

基于单摄像头的三维体表损伤面积定量测量方法^{*}

刘春晖¹ 樊瑜波^{1 3*} 许 燕^{1 2*}

¹(北京航空航天大学生物与医学工程系,北京航空航天大学软件开发环境国家重点实验室,
深圳北航新兴产业技术研究院,生物医学工程高精尖创新中心,北京 100191)

²(微软亚洲研究院,北京 100080)

³(国家康复辅具研究中心,北京 100176)

摘 要: 体表损伤的测量是临床医学研究和法医学鉴定的一项重要工作,体表损伤面积的定量测量在法医鉴定、临床实验、伤口病理分析和日常患者护理方面有着重要意义。首次将运动恢复形状算法(SFM)与最小二乘共形映射(LSCM)引入到体表损伤面积的测量中,结合图像分割提出一种适合人体体表损伤图像的面积测量算法。运用算法对人体体表损伤图像进行特征提取、稀疏重建、密集重建,得到图像中被测体的3D点云,而后利用泊松表面重建算法将点连成面,使其网络化,最后通过展UV进行损伤面积的提取和测算。以已知面积的模拟伤口为基准,用40组模拟损伤数据对所提出算法的准确率进行评价。实验结果表明,测量平均准确率达到97%,较二维测量方法提高10.79%。这种算法可克服接触式方法的缺陷,解决二维测量无法克服的人体曲率问题和拍摄角度问题,尤其在人体曲率大的部位计算准确率高,设备依赖性小。

关键词: 体表损伤; 三维; 定量分析

中图分类号: R318 文献标志码: A 文章编号: 0258-8021(2018) 01-0040-09

Quantitative Measurement of 3D Skin Wound Area Based on Single Camera

Liu Chunhui¹ Fan Yubo^{1 3*} Xu Yan^{1 2*}

¹(School of Biological Science and Medical Engineering, BUAA, State Key Laboratory of Software Development Environment and Key Laboratory of Biomechanics and Mechanobiology of Ministry of Education and Research Institute of Beihang University in Shenzhen, Beijing Advanced Innovation Center for Biomedical Engineering, Beijing 100191, China)

²(Microsoft Research, Beijing 100080, China)

³(National Research Center for Rehabilitation Technical Aids, Beijing 100176, China)

Abstract: The measurement of skin wounds is an important work in the field of clinical research and forensic identification. Quantitative measurement of skin wounds area has important significance in forensic identification, clinical trials, the wound pathological analysis and daily patient care. In this paper, the algorithm of structure from motion (SFM) and least squares conformal mapping (LSCM) were introduced into the measurement of skin wounds area, combined with image segmentation, an algorithm that suitable for the area measurement of the human body surface was proposed. This paper used eigenvalue extraction, sparse reconstruction and dense reconstruction in order to get the 3D point cloud of the tested body. Then the paper used the Poisson reconstruction algorithm on the point to make them networked, and unwrap the UV map of the 3D model for skin wounds extraction and measurement in the end. This paper used the known area simulation wound as a benchmark, 40 groups were adopted to evaluate the accuracy of the algorithm. The measuring accuracy of the experimental results showed that the algorithm in this paper reached the accuracy of 0.97,

doi: 10.3969/j.issn.0258-8021.2018.01.006

收稿日期: 2017-06-01, 录用日期: 2017-09-26

基金项目: 国家自然科学基金(81771910); 国家重点研发计划(2016YFB1101101); 国家康复辅具研究中心基金(54-5380-01)

* 通信作者(Corresponding author) E-mail: yubofan@buaa.edu.cn; xuyan@buaa.edu.cn

compared with 2D measurement method, the accuracy was increased by 10.79%. The algorithm in this paper solved the shortcoming of the contact method and the problem of human curvature or angle deflection, which was hard to solve by the 2D measurement. In addition, the algorithm in this paper has less dependence of equipment and high accuracy especially in the parts with large curvature.

Key words: skin wounds; three dimensional; quantitative analysis

引言

体表损伤的测量是临床医学研究和法医学鉴定的一项重要工作。在临床医学研究与法医学鉴定中,体表损伤测量的准确率直接影响着医生的治疗方案与研究方案^[1-2],甚至决定着司法断案结论^[3]。在法医司法鉴定中,创伤、挫伤、烧伤等体表损伤是最为常见的损伤类型,体表损伤的面积决定了伤残等级的判定^[4]。例如,《人体损伤致残程度分级》^[5]中规定:颈前三角区瘢痕形成累计面积达25.0 cm²即被认定为10级伤残。除了在法医学领域,在临床领域,体表损伤的面积已被认为是判断伤口发展的一个有效而准确的指标^[6],不但可以用于评价各种药物对创面愈合的作用,研究伤口愈合的过程与特征^[7],还可以帮助医生对伤口进行分类,选择更有效的治疗策略,推动治疗技术发展^[6]。Cardinal 等的实验表明,跟踪测量12周内体表损伤的边缘形状与减小的面积,是完整伤口愈合强有力的预测标准^[6]。Lavery 的实验表明,临床上可以通过测量1~4周的伤口面积来预测16周后的愈合效果,并辅助评估治疗方案与用药^[11]。Coerper 等的实验表明,伤口痊愈的唯一客观指标即伤口大小和伤口完全闭合时长^[2]。由此可见,体表损伤的定量测量在法医鉴定、临床实验、伤口病理分析和日常患者护理方面都有着重要意义。

体表损伤的测量方法可以分为一维方法、二维方法和三维方法。一维直尺法^[8]是最简便的伤口测量方法,也是临床上使用最多的方法。它利用直尺、软尺或不干胶尺等测量伤口的外接矩形长宽,令长宽相乘即得到伤口的面积测量值。Shetty 等的实验表明,一维直尺法的测量结果非常不准确,测量面积几乎是实际面积的150%^[9]。二维方法有以 Visitrak 系统^[10]和基于损伤图像的计算机软件系统^[4]为代表的两种方法。Visitrak 系统是一种手动跟踪伤口边界进行伤口测量的电子设备^[10]。用户首先使用薄膜覆盖的方法,将伤口边界描绘出来;然后将薄膜放在 Visitrak 透明板下方,用笔将边界绘制在设备界面中,设备利用 Kundin 公式^[11]自动

计算伤口的长、宽、面积值。Visitrak 系统对伤口面积的测量准确率可以达到0.93^[12],但易引起患者疼痛,还有引发伤口感染的风险。基于损伤图像的计算机软件系统由樊瑜波等首次提出,他们利用图像分割和不干胶比例尺解决了引起感染的问题^[4],但这种测量方法受拍摄角度的影响较大,摄像头与伤口的角度越偏离90°则误差越大,且此方法很难解决因人体曲率带来的测量误差。三维方法可以分为基于结构光的三维测量和基于立体视觉的三维测量。MAVIS 利用彩色编码原理,令一组平行条纹交替的颜色投射到伤口面积约45°角的位置,并由 CCD 相机记录^[13]。根据标定过的摄像机的焦点、已知位置的投影仪和观测到的光束交叉点,重建出伤口曲面的几何形态进行面积计算。但 MAVIS 设备较大且昂贵,难以普遍应用到临床与法医鉴定中,同时它在伤口面积小于10 cm²时的测量效果并不理想,误差在10%以上。Silhouette Mobile 系统^[14]包括便携式掌上电脑和一个集成的高分辨率数码相机嵌入式激光,激光发出两个扇形光束,使用者令其照射在伤口边缘的地方,激光线基于物体的表面形貌测量,并创建一个三维表面模型的伤口。Silhouette Mobile 系统对糖尿病足伤口的测量准确率可以达到5%以内,但目前并没有应用到其他类型的伤口测量中。张必明提出用立体视觉的方法实现伤口的三维测量^[15],陈硕利用立体视觉的方法实现了三维测量^[16],但其误差较大,且需要严格的标定过程。

1 方法

本研究的主要目的是精确定量测量出体表损伤的面积,提出利用三维重建、模型映射结合图像分割的方法,对体表损伤的面积进行定量测量。该方法首先基于运动恢复形状法(structure from motion, SFM),根据多张人体体表损伤图像对体表损伤进行三维重建,然后基于最小二乘共形映射(least squares conformal mapping, LSCM),展开三维模型的UV(纹理坐标通常具有U和V两个坐标轴,因此称之为UV坐标),将三维模型映射到二维平

面,最后采用交互式图像分割方法和比例尺换算法进行损伤面积的提取和测算。

1.1 基于运动恢复形状法的三维重建

运动恢复形状法(structure from motion, SFM)^[17]是一个从二维图像序列估算三维结构的成像技术,先通过相机的移动来确定目标的空间和几何关系,然后通过多幅未标定图像中检测匹配特征点集,使用数值方法恢复三维信息。基于运动恢复形状法的三维重建整体框图如图1所示。

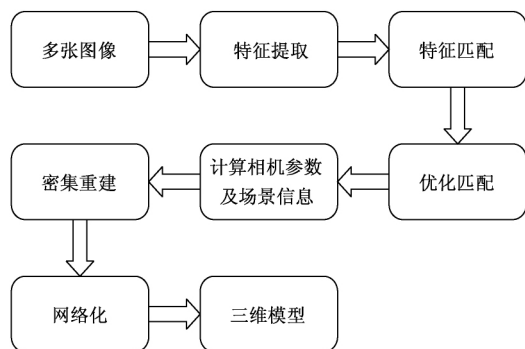


图1 基于 SFM 的三维重建框图

Fig.1 Block diagram of 3D reconstruction based on SFM

首先,在输入的多张图像中检测需匹配的特征点集,以恢复摄像机之间的位置关系。采用 SIFT 算法(scale-invariant feature transform,尺度不变特征转换),提取采集图像的特征,SIFT 算法通过搜索所有尺度上的图像位置,再通过高斯微分函数,识别潜在的对于尺度和旋转不变的兴趣点。在每个候选的位置上,通过一个拟合精细的模型来确定位置和尺度;然后基于图像局部的梯度方向,分配给每个关键点位置一个或多个方向。所有后面的对图像数据的操作都相对关键点的方向、尺度和位置进行变换,从而提供对于这些变换的不变性。在每个关键点周围的邻域内,在选定的尺度上测量图像局部的梯度,这些梯度允许比较大的局部形状的变形和光照变化,从而保证了特征点的匹配。

之后,根据从所有图像中提取出的特征点集,进行图像两两之间的特征匹配。在图像两两之间的特征匹配中,可能存在图像 I 中的一个特征对应图像 J 中的两个特征的情况,本研究采用 F 矩阵和 RANSAC(随机抽样一致性)算法对初次匹配后的结果进行优化与滤波。 F 矩阵可以把两张图片之间的像素坐标联系起来,每个符合的特征匹配对的像素坐标都应满足

$$\begin{bmatrix} x' & y' & 1 \end{bmatrix} F \begin{bmatrix} x \\ y \\ 1 \end{bmatrix} = 0 \quad (1)$$

式中 F 为基本矩阵, (x, y) 、 (x', y') 分别为两张图像相对应的特征点的像素坐标。

然后,根据优化后的匹配结果,三维重建模块利用 SFM 算法^[18]进行稀疏重建,SFM 原理如图2所示。空间中的任意一被测目标点 $P_1(x, y, z)$ 在三维空间经过水平运动、垂直运动以及旋转运动到点 $P_2(x', y', z')$,点 (X, Y) 和 (X', Y') 为 $P_1(x, y, z)$ 和 $P_2(x', y', z')$ 在图像平面的成像点。SFM 系统从不同时刻相邻的多幅图像中抽取特征点,并建立对应关系;再根据这些特征点计算物体的结构和运动,重建出 3D 模型的稀疏点云,即通过计算相机参数和场景信息进行稀疏重建。

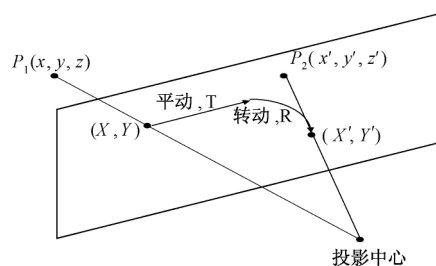


图2 运动恢复形状法(SFM)原理

Fig.2 Schematic diagram of SFM

在稀疏重建后,利用多视图聚类(clustering multi-view stereo, CMVS)算法对采集的图像进行聚类,形成图像簇,用以优化 SFM 的输入,减少密集匹配的时间和空间代价;再通过基于贴片模型的密集匹配(patch-based multi-view stereo, PMVS)算法独立地对获取的每个图像簇进行重构,在局部光度一致性和全局可见性约束下,经过匹配、扩散、过滤,生成带真实颜色的稠密点云,完成密集重建;最后利用泊松表面重建算法^[19]将点连成面,使其网络化。泊松表面重建算法是通过围绕模型的表面指示函数以及提取对应等值面的过程而进行的,从而将输入点集的信息输出为一个相互之间无缝隙的三角面片组合而成的表面信息模型,即根据 3D 点云构建出 3D 模型。

1.2 基于最小二乘共形映射的三维展开

目前,三维模型的分割多是基于已有模型的类比或针对软件建模形成的三维模型的分割,对三维重建形成的模型进行局部区域精准分割有着相当的难度。为了保证体表损伤区域的准确分割,本研究采用最小二乘共形映射(least squares conformal

mapping, LSCM)^[20] 算法, 先将三维模型表面映射到二维平面, 再进行损伤区域的提取, 如图 3 所示。



图 3 三维展开框图

Fig. 3 Block Diagram of 3D Unwrapping

共形映射又称保角映射^[21], 是两个表面之间保留了局部角度和相似性的一对一映射, 其数学上的定义为: 当映射 U 将一个域 (u, v) 映射到一个平面 $U(u, v)$, 每个 (u, v) 都满足

$$N(u, v) \frac{\partial U(u, v)}{\partial u} = \frac{\partial U(u, v)}{\partial v} \quad (2)$$

最小二乘共形映射 (least squares conformal mapping, LSCM)^[20] 是基于柯西黎曼方程的最小二乘近似法提出的一种拟共形的参数化方法, 其原理如图 4 所示。

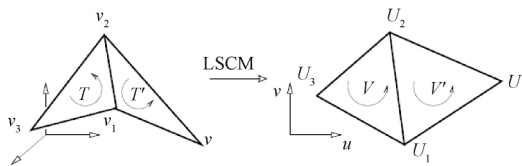


图 4 最小二乘共形映射 (LSCM) 原理

Fig. 4 Schematic diagram of LSCM

假设一个三角剖分网络 $K = (V, T)$, 其中 $V = \{v_1, v_2, \dots, v_n\}$, v_i 是顶点位置的集合, $T = \{t_1, t_2, \dots, t_m\}$, $t_i = \{v_{i_1}, v_{i_2}, v_{i_3}\}$ 是三角形顶点组成的三元组的集合, t_i 中 i_1, i_2, i_3 表示 V 的垂直指数。假设每个三角形 t_i 有一组局部标准正交基, 由于每个三角形 t_i 有唯一的法线, 令法线沿 z 轴, 则对于每个三角形 t_i 来说, 其在局部标准正交基 (x, y) 中的顶点为 $\{(x_{i_1}, y_{i_1}), (x_{i_2}, y_{i_2}), (x_{i_3}, y_{i_3})\}$ 。

基于黎曼方程, 当且仅当下列方程成立时, 映射 $U: (x, y) \rightarrow (u, v)$ 在一个三角形 t_i 上共形, 有

$$\frac{\partial U}{\partial x} + i \frac{\partial U}{\partial y} = 0 \quad (3)$$

由于式 (2) 不能保证在整个表面上被严格执行, 无法满足式 (2) 的映射可以利用最小二乘思想, 将其定义为共形标准 E_{LSCM} , 有

$$E_{LSCM} = \sum_{t_i \in T} \int_{t_i} \left| \frac{\partial U}{\partial x} + i \frac{\partial U}{\partial y} \right|^2 dA = \sum_{t_i \in T} \left| \frac{\partial U}{\partial x} + i \frac{\partial U}{\partial y} \right|^2 A(t_i) \quad (4)$$

式中, $A(t_i)$ 是三角形 t_i 的面积。

通过求式 (3) 中 E_{LSCM} 的最小值, 得到三维三角

网络在参数空间的平面坐标 (u, v) , 即将三维网络展开到二维的参数平面, 得到伤口的二维图像。

1.3 面积提取与测算

临床医学和法医学的特殊性要求保持体表损伤图像的真实性, 而由于真实场景的体表损伤图片的光照、颜色、伤口类型千差万别, 针对二维图像的自动分割方法很难保证所有图片均能准确分割, 所以本研究采用一种交互式的图像分割方法来人为修正图像分割结果, 进行损伤区域的提取。然而, 由于交互式的图像分割对于过高分辨率的图像具有不可操作性, 故而在图像分割前需要将分辨率过大的图像的分辨率调整到适应范围, 伤口提取与测算过程如图 5 所示。

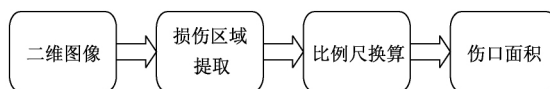


图 5 体表损伤提取与测算框图

Fig. 5 Block diagram of extraction and calculation of skin wound

用户在伤口的二维图像上沿着损伤区域的轮廓, 顺序描记出整个损伤区域的轮廓代表点; 本系统自动将选择的点标记并保存下来, 将每两个相邻的点用直线连接; 当完成整个区域的描记时, 系统会自动将首尾两个点相连, 形成一个封闭多边形。

本研究利用比例尺换算法, 将两条长度已知的不干胶尺分别贴在损伤区域的外侧, 构成 X, Y 两个方向。用户在图中用鼠标分别标出 X, Y 方向的比例尺, 系统自动将其记为像素长度 L_x, L_y , 如图 6 所示。比例尺换算法根据 X, Y 方向的已知长度与像素长度的比值, 经过实际长度 l_x, l_y 与像素长度 L_x, L_y 的换算, 利用公式将损伤部分的像素面积转换成实际面积, 得到提取区域的实际面积 (其测量长度精确到 1 mm, 测量面积精确到 1 mm²), 有

$$S_{\text{损伤}} = \frac{l_x}{L_x} \times \frac{l_y}{L_y} \times S_{\text{图}} \quad (4)$$

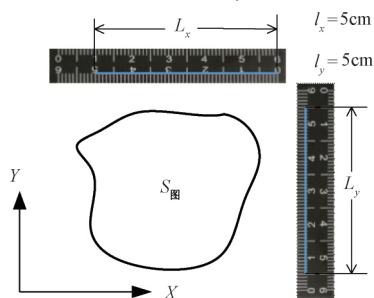


图 6 面积计算示意图

Fig. 6 Schematic diagram of area calculation

1.4 实验方法

采用上述方法进行了 40 组模拟伤口实验。模拟伤口是通过任意剪裁坐标纸得到的,如图 7 所示。在本研究中,矩形及其叠加组合的模拟伤口为规则伤口,其他形状伤口为不规则伤口。由于不规则伤口更具现实意义,在实验使用的模拟伤口中,有规则伤口 12 组、不规则伤口 28 组,规则伤口与不规则伤口形状如图 7 所示。

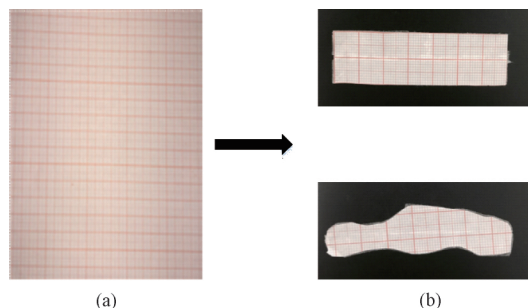


图 7 模拟伤口制作过程。(a) 整张坐标纸;(b) 上图为规则模拟伤口,下图为不规则模拟伤口

Fig.7 Working process of simulation Wound. (a) The entire coordinate paper; (b) The upper one is the regular simulation wound, the under one is the irregular simulation wound

本研究对数据采集设备的要求较低,任何数码相机、智能手机等带摄像头的图像获取设备拍摄的体表损伤图片均可使用,且采集过程不限于采集设备的左右移动,可以任意角度、任意距离拍摄,甚至不限于同一个采集设备。本研究使用的数据采集设备为 iPhone 6 手机。

首先,将模拟伤口分别贴在手指、手腕、手臂、脚腕等人体曲率较大的部位,并在模拟伤口旁边贴上精度为 mm 的不干胶比例尺,如图 8 所示。然后,用数据采集设备围绕模拟伤口进行拍摄,两次拍照间角度不大于 30° ,照片数量不少于 20 张,拍摄过程中尽量保证目标固定。



图 8 模拟伤口及不干胶比例尺粘贴

Fig. 8 Schematic diagram of pasting simulation wound and adhesive scale

实验运行环境为 4 核 2.00 GHz CPU、8 GB 内存计算机。在 Windows 10 平台上使用计算机视觉库 OpenCV 和 Visual Studio 2015,完成了本研究方法的体表损伤面积测算。其中,基于最小二乘共形映射的三维展开使用了开源软件 Blender。

将本方法的实验计算结果分别与模拟伤口的真实值及现有基于损伤图像的计算机软件系统的计算结果进行比较,以评估本方法的准确性。模拟伤口面积的真实值是通过多人多次、采用人工数坐标纸的格子数而后取平均值的方式得到的,其中坐标纸上的每一个格子为 1 mm^2 ,对每个模拟伤口进行人工数格的人数不少于 3 人。对不规则伤口进行面积真实值的数格时,对于不足一个格子的不完整格子人工判断其是否小于半格面积:当其面积小于半格面积时不计算,当其面积不小于半格面积时以一整格计算。

将本方法与其他常用的体表损伤面积测量方法进行对比,与国外先进商业设备在准确率、是否需要标定、是否有感染风险等方面对比,以体现本方法在不同方面的优势。

2 结果

实验结果案例如图 9 所示,每行从左到右依次为特征匹配结果、三维重建结果、Blender 手动分割结果、UV 展开结果和损伤面积测量结果。

通过实验得到损伤区域面积计算结果,与真实值及现有基于损伤图像的计算机软件系统的计算结果的准确率比较,如表 1 所示。

模拟伤口的面积范围在 $1.19 \sim 21 \text{ cm}^2$ 之间,其中小于 5 cm^2 的有 19 组, 5 cm^2 及以上的有 21 组,规则伤口(表 1 中真实值为整数的即规则伤口) 12 组,不规则伤口 28 组。从表 1 中可以看到,在人体曲率较大的部位,二维软件的面面积测量结果并不理想,平均误差达到 13.23%,本方法的平均测量误差仅为 2.44%,准确率较二维软件有很大提升。在模拟伤口面积小于 5 cm^2 的情况下,二维软件的平均测量误差为 16.33%,本方法的平均测量误差为 2.71%;在模拟伤口面积为 5 cm^2 及以上的情况下,二维软件的平均测量误差为 10.24%,本方法的平均测量误差为 2.20%。对于规则的模拟伤口,二维软件的平均测量误差为 8.17%,本方法的平均测量误差为 2.13%;而对于不规则的模拟伤口,二维软件的平均测量误差为 15.40%,本方法的平均测量误差为 2.57%。由此可见,本方法对于较大伤口、

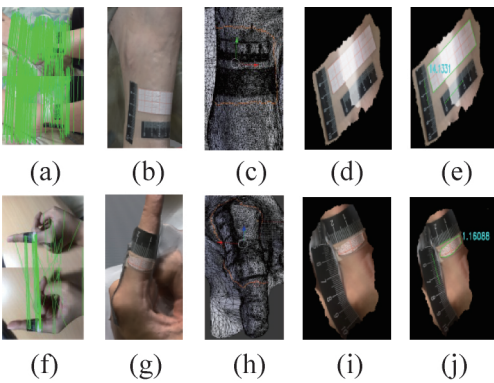


图9 实验结果案例。(a)对规则伤口的特征匹配结果;(b)对规则伤口的三维模型重建结果;(c)对规则伤口损伤区域的缝合线标记结果;(d)对规则伤口损伤区域的二维展开结果;(e)对规则伤口损伤区域的面积提取及计算结果;(f)对不规则伤口的特征匹配结果;(g)对不规则伤口的三维模型重建结果;(h)对不规则伤口损伤区域的缝合线标记结果;(i)对不规则伤口损伤区域的二维展开结果;(j)对不规则伤口损伤区域的面积提取及计算结果

Fig.9 Experiment case results. (a) Feature matching result for the regular wound; (b) 3D reconstruction result for the regular wound; (c) Stitch mark result of damaged area for regular wound; (d) Unwrapping result of damaged area for regular wound; (e) Extraction and calculation result of damaged area for regular wound; (f) Feature matching result for the irregular wound; (g) 3D reconstruction result for the irregular wound; (h) Stitch mark result of damaged area for irregular wound; (i) Unwrapping result of damaged area for irregular wound; (j) Extraction and calculation result of damaged area for irregular wound

较小伤口、规则伤口或不规则伤口的测量结果均明显优于二维软件方法的测量结果,测量平均准确率达到0.97以上,且本方法对受损伤面积大小、形状的影响较小。

表2是本方法与其他常用的体表损伤面积测量方法和商业设备在准确率、是否需要标定、是否有感染风险等方面的比较。

表2从准确率、是否需要标定、是否有伤口感染风险、测量对于拍摄角度的要求、对于光线的要求、是否能够远程医疗和对设备的要求8个方面,比较了本方法与本领域常用方法和国外先进设备。可以看到,本方法的准确率高出我国目前普遍使用的直尺法和二维软件法,且与国外先进设备 Silhouette Mobile 相当。另外,本方法采用无接触式拍照采集

表1 本方法与二维软件的准确率比较
Tab.1 The accuracy comparison of the method in this paper and 2D software

真实值/ cm ²	二维测量值/ cm ²	二维 误差/%	本方法 测量值/cm ²	本方法 误差/%
4.00	3.58	10.56	3.90	2.49
1.19	1.02	14.20	1.16	2.45
6.49	7.03	8.38	6.46	0.48
4.74	5.41	14.05	4.67	1.51
21.00	22.22	5.82	20.73	1.30
3.33	2.85	14.52	3.37	1.18
10.45	13.74	31.45	9.60	8.15
14.00	13.03	6.92	14.13	0.95
9.87	8.86	10.26	9.64	2.36
7.48	9.15	22.33	7.19	3.84
10.00	8.94	10.57	9.60	4.04
2.75	2.42	12.02	2.69	2.09
5.00	5.39	7.70	4.99	0.17
3.03	3.20	5.68	2.96	2.46
5.00	4.71	5.84	5.16	3.15
11.00	9.29	15.57	10.76	2.16
16.00	15.16	5.27	16.10	0.63
2.00	2.14	6.81	2.01	0.52
1.71	1.50	12.47	1.66	2.82
16.89	15.90	5.84	16.64	1.51
18.19	17.12	5.87	18.01	1.01
12.00	10.55	12.07	12.52	4.34
2.02	2.15	6.22	1.96	2.77
8.10	9.59	18.35	7.97	1.62
4.36	4.77	9.40	4.19	4.01
1.33	1.23	7.19	1.35	1.39
2.30	1.30	43.46	2.41	4.85
6.20	5.48	11.66	6.37	2.70
4.18	3.37	19.45	4.38	4.82
3.99	4.09	2.48	3.91	1.97
1.80	2.73	51.69	1.74	3.06
2.29	2.10	8.45	2.23	2.41
5.96	5.07	14.94	6.06	1.67
3.06	2.15	29.66	3.17	3.64
3.49	4.45	27.46	3.32	4.91
8.00	7.91	1.13	8.08	1.00
12.14	12.60	3.82	12.14	0.03
4.65	3.98	14.44	4.75	2.13
11.26	11.86	5.34	11.23	0.22
10.00	9.02	9.78	9.52	4.78

伤口图片的方式,无需繁琐的标定过程,且对光线无特殊要求;同时,二维软件方法需要拍摄角度尽量垂直于伤口,立体视觉的拍摄角度偏差可能会导致匹配失败,MAVIS需要设备与伤口呈45°拍摄,而本方法不受拍摄角度的局限,操作简便,应用范围广,且能够避免伤口感染与伤者疼痛。本方法仅需要单摄像头的终端设备与普通PC即可完成测量,无需购买任何硬件采集设备,对设备的依赖小,有实际应用的价值和可能性,甚至可以应用到远程医疗中。

表 2 本方法与其他常用方法及商业设备的比较
Tab.2 The comparison of the method in this paper and other commonly used methods and business equipment

方法	准确率/%	标定	感染风险	角度影响	光线要求	远程医疗	设备要求
本文方法	97.56	否	无	无	自然光	可以	单摄像头 + PC
二维方法	86.77	否	无	有	自然光	可以	单摄像头 + PC
立体视觉	87.85	是	无	有	自然光	不可	双摄像头 + PC
直尺法	50.00	否	无	无	自然光	不可	直尺
Silhouette Mobile	97.70	否	无	无	自然光	不可	Silhouette Mobile 设备 + PC
MAVIS	90.00	是	无	有	暗室	不可	MAVIS 设备
Visitrak	93.20	否	有	无	自然光	不可	Visitrak 设备 + 薄膜

3 讨论

采用人工数坐标纸格子数的方式取得模拟伤口面积的真实值,类似薄膜覆盖法。薄膜覆盖法是伤口面积测量领域公认的目前为止最准确的测量方法^[16],将无菌的透明薄膜覆盖在损伤区域,把损伤面积的形状描绘出来,再将该透明薄膜放置在坐标纸上,用与本研究相同的人工数格的计数方式得到损伤面积。由于本研究使用模拟伤口进行实验,省略了薄膜覆盖法中计数之前的所有人工操作,故模拟伤口面积真实值的计算较薄膜覆盖法而言人工干扰更小,即误差更小。正因如此,国内外伤口测量领域的学者大多采用文中人工数格的方式作为模拟伤口面积的真实值^[10,16,22]。

运动恢复形状法^[23]作为一种三维重建方法,通过建立自然图像序列之间的联系,获取图像中的物体深度信息,进而完成体表损伤部位三维模型的重建。这种重建方式相比其他常用方法(结构光、双目视觉)而言,在体表损伤测量时无需预先标定^[15],也无需特殊环境^[13],是近年来计算机视觉领域中重建效果较好的一种方法。特征匹配结果对于建立自然图像序列之间的联系起着至关重要的作用,本研究采用 SIFT 特征^[23]进行特征匹配,较传统的 Harris 特征^[24]、KLT 特征^[25]而言,对旋转、尺度缩放、亮度变化能够保持不变性,对视角变化、仿射变化、噪声也能够保持一定程度的稳定性。

在体表损伤测量中,从损伤部位的三维模型上提取损伤区域并准确计算,是笔者定量测量的目

的。然而,目前针对三维模型的分割多是基于已有模型的类比^[26]或通过软件建模形成的三维模型^[27],对通过三维重建形成的模型进行局部区域分割有着相当的难度。故而,为了保证体表损伤区域的准确分割,本研究采用最小二乘共形映射^[20]算法,先将三维模型的表面映射到二维平面,再通过二维图像分割方法进行损伤区域的提取与计算。

本方法由于重建了体表损伤区域的三维模型,进而展开该三维模型,所以不仅克服了拍照位置和人体曲率对二维测量方法可能造成的误差^[16],还能同时保证从三维模型上提取损伤面积的准确性^[20]。然而从表 1 中第 7 行可以看到,对于此例,本文方法的误差达到了 8.15%,结果并不十分理想。可能是由于模拟伤口位置贴在脚上跖骨曲率较大且弧度不规则处,致使模拟伤口与脚上跖骨贴合度较差,拍摄过程中细节缺失,从而导致误差较大。但二维测量方法的误差更是高达 31.45%,且无法通过一张图片完整显示损伤区域。故而本方法较二维测量方法的准确率更高。

本方法的平均准确率虽然达到 97.56%,但 Silhouette Mobile 设备的准确率达到了 97.70%^[12],略高与本方法。然而, Silhouette Mobile 设备无法应用到远程医疗,且需要通过可见激光采集数据,虽然所使用的激光达到 DS EN 60825—1—2014^[28]中的 1 类标准,但在 DS EN 60825—1—2014^[28]中明确表示,即使 1 类可见激光照射眼睛仍可能引起眩晕,而本方法的数据采集通过任何单摄像头设备即可完成拍照,最大限度地保障了患者与伤者的安全。而且本方法与 Silhouette Mobile 设备间准确率的微小差距,并不会对体表损伤测量结果造成太大影响。以身高 180 cm、体重 70 kg 的成年人举例。根据《人体损伤鉴定标准》^[3]中体表面积九分估算法,体表面积最大的部位为双大腿总面积 3 866.31 cm²,假设双大腿体表全部损伤,本方法与 Silhouette Mobile 设备间的准确率差距约为 $3\,866.31 \times (97.70\% - 97.56\%) = 5.41\text{ cm}^2$,占双大腿总面积的 0.14%,测量影响微乎其微。

与此同时,本方法还有进一步改进的可能。第一,基于运动恢复形状法的三维重建需要体表损伤区域多角度的图像信息,以便特征点的匹配和点云位置的测算,所以图像越多重建效果越佳,测量准确率也会越高,但这会导致运算时间较长,缩短三维重建的运算时间将是本方法亟需解决的问题。第二,对于二维图像进行交互式的体表损伤区域分

割,虽然能带来优异的分割结果,但较为耗力,由于临床医学和法医学的特性,目前仍没有较好的自动分割方法,将来可以考虑通过深度学习的方法,经过大量真实损伤图片训练,完成损伤区域的自动分割,在节省人为工作量的同时,提升测量准确率。

4 结论

本研究首次将运动恢复形状算法与最小二乘共形映射引入到体表损伤面积的测量中。算法首先基于运动恢复形状法,对人体体表损伤图像进行特征提取、稀疏重建、聚类、密集重建,得到图像中被测体的三维模型,然后基于最小二乘共形映射展开三维模型的UV,将三维模型展成二维平面,最后采用交互式图像分割方法和比例尺换算法进行损伤面积的提取和测算。

本算法基于运动恢复形状算法与最小二乘共形映射,通过非接触式的单摄像头设备拍照和软件处理,完成体表损伤部位从二维到三维再到二维的方法。该算法既解决了Visitrak系统中易引起伤口感染的缺陷和薄膜覆盖方法的人为主观因素的干扰,又解决了基于损伤图像的计算机软件系统的二维测量方法中无法克服的人体曲率的问题和拍摄角度的问题,还解决了国外先进体表损伤测量的商业设备中设备复杂、设备依赖度大的缺点。

本方法较一维方法和二维测量方法,测量准确率高,尤其在人体曲率大的部位的准确率差异尤其明显。较三维方法而言,本方法与国外先进体表损伤测量的商业设备的准确率相当,同时不需要标定、对人体无害且设备依赖性小,仅用单摄像头设备和普通计算机即可完成损伤面积测量,与此同时本方法还有应用到远程医疗的可能性。因此,基于单摄像头的三维体表损伤面积定量测量在临床医学与法医学的应用方面具有极大的前景,值得进一步探索和研究。

参考文献

- [1] Lavery LA, Vames SA, Keith MS et al. Prediction of healing for postoperative diabetic foot wounds based on early wound area progression [J]. Diabetes Care, 2008, 31(1): 26-29.
- [2] Coerper S, Kuper MA, Jekov M, et al. Fifty percent area reduction after 4 weeks of treatments is a reliable indicator for healing - Analysis of a single-center cohort of 704 diabetic patients [J]. J Diabetes Complications, 2009, 23(1): 49-53.
- [3] 最高人民法院,最高人民检察院,公安部,等. 人体损伤鉴定标准[S]. 北京 2013.
- [4] 樊瑜波,蒲放,于晓军,等. 人体体表损伤相对面积法医学鉴定计算机辅助系统的研制[J]. 生物医学工程学杂志, 1999, 16(4): 445-447.
- [5] 最高人民法院,最高人民检察院,公安部,等. 人体损伤致残程度分级[S]. 北京 2016.
- [6] Cardinal M, Eisenbud DE, Phillips T, et al. Early healing rates and wound area measurements are reliable predictors of later complete wound closure [J]. Wound Repair Regen, 2008, 16(1): 19-22.
- [7] 付小兵,孙同柱,盛志勇. 几种用于创伤修复研究的动物模型[J]. 中华实验外科杂志, 1999, 16(5): 479-480.
- [8] Langemo D, Anderson J, Hanson D, et al. Measuring wound length, width, and area: which technique? [J]. Adv Skin Wound Care, 2008, 21: 42-45.
- [9] Shetty R, Strkar H, Lamba S, et al. A novel and accurate technique of photographic wound measurement [J]. Indian J Plast Surg, 2012, 45(2): 425-429.
- [10] Gethin G, Cowman S. Wound measurement comparing the use of acetate tracings and Visitrak digital planimetry [J]. J Clin Nurs, 2006, 15: 422-427.
- [11] Kundin JL. Designing and developing a new measuring instrument [J]. Perioper Nurs Q, 1985, 1(4): 40-45.
- [12] Piotr F, Piotr L, Stanislaw S, et al. Accuracy and precision of selected wound area measurement methods in diabetic foot ulceration [J]. Diabets Technology & Therapeutics, 2013, 8(15): 711-720.
- [13] Plassmann P, Jones TD. A non-invasive instrument to measure area and volume of wounds measurement of area and volume instrument system [J]. Medical Engineering & Physics, 1998, 20(5): 332-338.
- [14] Rogers LC, Bevilacqua NJ, Armstrong DG, et al. Digital planimetry results in more accurate wound measurements: a comparison to standard ruler measurement [J]. J Diabetes Sci Technol, 2010, 4(4): 799-802.
- [15] 张必明. 基于计算机视觉的体表三维测量技术研究[D]. 长沙: 中南大学 2006.
- [16] 陈硕. 基于计算机视觉的法医学体表损伤测量研究[D]. 北京: 北京航空航天大学 2012.
- [17] Tomasic C, Kanade T. Shape and motion from image stream under orthography: a factorization method [J]. International Journal of Computer Vision, 1992, 9(2): 137-154.
- [18] Fisher Y, David G. 3D reconstruction from accidental motion [C]//Computer Vision & Pattern Recognition, Columbus: IEEE 2014: 3986-3993.
- [19] Michael K, Matthew B, Hugues H. Poisson surface reconstruction [C]//Eurographics Symposium on Geometry Processing. Eurographics, 2006: 61-70.
- [20] Levy B, Petitjean S, Ray N, et al. Least squares conformal maps for automatic texture atlas generation [J]. ACM Transactions on Graphics, 2002, 21(3): 362-371.
- [21] Haker S, Angenent S, Tannenbaum A, et al. Conformal surface parameterization for texture mapping [J]. IEEE Trans Visual

- Comput Graph, 2004, 6(2): 1-9.
- [22] Akshay G, Rithvik S, Alex NJR, et al. Efficient wound measurements using RGB and depth images [J]. International Journal of Biomedical Engineering and Technology, 2015, 18(4): 333-358.
- [23] David GL. Distinctive image features from scale - invariant keypoints [J]. International Journal of Computer Vision, 2004, 60(2): 91-110.
- [24] Kong SG, Heo J, Boughorbel F, et al. Multiscale fusion of visible and thermal IR images for illumination - invariant face recognition [J]. Int J Computer Vision, 2007, 71: 215-233.
- [25] Tomasi C, Kanade T. Detection and tracking of point features [R]. Tech Rep CMU - CS-91-132, Carnegie Mellon University, 1991.
- [26] Parvizi D, Giretzlehne M, Wurzer P, et al. BurnCase 3D software validation study: Burn size measurement accuracy and inter-rater reliability [J]. Burns, 2016, 42(2): 329-335.
- [27] 姚砺, 程彦荣, 吴欢. 基于网格模型的三维区域面积测量 [J]. 软件导刊, 2016, 2: 98-101.
- [28] DS EN60825-1-2014, Safety of Laser Products-Part 1: Equipment Classification and Requirements[S].