Phys Ther 2006;86(8):1075-90.

38. Tsai N-T, McClure PW, Karduna AR. Effects of muscle fatigue on 3-dimensional scapular kinematics11No commercial party having a direct financial interest in the results of the research supporting this article has or will confer a benefit upon the author(s) or upon any organization with which the author(s) is/are associated. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation 2003;84:1000-1005

39. van Andel CJ, Wolterbeek N, Doorenbosch CA, et al. Complete 3D kinematics of upper extremity functional tasks. Gait & posture. 2008 ;27:120-127.

40. Ludewig PM BS, Meyer SM,et al. Three-dimensional clavicular motion during arm elevation: reliability and descriptive data. J Orthop Sports Phys Ther.2004; 34(3):140-9.

41. Vermeulen HM SM, Eilers PH,et al. Measurement of three dimensional shoulder movement patterns with an electromagnetic tracking device. Ann Rheum Dis.2002; 61(2):115-20.

42. 黄波士, 陈福民. 人体运动捕捉及运动控制的研究[J]. 计算机工程与应用, 2005, 41(7): 60-63.

43. Skedros JG, Knight AN . Treatment of scapular winging with modified Eden-Lange procedure in patient with pre-existing glenohumeral instability. Journal of shoulder and elbow surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons.2012 ;21:e10-13.

44. SIGAL L, BLACK M J. Humancva: synchronized video and motion capture dataset for evlvuation of articulated human motion[R]. [S.]: Brown University, 2006

45. HWANG B W, KIM S, LEE S W. A full-body gesture database for human gesture analysis[J]. *International Journal of Pattern Recognition and Artificial Intelligence*, 2007, 21(6): 1069-1084.
46. 赵正旭, 戴欢, 赵文彬, 等. 基于惯性动作捕捉的人体运动姿态研究[J]. *计算机工程*, 2012, ~8(12): 1. 4.
47. , 徐伯初, 李娟. 向支 (2013;) 运动捕捉技术及其应用研究综述. *计算机应用研究* 2013 年第 30 卷第 8 期 2241-2245
48. Begon M, Dal Maso F, Arndt A, et al. Can optimal marker weightings improve thoracohumeral kinematics accuracy? *Journal of biomechanics* .2015;48:2019-2025.
49. Dal Maso F, Raison M, Lundberg A, et al. Coupling between 3D displacements and rotations at the glenohumeral joint during dynamic tasks in healthy participants. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)* .2014;29:1048-1055.
50. Peters A, Galna B, Sangeux M, et al. Quantification of soft tissue artifact in lower limb human motion analysis: a systematic review. *Gait & posture*.2010; 31:1-8.
51. Brochard S, Lempereur M, Remy-Neris O .Double calibration: an accurate, reliable and easy-to-use method for 3D scapular motion analysis. *Journal of biomechanics* .2011;44:751-754.
52. Bey MJ, Kline SK, Zauel R, et al. Measuring dynamic in-vivo glenohumeral joint kinematics: technique and preliminary results. *Journal of biomechanics*.2008; 41:711-714.
53. Matsuki K, Matsuki KO, Yamaguchi S, et al. Dynamic in vivo glenohumeral kinematics during scapular plane abduction in healthy shoulders. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy* .2012;42:96-104.
54. Shaheen AF, Alexander CM, Bull AM . Effects of attachment position and shoulder orientation during calibration on the accuracy of the acromial tracker. *Journal of biomechanics*. 2011;44:1410-1413.
55. Cutti AG, Veeger HE . Shoulder biomechanics: today's consensus and tomorrow's perspectives. *Medical & biological engineering & computing* .2009;47:463-466.
56. Warner MB, Chappell PH, Stokes MJ. Measuring scapular kinematics during arm lowering using the acromion marker cluster. *Human movement science* .2012;31:386-396.
57. van Andel C, van Hutten K, Eversdijk M, et al. Recording scapular motion using an acromion marker cluster. *Gait & posture*.2009 ; 29:123-128.
58. Mattson JM, Russo SA, Rose WC, et al. Identification of scapular kinematics using surface mapping: a validation study. *Journal of biomechanics* .2012;45:2176-2179.
59. Wu G SS, Allard P, et al. ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint. *Journal of Biomechanics* .2002;35(4),543-548.
60. Wu G, van der Helm FCT, Veeger HEJ, et al. ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion—Part II: shoulder, elbow, wrist and hand. *Journal of biomechanics* .2005;38:981-992.
61. Bonnefoy-Mazure A, Slawinski J, Riquet A, et al. Rotation sequence is an

important factor in shoulder kinematics. Application to the elite players' flat serves. *Journal of biomechanics*.2010; 43:2022-2025.

62. Bourne DA, Choo AM, Regan WD, et al. Three-dimensional rotation of the scapula during functional movements: an in vivo study in healthy volunteers. *Journal of shoulder and elbow surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons*.2007;16:150-162.

63. Levasseur A, Tetreault P, de Guise J, et al. The effect of axis alignment on shoulder joint kinematics analysis during arm abduction. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)* .2007;22:758-766.

64. Petuskey K, Bagley A, Abdala E, et al. Upper extremity kinematics during functional activities: three-dimensional studies in a normal pediatric population. *Gait & posture*.2007; 25:573-579.

65. Salvia P, Jan SV, Crouan A, et al. Precision of shoulder anatomical landmark calibration by two approaches: a CAST-like protocol and a new anatomical palpator method. *Gait & posture*.2009; 29:587-591.

66. R. K. Nath ABL, S. E. Melcher,et al. .Surgical correction of the medial rotation contracture in obstetric brachial plexus palsy. *J Bone Joint Surg* .2007;89-B:1638-44.

67. Meskers CG, van de Sande MA, de Groot JH. Comparison between tripod and skin-fixed recording of scapular motion. *Journal of biomechanics* .2007;40:941-946.

68. Karduna AR, McClure PW, Michener LA, et al. Dynamic Measurements of Three-Dimensional Scapular Kinematics: A Validation Study. *Journal of biomechanical engineering* .2001;123:184.

69. Roebroeck ME HJ, Lankhorst GJ.. The application of generalizability theory to reliability assessment\_ an illustration using isometric force. *Physical Therapy* .1993;73(6):386–95

70. Bey MJ, Zauel R, Brock SK, et al. Validation of a new model-based tracking technique for measuring three-dimensional, in vivo glenohumeral joint kinematics. *Journal of biomechanical engineering*.2006; 128:604-609.

71. Meskers CG KP, Konijnenbelt MH, et al. Kinematic alterations in the ipsilateral shoulder of patients with hemiplegia due to stroke. *Am J Phys Med Rehabil*.2005; 84(2):97-105.

72. Lukasiewicz AC MP, Michener L,et al .Comparison of 3-dimensional scapular position and orientation between subjects with and without shoulder. *J Orthop Sports Phys Ther* .1999;29(10):574-83;

73. Limpisvasti O EAN, Jobe FW. Understanding shoulder and elbow injuries in baseball. *J Am Acad Orthop Surg*.2007;15(3):139–147.

74. Teece RM, Lunden JB, Lloyd AS, et al. Three-dimensional acromioclavicular joint motions during elevation of the arm. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*.2008; 38:181-190.

75. Klopkar N, Lenarcic J . Bilateral and unilateral shoulder girdle kinematics during humeral elevation. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)* .2006;21 Suppl 1:S20-26.

76. W. Benjamin Kibler AS, Trevor Wilkes. Scapular dyskinesis and its relation to shoulder injury. *J Am Acad Orthop Surg* .2012;20:364-372.

77. Ogston JB, Ludewig PM.Differences in 3-dimensional shoulder kinematics

between persons with multidirectional instability and asymptomatic controls. The American journal of sports medicine .2007;35:1361-1370.

78. Ken Yamaguchi JSS, William K.et al. Glenohumeral motion in patients with rotator cuff tears:a comparison of asymptomatic and symptomatic. J Shoulder Elbow Surg .2000;9:6-11.

79. Crosbie J, Kilbreath SL, Hollmann L, et al. Scapulohumeral rhythm and associated spinal motion. Clinical biomechanics (Bristol, Avon).2008; 23:184-192.

80. Johnson MP MP, Karduna AR. New method to assess scapular upward rotation in subjects with shoulder pathology. The Journal of orthopaedic and sports physical therapy .2001;31: 81-89

81. Downar JM SE.Clinical Measures of Shoulder Mobility in the Professional Baseball Player.pdf>. Athl Train .2005;40: 23-29

82. Laudner KG, Stanek JM, Meister K. Differences in scapular upward rotation between baseball pitchers and position players. The American journal of sports medicine .2007;35:2091-2095.

83. Thomas SJ SK, Swanik C,et al. Glenohumeral rotation and scapular position adaptations after a single high school female sports season. Journal of athletic training .2009;44: 230-237

84. Su KPE, Johnson MP, Gracely EJ, et al. Scapular Rotation in Swimmers with and without Impingement Syndrome: Practice Effects. Medicine & Science in Sports & Exercise.2004; 36:1117-1123.

85. Borsa PA TM, Sauers EL .Scapular-Positioning patterns during humeral elevation in unimpaired shoulders. Journal of athletic training.2003; 38: 12-17

86. Borstad JD LP.The effect of long versus short pectoralis minor resting length on scapular kinematics in healthy individuals. The Journal of orthopaedic and sports physical therapy.2005; 35:227-238

## 攻读硕士期间发表或录用的论文

- 1、《复位孟肱关节前脱位时医源性肱骨近端骨折的成因分析和对策》  
中华创伤骨科杂志（2016 年第一作者）
- 2、《计算机辅助下电磁场实时系统引导肱骨髓内钉远端交锁—介绍一种新型髓内钉远端瞄准定位系统》 国际骨科学杂志（2015 年第二作者）
- 3、Kinematics characteristics of coordinated movement of scapula and humerus during arm elevation based on optical motion capture system  
(under review)
- 4、基于光学运动捕捉系统的肩关节运动学分析特点及相关问题研究进展（审稿中）

## 致谢

三年的研究生生涯即将划上句号，这三年的求学经历既让我体会到了治学的艰辛，也让我感受到了收获的喜悦。这段丰富的学习经历，终将成为我一生中最难忘的时光。

过往已，值此毕业之际，回忆更多的是各位老师、同学、朋友和亲人对我无私的帮助与支持。于此毕业论文完成之际，向帮助和关心过我的各位致以最诚挚的谢意！

特别感谢的是我的导师，汪方老师，为我今后的从医之路树立了一座永恒的丰碑。在临床上，培养我系统学习的能力；教我应对急诊创伤的基本技能；指导我读片、分析和诊断病情、总结临床经验；传授手术技巧。在科研上，培养我自学探究的能力；引导我合作交流的能力；提高我总结分析的能力。感谢恩师地言传身教，在他的细心指导下，才成就了现在的我。本课题是在汪方导师精心指导下完成的，此刻向我最尊敬的导师表示由衷的敬意和感谢！

感谢上海阳光康复中心胡国炯医生对我实验的大力支持！

感谢刘安民老师、王冬梅老师、林艳萍老师，吴晓明主任、王秋根主任平日细心指导与释疑！

最后为我倾注毕生心血的奶奶和父母，感谢家人对我工作学习的支持与鼓励，我将铭记于心，不敢忘却。