

光学运动捕捉技术在肩关节生物力学中的研究进展

张柏荣¹, 刘涛¹, 张明涛¹, 杨智涛¹, 梁钧文¹, 王锡豪¹, 张成俊¹, 韵向东^{1,2}

(1.兰州大学第二医院骨科, 甘肃 兰州 730030; 2.甘肃省骨关节疾病研究重点实验室, 甘肃 兰州 730030)

【摘要】 肩关节是全身最灵活、活动范围最大的关节, 运动模式比较复杂。肩关节在三维空间的运动数据的捕捉对于肩关节生物力学的研究非常重要, 光学运动捕捉系统可以无创伤、无辐射地对肩关节在复杂运动过程中的运动数据进行捕捉, 从而进行进一步进行肩关节生物力学分析。本文从测量原理, 减少皮肤软组织伪影的数据处理的方法, 影响测量结果的因素及在肩关节疾病中的应用, 来对临床上光学捕捉在肩关节的应用提供一定的参考。

【关键词】 光学运动捕捉; 肩关节; 生物力学; 皮肤软组织伪影; 综述

中图分类号: R686.5

DOI: 10.12200/j.issn.1003-0034.2023.06.018

开放科学(资源服务)标识码(OSID):



Research progress of optical motion capture technology in shoulder biomechanics

ZHANG Bai-rong¹, LIU Tao¹, ZHANG Ming-tao¹, YANG Zhi-tao¹, LIANG Jun-wen¹, WANG Xi-hao¹, ZHANG Cheng-jun¹, YUN Xiang-dong^{1,2} (1. Department of Orthopaedics, the Second Hospital of Lanzhou University, Lanzhou 730030, Gansu, China; 2. Key Laboratory of Bone and Joint Disease of Gansu Province, Lanzhou 730030, Gansu, China)

ABSTRACT The shoulder joint is the most flexible joint in the body with the largest range of motion, and the movement pattern is more complex. Accurate capture of three-dimensional motion data of the shoulder joint is crucial for biomechanical evaluation. Optical motion capture systems offer a non-invasive and radiation-free method to capture shoulder joint motion data during complex movements, enabling further biomechanical analysis of the shoulder joint. This review provides a comprehensive overview of optical motion capture technology in the context of shoulder joint movement, including measurement principles, data processing methods to reduce artifacts from skin and soft tissues, factors influencing measurement results, and applications in shoulder joint disorders.

KEYWORDS Optical motion capture; Shoulder joint; Biomechanics; Skin and soft tissue artifacts; Review

肩关节是全身最灵活、活动范围最大的关节, 广义上由胸锁关节、肩锁关节、肩胛胸壁关节以及盂肱关节构成。任意一个关节的骨骼或肌肉系统出现异常, 将会影响到其他几个关节的正常运动。对肩关节的检查的传统方式主要有各种主观评分及体格检查及影像学检查, 这些检查方法难以测量肩关节在不同平面的比较客观的运动。近年来, 其他记录肩关节在三维空间运动的技术在迅速发展, 如放射立体测量分析(radiostereometric analysis, RSA), 双平面技术, 运动捕捉等。但目前尚无国际公认最好的捕捉肩关节运动的技术, 其原因是各技术存在一定的优点和缺点, 获得不同的研究数据需要不同的研究方法。放射立体照相测量分析和双平面技术虽然精确度高, 但 RSA 需要在肩部植入金属标记, 为有创操作。双平面不能捕捉复杂运动及日常生活中的常用动

作, 并且计算过程复杂。光学运动捕捉具有无创伤、无辐射、能捕捉复杂运动等优点^[1], 近年来, 国内外将这种技术主要应用于下肢, 用于捕捉下肢的步态改变, 通过对步态的分析来研究下肢的生物力学。由于上肢较下肢灵活, 生物力学较下肢复杂, 运动捕捉在上肢的应用较少。本研究通过阅读大量文献, 从光学运动捕捉的测量原理、减少皮肤软组织伪影的方法、与测量结果相关的因素、对肩关节疾病的研究 4 个方面来介绍光学运动捕捉, 以期对临床及肩关节生物力学的研究提供一定的帮助。

1 光学运动捕捉系统的测量原理

光学运动捕捉系统一般由多个不同位置的摄像机、计算机、标记(Marker)及数据处理软件等组成, 根据标记类型分为主动式和被动式两种。主动式的标记的发光二极管可产生红外光线, 例如英国的 Codamotion 三维动作捕捉系统^[2]。被动式的标记表面涂有荧光等特殊的反光材料, 能够反射摄像机发出的红外光线, 例如英国的 Vicon 三维动作捕捉系

通讯作者: 韵向东 E-mail: xiangdongyun@126.com

Corresponding author: YUN Xiang-dong E-mail: xiangdongyun@126.com

统^[3]。标记反射或发出的光线能够被特殊的摄像机所捕捉,根据计算机视觉原理,1 个 Marker 如果至少同时被 2 个摄像头所捕捉,就可以确定该点的空间位置。

光学运动捕捉是将人体各部分的运动简化为刚体的运动,1 个刚体的运动可以由 3 个不在同一条直线上的点来描述。受试者在指定区域内运动时,使得 Marker 与身体的被测部分保持相对静止,通过捕捉和对应关节或骨上的 Marker 点的运动,将捕捉到的 Marker 运动数据转化为人体的骨骼运动数据。为了方便研究,人体骨骼的坐标由国际生物力学学会所建议^[4],每个骨都有其独立的局部坐标系。通过建立好的坐标系,将 Marker 的运动转化为骨的运动数据,以欧拉角表示每个骨在局部坐标系中绕 X-Y-Z 轴的运动。 α 表示绕 Z 轴的角度, γ 表示绕 Y 轴的角度, β 表示绕 X 轴旋转的角度。在进行测量前,首先选择一个静态姿势,先通过粘贴在骨性标志上的 Marker 建立个性化的骨骼模型,明确 Marker 群与骨骼的相对位置关系;之后在运动过程中,只要完整捕捉到 Marker 空间位置,就能得出骨骼的运动学数据。

2 提高捕捉精确度的方法

在运动过程中,随着皮肤相对于骨的滑动,固定在皮肤上的 Marker 也会相对骨骼滑动,这种滑动会给骨骼空间位置的确定带来误差,尤其是在肌肉比较厚或活动范围较大的部位。大多数研究将 3 个 Marker 固定在 1 个不易变形的刚体上,形成 Marker 群,然后把 Marker 群固定在肢体上,这样就能最大限度提高骨骼运动数据的精确度。另外,为防止某个 Marker 被遮挡而导致运动数据缺失,刚体上固定的 Marker 通常为 4 个。由于肩胛骨是一种扁平的三角形骨,位于胸腔后部,不能像四肢一样捆绑标记群来减少皮肤移动来测量肩胛骨的运动。众多方法被开发出来以测量肩胛骨的运动,包括骨针及肩关节模型法,肩胛骨定位装置法,单校准肩峰标记群法,双校准肩峰标记群法,线性回归法,曲面插值法。

2.1 骨针与肩胛骨定位装置

一些研究者在局麻下将带有标记的骨针固定到受试者的肩胛骨上,这避免了皮肤标记与肩胛骨之间的软组的滑动带来的误差。这种方法被认为是“金标准”^[5]。DAL MASO 等^[6]在 4 名志愿者的肩胛骨、锁骨、肱骨上分别植入了 1 枚骨针,每个骨针的末端带有 4 个 Marker,以便能够捕捉肩关节的运动。捕捉到骨骼的运动数据以后,利用线性回归方法计算运动学数据,发现此方法测量盂肱关节位移和旋转的误差分别 $<0.15\text{ mm}$ 和 $<0.2^\circ$ 。但另外有研究^[7]指出,骨针的植入限制了肩关节皮肤的移动,这有可能影响

肩关节的正常运动。这种方法虽然精度高,但为有创检查,很难在临床中广泛应用。

有研究者开发出了一种能无创测量肩胛骨运动位置的仪器,被称为肩胛骨定位装置(scapula locator, SL),由于其精度高,被研究者认为是测量肩胛骨运动学的“银标准”^[8]。SL 最早应用在电磁捕捉系统,如图 1 所示,SL 由不易形变的金属制成,两边之间的角度可在一定范围内调节,每个边上各固定有 1 个可滑动的触针,角的顶部的也有 1 枚触针,每个触针的上方都有 Marker。使用时,首先让肩胛骨保持特定的姿势不动,之后将 SL 的触针置于肩胛骨的 3 个易于触及的骨性解剖标志,即肩峰后角、肩胛棘内侧点和肩胛下角。此时,利用 SL 上 Marker 的空间位置数据,就可计算肩胛骨的空间位置数据。KUO 等^[9]利用 SL 测量受试者手臂在肩胛平面内 $0^\circ\sim 120^\circ$ 活动时肩胛骨的运动,结果发现,与误差最小的骨针法相比,肩胛骨的内旋或外旋,上旋或下旋,前倾或后倾 3 个方向最大误差分别为 2.39° 、 3° 、 3.24° ,组内相关系数(interclass correlation coefficient, ICC)均 >0.9 。在该作者的另一项研究中^[10],2 名测试者测量 23 名健康青年男性,用 ICC 评价了这种方法在测量肩胛骨旋转和平移方面的可靠性,结果发现 SL 测量肩胛骨旋转和平移的 ICC 均 >0.8 ,有非常高的可靠性。



图 1 肩胛骨定位装置的实物图^[11]
Fig.1 Physical drawing of the scapula locator

笔者认为,SL 法虽然精度和可靠性较高,但在测量过程中需要将 1 个简单动作分为多个动作,在肩关节保持静止的条件下测量,并且在每个姿势下需要重新放置 SL,此时需重新对于肩胛骨解剖标志进行触诊,整个测量过程所花时间较长并且不能捕捉连续性的肩关节运动。

2.2 肩峰标记群

为了提高获得数据的数量及速度,VAN ANDEL 等^[11]将 3、4 个不共线的 Marker 固定在 1 个体积小

的刚体上,称为肩峰标记群(acromion marker cluster, AMC),为了使误差最小,将 AMC 固定在皮肤软组织较薄的肩峰和肩胛嵴交汇处(图 2)。固定好标记后,在保持静止的校准姿态下完成对标记群的一次校准,就能连续捕捉肩关节的运动,这种方法被称为单校准肩峰标记法(single calibration, SC),在光学运动捕捉中应用最广泛。

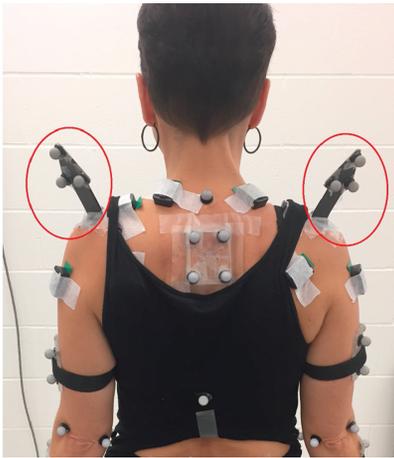


图 2 肩峰标记群(红色圈内)^[12]

Fig.2 Acromion marker cluster (in red circle)

GREWAL 等^[13]研究了 28 名右利手的健康年轻志愿者,在 39 个静态姿势下,以带有 4 个标记的位置针为标准,分别用 SC 和 SL 测量肩胛骨旋转,发现 SL 法和 SC 法都低估了上旋,SL 法低估 4°,SC 法低估 0.9°,SC 的测量结果更接近触诊,并且认为 SC 比 SL 估计肩胛骨旋转有更高的精度。但该研究只是在静态姿势下进行比较,运动下 SC 法的精确度没有进行研究。一些学者比较了运动条件下 AMC 的精确度。吴腾飞^[14]分别用 SL 和 SC 测量了 13 名健康男性在矢状面和冠状面手臂上举 20°~100°时肩胛骨旋转的角度,结果发现两种方法的最大差异<4.6°,和 SL 法相比,SC 低估了肩胛骨运动。ALEXANDER 等^[15]研究了 20 名年轻志愿者,让志愿者在肩胛平面和矢状面进行 0°~150°的手臂外展和屈曲,每个志愿者被测试 3 次,第 1 次和第 3 次由第 1 名研究人员分别在第 1 日和第 8 日测量,第 2 次由另一名研究者于第 2 日测量,同样采用了 ICC 来评估 AMC 的可靠性;结果发现,AMC 在<20°或 120°~150°时的外展或屈曲角度时可靠性降低,而在 20°~120°的可靠性非常高(ICC>0.9)。

以上研究应用 SC 法测量肩胛骨的运动都在上臂上举<120°,这是因为>120°时三角肌的收缩和皮肤相对肩峰的滑动使得肩峰标记簇不能和肩胛骨保

持相对静止而使误差增大^[5]。SC 法的研究报道最多,但进一步的研究应该结合 X 线、CT、MRI 等,研究患者的肩峰形态、喙突形态等骨性参数对于运动学异常的影响,以进一步研究肩关节撞击学说。

由于 SC 法对于手臂高于 120°时肩胛骨运动捕捉数据的误差过大,BROCHARD 等^[5]提出了一种双校准的方法(double calibration, DC),该方法利用手臂上举 0°位与外展 180°2 个静态位置的运动学数据,通过数学算法对原来的数据进行校正,并且和传统的 SL 和单校准法进行比较,发现 DC 的均方根误差(root mean square error, RMSE)为 2.96°~4.48°,而 SC 的 RMSE 为 6°~9.19°,DC 法的 RMSE 较小。LANG 等^[16]研究了 25 名乳腺癌术后患者(平均年龄 52.8 岁)与 25 名健康女性,并与 SL 法和 SC 法的 RMSE 进行比较,发现 SL 测得的误差随着手臂外展角度的增大,其误差也随之变大;而用 DC 法在手臂上举角度达到 180°时,其 RMSE 仍然保持在 5°左右。

该方法很大程度上提高了捕捉数据的精确度,并且可以测量手臂上举较高角度时肩关节的运动数据,但使用该方法,受试者手臂的运动必须限制在单个平面,不能研究投掷运动、日常生活动作或专业运动员的复杂动作。

2.3 线性回归法

NICHOLSON 等^[17]在肩峰上只用 1 个标记来代替原来的肩峰标记簇,并在肩胛骨的 3 个骨性标志,即肩峰后角、肩胛棘内侧点和肩胛下角上放置标记,招募了 9 名健康志愿者,受试者的 11 个静态姿势下的运动数据同时被精确度很高的双平面和光学运动捕捉系统所记录;每个动作光学运动捕捉记录 60 次,11 个动作共 660 个数据集,然后通过多元线性回归计算出每个受试者的肩胛骨的旋转角度的回归曲线;与高精度的双平面进行对比,结果发现最大绝对误差为 11°,平均误差<8°。在另一项研究中,RICHARDSON^[18]对 14 名青年男性棒球投手进行研究,比较了 SL 和 AMC 和线性回归法的 RMSE,回归曲线法的 RMSE 为(2.8°~6.3°),而 AMC 的 RMSE 为(5.1°~15.8°),在持球晚期和投掷后期,回归法与 SL 法的位置近似,而 SC 法计算出来的旋转角度与 SL 法有明显差异。该方法需要在运动过程中捕捉的肩胛骨运动数据集>100 个,计算过程比较复杂。但是该方法大大减少了误差并且能应用于肩关节跨多个平面的复杂运动。

2.4 曲面插值法

MATSUMURA 等^[19]开发了一种曲面插值法,该方法沿用了单校准 AMC 捕捉到的数据,利用 Matlab

软件及曲面差值算法对肩胛骨旋转数据进行校正,从而得出误差较小的肩胛骨旋转角度,该方法也可以测量跨平面全运动范围的肩关节运动学;与 SC 法相比,多元线性回归法和插值法都降低了软组织对于测量带来的误差;曲面插值法的方法的 RMSE 范围为 $3.0^{\circ}\sim 8.6^{\circ}$,而 SC 法的 RMSE 为 $3.0^{\circ}\sim 11.6^{\circ}$;回归方法的 RMSE 为 $1.3^{\circ}\sim 10.4^{\circ}$,曲面插值法的 RMSE 小于线性回归法。另一项研究中,UEDA 等^[20]研究了 67 名大学生棒球运动员,测量了在整个棒球投掷过程中的运动;与正常组相比,异常组在手臂上举达到最大高度时,盂肱关节上抬的角度明显增大(9°),肩胛骨后倾角明显减小(6°);该方法目前在光学捕捉肩胛骨方面的应用很少,尤其是肩关节疾病方面,未来有广阔的应用前景。

2.5 数据优化与肩关节模型

另外一些研究者还开发了虚拟的人体肩部模型和数据优化算法^[21],通过模型上对关节自由度的限制或使用数学算法对收集到的肩部运动数据进行后期的优化来提高数据精度。目前最接近生理肩关节运动的是允许肩胛骨在 1 个椭圆球上滑动的模型。一些研究者证实了该模型在不同的体育运动中对肩关节运动数据处理的有效性。BLACHE 等^[22]对打高尔夫球运动过程中的运动数据进行多体运动优化算法处理,比较了肩胛骨固定在胸壁上的简单肩关节模型和椭圆球滑动模型的肩胛骨运动学,结果发现更复杂的椭圆球滑动模型能更有效跟踪实验标记。PUCHAUD 等^[23]研究了 10 名健康的受试者在推轮椅动作过程中的肩部动作,在 OpenSim 软件下比较了与椭圆球肩关节模型与其他两种肩关节模型的 RMSE,结果发现椭圆球滑动模型的 RMSE 最小,平移和旋转运动的 RMSE 分别为 20 mm 和 7° 。PUCHAUD 等^[24]对使用轮椅超过 1 年的 7 例患者进行研究,发现椭圆球滑动模型相比于其他 3 种模型,对推轮椅动作运动的描述更合理,并且用软件计算了运动过程中的肌肉和关节的数据。BARNAMEHEI 等^[25]研究了 20 名羽毛球运动员的扣球动作,受试者以慢、正常、快 3 种速度扣球,在 OpenSim 软件下比较了椭圆球模型与其他 3 种模型的精确度,发现运动速度与运动数据的精确度不相关,椭圆球滑动模型是处理羽毛球扣球动作的最佳模型。有的研究者还开发出了肩关节手术后的模型,BOURGAÏN 等^[26]开发了一种全肩关节置换术后的肩关节动力模型,这是一种病理模型,所得到的数据不需要优化就能直接计算。

以上处理肩关节数据的模型接近生理状态下的肩部运动学,优点是能根据软件反算出肌肉力量及

关节所受应力,能捕捉大范围运动、日常生活肩部运动及复杂运动,但不能完全模拟肩关节疾病患者的实际肩关节骨骼形态,未来的模型应该结合 CT 三维重建的骨骼形态数据并多开发病理下的肩关节模型,以在临床中辅助疾病的诊断,治疗与康复。

3 与测量结果相关的其他因素

肩关节的运动学测量结果除了受标记与骨骼之间相对滑动的影响以外,受试者的身体质量指数(body mass index, BMI),手臂有无负荷,运动平面以及校准姿态,掌心朝向的都是肩关节运动捕捉的影响因素。

LANG 等^[16]研究了 50 名女性,平均 BMI 为 26.8,30 名被测者被归类为超重,11 名被归类为肥胖,认为 SL 和 SC 误差的增大的原因是 BMI 的影响,较肥胖的患者肩胛骨周围的脂肪组织会影响肩胛骨骨性标志的触诊,但同时发现 DC 法可以减低 BMI 对于测量精度的影响。WOCHATZ 等^[27]用 AMC 对 12 名健康志愿者进行研究,让志愿者在无负荷和最大负荷在肩胛平面 $20^{\circ}\sim 120^{\circ}$ 做手臂上举和手臂下降,以每 20° 作为 1 个测量间隔,结果发现与无负荷相比,最大负荷条件下,手臂上举和下降时肩胛骨上旋增加;并且认为负荷增加使上旋增加,是生理条件下对于肩关节的保护机制,这种机制避免了肱骨头对肩峰的撞击。

除 BMI 和负荷对光学运动捕捉的影响以外,不同的平面下手臂上举相同的角度时,肩胛骨的旋转角度大小并不相同。PICCO 等^[28]用 SC 研究了 30 个健康成人,受试者在 6 个与冠状面呈不夹角的平面,即 0° (冠状面)、 30° 、 40° (肩胛平面)、 60° 、 90° (矢状面)、 120° 共 6 个平面内手臂上举 $10^{\circ}\sim 120^{\circ}$ 时,肩胛骨的旋转,发现不同的平面下虽然手臂上举了相同的角度,但肩胛骨的上旋或下旋,内旋或外旋及前倾或后倾的角度都不相同;并认为影响肩胛骨旋转的主要因素有上肢上举或下降的角度及不同的阶段(手臂上抬和下降为 2 个不同的阶段),女性在手臂上举较高时,肩胛骨后倾较男性少,这可能是女性肩部疾病发病率较男性高的原因之一。

肩关节运动异常不一定在所有平面下的运动中都存在,肩关节病患者在某些运动平面下的肩关节律可保持正常。ZAFERIOU 等^[29]对反向全关节置换术(reverse total joint replacement, RSTA)手术前后的 11 例患者肩关节运动进行测量,让患者在矢状面、肩胛平面(与冠状面 40°)、冠状平面下进行手臂抬高,发现在肩胛平面中 RSTA 前的患者肩关节肩关节律为 1.5(0.5),RSTA 术后增加到 1.7,差异不显著;但手臂在冠状面运动期间,RSTA 术前为 1.3

(0.4), 差异具有统计学意义 ($P < 0.05$); 手臂在冠状面前屈, 术前为 1.2(0.3), 术后为 1.7(0.2), 术后较术前显著增加 ($P < 0.001$); RTSA 前后的肩肘节律小于健康人的节律比率。对于哪个平面下捕捉到的肩关节运动对疾病最有意义目前尚无统一的结论。

校准姿态也对肩胛骨的旋转角度有影响。ZAFERIOU 等^[30]对具有肩关节置换术指征的 8 例患者在术前进行研究, 对比了 4 种不同的校准姿势下的肩胛骨运动学。结果发现不同的校准姿态对肩胛骨上旋或下旋, 内旋或外旋, 前倾或后倾的测量结果出现了线性偏移, 各个校准位置对同一患者测量的角度不同, 并且上旋或下旋的差值较小, 在 5° 以内; 但其他 2 个方向, 即内旋或外旋, 前倾或后倾的差异明显较大。另外, 掌心朝向也是影响肩关节运动的因素。李鸣^[31]研究了 11 名健康志愿者, 手臂在肩胛骨平面以掌心向前和掌心向后的姿势进行 $20^\circ \sim 80^\circ$ 的屈曲, 结果发现锁骨、肩胛骨、肱骨在 2 种运动姿势下的运动学数据均不相同。

4 光学运动捕捉对于肩关节疾病的研究

异常的肩胛骨运动被称为肩胛骨动力障碍或肩胛骨运动障碍, 这种运动模式的改变是撞击综合征、肩关节不稳定和肩袖撕裂等肩部疾病的高危因素^[32]。肩胛骨动力障碍使肩胛骨上旋减少, 肩峰下间隙变窄, 使肱骨头更容易和肩峰撞击。

多数研究者让患者的手臂分别在矢状面、肩胛平面、冠状面这 3 个不同的平面内运动, WARNER 等^[33]研究了 11 名撞击试验阴性的轮椅网球运动员, 并与 16 例肩关节撞击证患者和 16 名没有肩关节撞击证的健康人比较, 在以上 3 个平面进行 $0^\circ \sim 120^\circ$ 手臂上举和下降; 所有人的优势肩比非优势肩上旋增加 3.9° , 下旋减少 4.3° , 差异具有统计学意义 ($P < 0.05$); 网球运动员比撞击证阳性患者具有更多的肩胛骨上旋 ($P = 0.014$)。HUNG 等^[34]研究了 15 例锁骨骨折手术后 6 个月并完全康复的患者, 并纳入 15 名健康人作为对照组, 在肩胛平面、冠状面和矢状面内手臂上举 $0^\circ \sim 150^\circ$, 手术后患者的各项主观评分均与健康人无差别, 但在 3 个平面的运动学分析中, 肩胛骨和锁骨的的运动都与健康人有明显差异。LANG 等^[16]对 25 例乳腺癌术后患者和 25 名健康对照者研究, 测量了在肩胛平面、冠状面和矢状面的肩胛骨运动, 发现疼痛组肩胛骨上旋减少达到了 7.1° 。BRUTTEL 等^[35]对 16 例 RSTA 术后患者和 11 名年龄匹配的健康志愿者进行对照研究, 发现矢状面手臂前屈时, RSTA 术后患者平均 SHR 为 1.9, 而对照组为 2.78; 并用肩胛骨上旋的角度除以整个手臂抬高的角度的比值, 来表示肩胛骨对抬高所做的贡献,

在矢状面 RSTA 术后患者的肩胛骨上旋百分比为 36.5%, 而对照组为 28.5%; 冠状平面肩胛骨上旋占百分比为 38.1%, 而对照组对抬高的贡献为 30.2%, 差异具有统计学意义。

以上研究虽然发现了肩胛骨的异常运动, 但是仅对肩关节其中的单个关节进行了研究, 没有将 4 个关节的运动作为一个整体, 且手臂上举角度均 $< 120^\circ$, 局限在单一平面。未来应该研究 4 个关节组成的肩关节复合体在手臂上举全范围的运动。

5 总结与展望

在进行光学运动捕捉研究时, 应该注意选取的运动平面、测量方法和数据处理方法的选择。以往的 SL 法虽然精度较高但不能捕捉肩胛骨的动态运动, 在测量过程中需要在不同的姿态下重新定位。单校准 AMC 法虽然可以捕捉肩胛骨的动态运动, 但在测量大于手臂上举 120° 时误差较大。DC 法可以捕捉手臂在单个平面运动时内全范围的肩胛骨运动, 但不能处理跨平面运动的数据。线性回归法和曲面插值法可以捕捉不同平面的运动, 已被用来捕捉投掷运动的运动数据。数据优化和肩关节模型能根据软件反算出肌肉力量及关节所受应力, 能捕捉大范围运动、日常生活肩部运动及复杂运动。对未来的研究应该应用更精确的线性回归法和曲面插值法进行肩关节疾病的研究, 并应该开发出简单的软件, 使临床医师对于数据的处理变的更加方便。进一步的研究还应该结合 X 线、CT、MRI 等, 研究患者的肩峰形态, 喙突形态, 肩关节关键角等骨性参数对于运动学异常的影响。

参考文献

- [1] 吴腾飞, 吴晓明, 胡丹, 等. 基于光学运动捕捉系统的肩关节运动学分析研究进展[J]. 中华肩肘外科电子杂志, 2016, 4(4): 248-250.
WU T F, WU X M, HU D, et al. Research progress on kinematics analysis of shoulder joint based on optical motion capture system[J]. Chin J Shoulder Elb Electron Ed, 2016, 4(4): 248-250. Chinese.
- [2] MAHON J, MALONE A, KIERNAN D, et al. Kinematic differences between children with obstetric brachial plexus palsy and healthy controls while performing activities of daily living[J]. Clin Biomech (Bristol, Avon), 2018, 59: 143-151.
- [3] JARIWALA A C, KIRAN M, HYNDMAN I, et al. Kinematic 3-D motion analysis of shoulder resurfacing hemiarthroplasty - An objective assessment method[J]. J Biomech, 2021, 122: 110454.
- [4] WU G, SIEGLER S, ALLARD P, et al. ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion; part I: ankle, hip, and spine. International Society of Biomechanics[J]. J Biomech, 2002, 35(4): 543-548.
- [5] BROCHARD S, LEMPEREUR M, RÉMY-NÉRIS O. Double calibration: an accurate, reliable and easy-to-use method for 3D scapular motion analysis[J]. J Biomech, 2011, 44(4): 751-754.

- [6] 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[J]. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 2014, 29(9): 1048–1055.
- [7] HAJIZADEH M, MICHAUD B, BEGON M. The effect of intracortical bone pin on shoulder kinematics during dynamic activities[J]. *Int Biomech*, 2019, 6(1): 47–53.
- [8] CUTTI A G, VEEGER H E. Shoulder biomechanics: today's consensus and tomorrow's perspectives[J]. *Med Biol Eng Comput*, 2009, 47(5): 463–466.
- [9] KUO M, LU T, HSU H, et al. Validity of a marker-based locator for measuring in vivo three dimensional scapular static poses using stereophotogrammetry[C]. *ISBS-Conference Proceedings Archive*, 2015.
- [10] KUO M Y, HONG S W, LI J D, et al. Intra- and inter-examiner reliability of in vivo three-dimensional measurement of the scapular poses using a marker-based locator[J]. *Biomedical Engineering*, 2018, 30(1): 1850001.
- [11] VAN ANDEL C, VAN HUTTEN K, EVERS DIJK M, et al. Recording scapular motion using an acromion marker cluster[J]. *Gait Posture*, 2009, 29(1): 123–128.
- [12] LANG A E, KIM S Y, MILOSAVLJEVIC S, et al. The utility of the acromion marker cluster (AMC) in a clinical population[J]. *J Electromyogr Kinesiol*, 2022, 62: 102298.
- [13] GREWAL T J, CUDLIP A C, DICKERSON C R. Comparing non-invasive scapular tracking methods across elevation angles, planes of elevation and humeral axial rotations[J]. *J Electromyogr Kinesiol*, 2017, 37: 101–107.
- [14] 吴腾飞. 基于光学运动捕捉系统的人体肩关节运动学分析及肩肘节律研究[D]. 上海: 上海交通大学, 2016.
WU T F. Kinematics analysis and shoulder-brachial rhythm of human shoulder based on optical motion capture system[D]. Shanghai: Shanghai Jiao Tong University, 2016. Chinese.
- [15] ALEXANDER N, WEGENER R, ZDRAVKOVIC V, et al. Reliability of scapular kinematics estimated with three-dimensional motion analysis during shoulder elevation and flexion[J]. *Gait Posture*, 2018, 66: 267–272.
- [16] LANG A E, KIM S Y, MILOSAVLJEVIC S, et al. Estimating muscle forces for breast cancer survivors during functional tasks[J]. *J Appl Biomech*, 2020: 1–8.
- [17] NICHOLSON K F, RICHARDSON R T, RAPP E A, et al. Validation of a mathematical approach to estimate dynamic scapular orientation[J]. *J Biomech*, 2017, 54: 101–105.
- [18] RICHARDSON R T. An individualized linear model approach for estimating scapular kinematics during baseball pitching[J]. *J Biomech*, 2021, 114: 110160.
- [19] MATSUMURA A, UEDA A, NAKAMURA Y. A new method of estimating scapular orientation during various shoulder movements: a comparison of three non-invasive methods[J]. *J Electromyogr Kinesiol*, 2019, 44: 46–55.
- [20] UEDA A, MATSUMURA A, SHINKUMA T, et al. Scapular dyskinesis type is associated with glenohumeral joint and scapular kinematic alteration during pitching motion in baseball players[J]. *J Bodyw Mov Ther*, 2021, 28: 332–340.
- [21] NIYETKALIYEV AIBEK S, SHAHID H, JAMWAL PRASHANT K, et al. Modelling of the human shoulder girdle as a 6–4 parallel mechanism with a moving scapulothoracic joint[J]. *Mech Mach Theory*, 2017, 118: 219–230.
- [22] BLACHE Y, BEGON M. Influence of shoulder kinematic estimate on joint and muscle mechanics predicted by musculoskeletal model[J]. *IEEE Trans Biomed Eng*, 2018, 65(4): 715–722.
- [23] PUCHAUD P, HYBOIS S, SIEGEL A, et al. Tracking the scapula motion through multibody kinematics optimisation to study manual wheelchair propulsion[J]. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 2017, 20(sup1): 171–172.
- [24] PUCHAUD P, HYBOIS S, LOMBART A, et al. On the influence of the shoulder kinematic chain on joint kinematics and musculotendon lengths during wheelchair propulsion estimated from multibody kinematics optimization[J]. *J Biomech Eng*, 2019, 141(10): 101005.
- [25] BARNAMEHEI H, GHOMSHEH F T, CHERATI A S, et al. Kinematic models evaluation of shoulder complex during the badminton overhead forehand smash task in various speed[J]. *Inform Med Unlocked*, 2021, 26: 100697.
- [26] BOURGAIN M, HYBOIS S, THOREUX P, et al. Effect of shoulder model complexity in upper-body kinematics analysis of the golf swing[J]. *J Biomech*, 2018, 75: 154–158.
- [27] WOCHATZ M, RABE S, ENGEL T, et al. Scapular kinematics during unloaded and maximal loaded isokinetic concentric and eccentric shoulder flexion and extension movements[J]. *J Electromyogr Kinesiol*, 2021, 57: 102517.
- [28] PICCO B R, VIDT M E, DICKERSON C R. Scapular kinematics by sex across elevation planes[J]. *J Appl Biomech*, 2018, 34(2): 141–150.
- [29] ZAFERIOU A M, KNOWLTON C B, JANG S H, et al. Scapular and humeral elevation coordination patterns used before vs. after Reverse Total Shoulder Arthroplasty[J]. *J Biomech*, 2021, 125: 110550.
- [30] ZAFERIOU A M, KNOWLTON C B, JANG S H, et al. Patient-specificity of scapular orientation measurements using an acromion marker cluster with multiple calibration poses[J]. *J Biomech*, 2020, 108: 109889.
- [31] 李鸣. 不同的肱骨轴向旋转对肩关节复合体运动的影响[D]. 上海: 上海交通大学, 2017.
LI M. Influence of different axial rotation of humerus on the movement of shoulder joint complex[D]. Shanghai: Shanghai Jiao Tong University, 2017. Chinese.
- [32] JILDEH T R, FERENC D A, ABBAS M J, et al. Scapulothoracic dyskinesis: a concept review[J]. *Curr Rev Musculoskelet Med*, 2021, 14(3): 246–254.
- [33] WARNER M B, WILSON D, HELLER M O, et al. Scapular kinematics in professional wheelchair tennis players[J]. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 2018, 53: 7–13.
- [34] HUNG L W, LU H Y, CHANG C H, et al. Effects of internal fixation for mid-shaft clavicle fractures on shoulder kinematics during humeral elevations[J]. *Front Bioeng Biotechnol*, 2021, 9: 710787.
- [35] BRUTTEL H, SPRANZ D M, WOLF S I, et al. Scapulohumeral rhythm in patients after total shoulder arthroplasty compared to age-matched healthy individuals[J]. *Gait Posture*, 2020, 82: 38–44.