·康复工程·

一种支持代偿运动识别的上肢虚拟训练方法*

李成梁[1] 赵翠莲[1,3] 胡世东[1] 王 凯[2]

摘要

目的:为了建立正常的上肢运动功能,识别虚拟康复训练中的代偿运动问题,形成可量化的上肢运动训练评估。

方法:利用多个微型角度传感器获取虚拟训练中上肢的各部位角度数据,在虚拟环境下交互驱动操作物以进行训练。提出代偿运动率的概念以及代偿运动识别算法对基本动作训练中的代偿运动进行判断和量化。借助自研的上肢虚拟训练平台,让3位上肢功能正常者分别通过正常动作运动模式和几种代偿模式完成腕伸基本动作模拟训练,验证代偿运动识别算法的有效性。

结果:对比试验中, 虚拟训练平台分别获取训练者在正常运动和代偿运动模式下的代偿率结果,该值与实际代偿运动情况具有一致性。

结论:该康复训练方法中的代偿运动识别算法对上肢基本动作训练的代偿运动识别有效,代偿运动率的引入可使训练量化评估更具完整性。

关键词: 上肢训练;虚拟现实;代偿运动;角度传感器

中图分类号:R496 **文献标识码:**A **文章编号:**1001-1242(2012)-08-0732-06

The virtual training method of upper extremities with the supporting of recognition of compensative motor/LI Chengliang, ZHAO Cuilian, HU Shidong, et al.//Chinese Journal of Rehabilitation Medicine, 2012, 27(8): 732—737

Abstract

Objective: To build proper motion function of upper extremity, by recognizing the compensative motor problems in the virtual rehabilitation training and form a quantizable motion training assessment of upper extremity.

Method: Multiple angle micro-sensors were used to acquire the angle data of some positions of upper extremities in the virtual rehabilitation to interactively driven a virtual object in the virtual environment. A new concept of compensative motor rate and recognition algorithm of compensative motor were proposed to judge and quantify the compensative motor in the basic motion training. With the help of a newly-constructive virtual rehabilitation platform, three subjects with normal upper extremity function completed a simulation training of wrist extension respectively with different motion modes in order to verify the recognition algorithm of compensative motor.

Result: In the comparative trial, the compensative motor rate under correct motion mode and modes of compensative motor measured by the virtual training platform were in accordance with the practical situation.

Conclusion: The recognition algorithm of compensative motor mentioned in the rehabilitation training method is effective to recognize the compensative motor occurred in basic motion training of upper extremity and the introduction of the concept of compensative motor rate can enrich the quantitative assessment of training.

Author's address School of Mechatronics Engineering and Automation, Shanghai University, 20072

Key word upper extremity training; virtual reality; compensative motor; angle sensor

DOI:10.3969/j.issn.1001-1242.2012.08.010

*基金项目:上海市科学技术委员会重点科技攻关项目资助(10441900802);上海市重点学科资助(Y0102);上海大学研究生创新基金项目资助(8000SHUCX112213);

1 上海大学机器人,上海市闸北区延长路149号, 200072; 2 上海市静安老年医院; 3 通讯作者

作者简介:李成梁,男,硕士; 收稿日期:2011-10-25

为恢复与重建残疾肢体的功能,康复医学中通常利用运动疗法和作业疗法等达到缓解偏瘫患者症状的目的。研究表明,若能在训练过程中充分发挥患者的主观能动,根据患者状态给予暗示或建议等,康复效果会得到很大提高[1—2]。虚拟现实技术可以使用户投入到仿真环境中,使患者接受正确的心理暗示和鼓励,这种心理上的引导可提高康复的治疗效果。但是,对于上肢训练还存在这样的问题,因为人体上肢是人体最灵活,最为复杂的运动执行元件,是一个存在自由度冗余的结构。由于上肢结构上的冗余,在利用当前康复系统进行运动训练时[3—4],患者很可能会不自觉地通过功能较好关节的较大活动来代偿功能受损的关节活动,从而形成错误的运动模式,这就是代偿运动或称为运动替代[5]。代偿运动的出现可能会给患者的康复过程带来诸多负面的影响,包括运动动作不对称,稳定性降低,甚至是运动功能的进一步下降。而在当前上肢训练方法和平台的研究中,其训练方法或平台所针对的训练对象往往是那些轻度上肢障碍的人群,对于这些训练对象其训练过程中的代偿运动问题较容易被忽略,所以已有研究较少对训练中存在的代偿运动问题进行讨论。在最近研究中,国内有清华大学姚重阳等人通过仿真计算和实验方法探讨了上肢在进行计算机辅助直线运动训练时代偿运动的特征[6],给出了训练时辅助器具的使用建议。该研究虽以训练中代偿运动为研究重点,但其结论仅适用于特定训练中,无代偿运动程度的讨论。国外德国海德堡大学利用9摄像头三维运动分析系统对若干尺、桡骨先天性愈合患者的肩,肘日常活动中的代偿运动进行了量化研究,其量化参数为关节角度及运动范围[7],但其中涉及的运动采集分析系统成本高昂,数据处理复杂,仅适用在一些大型的研究项目中。

本文通过解析上肢运动训练中代偿问题,针对虚拟训练环境下的上肢四种基本动作交互训练提出一种利用上肢多角度数据进行代偿运动判断及其量化的方法。本文也提出了验证代偿识别算法的方法,通过自研的上肢虚拟训练平台进行的对比试验验证了该方法的可行性。

1 上肢运动训练中代偿问题解析

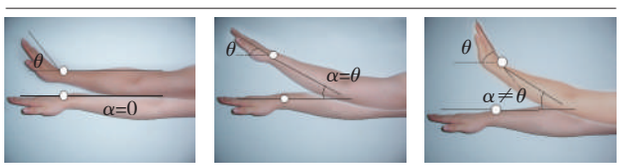
对于脑卒中患者上肢和手的治疗性活动,通常要特别重视“由近到远,由粗到细”的恢复规律,遵循“循序渐进”的康复训练计划。运动功能训练的重点应放在正常运动模式和运动控制能力的恢复上[8]。

在上肢运动简化模型中,3关节、4连杆的7自由度刚性模型为很多研究者采用,它将人体的运动系统在忽略实体变形条件下视为一个刚性框架系统[9],即肩关节、肘关节和腕关节三个关节和躯干、上臂、前臂和手四部分躯体。人体上肢运动7个自由度分别为:肩关节自由度:①上臂外展/内收运动,②上臂屈/伸运动,③上臂旋内/旋外运动;肘关节自由度:④前臂屈/伸运动,⑤前臂旋前/旋后运动;⑥腕关节的手外展/内收运动,⑦手屈/伸运动。在训练难度上,肩关节运动,肘关节运动及腕关节运动难度将依次递增,涉及多自由度的上肢运动难度也较单自由度的关节运动大。

上肢训练最终目的在于其手部功能的恢复,由机器人结构学知识可知,手作为终端效应器,其操作容积受运动链各个关节运动的影响,固定其中任一自由度都会导致手不能完成日常生活中的一些常用动作[10],所以为了达到上肢训练的最终目的,各关节单自由度运动训练应作为其“循序渐进”康复训练计划中的第一步。

对于上肢功能有障碍的训练者,在进行早期单关节活动训练时,他们很可能会不自觉地通过功能较好的较大肢体关节活动来代偿功能受损的关节活动。如在进行腕伸动作时,患者为了抬高手掌,其中可能的动作是利用肘关节的活动抬高整个前臂甚至是肩关节的活动抬高前臂和上臂来达到实现运动效果,如图1,显然这种非正常的运动模式无法达到腕伸动作训练目的。

图1 腕伸动作正常与代偿模式示意图

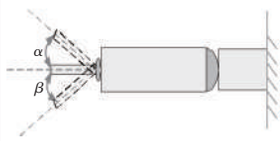
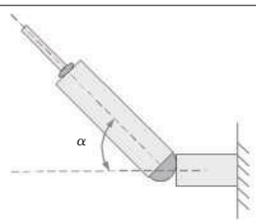


正常动作　代偿动作1　代偿动作2

考虑到训练者躯干和肩关节相对座椅是固定的,可视上肢最近端的肩关节的单自由活动无其他

关节的代偿可能性，且其在恢复难度上较之肘关节和腕关节小，故在此我们主要关注图2中的前臂和掌部4个自由度上的训练，其中各个自由度角度变化范围取值自文献[11]。通过分析可以得知，对于尺偏桡偏动作，腕伸动作，前臂旋转和前臂屈伸等动作，腕关节或肘关节的活动效应，均可以在某种程度上为其相应的近端关节，肘关节或肩关节，的活动所等效，问题便在于如何区分各关节运动的这种等效活动效应。

图2　前臂，手部四种单自由度运动简化示意图

		
动作	尺偏桡偏动作	腕伸动作
角度范围	0<α<15° 0<β<45°	0<α<75° 0<β<75°
简化模型		
动作	前臂旋转动作	前臂屈伸动作
角度范围	0<α<170°	0<α<140°

以腕伸为例，对图1中的正常动作，代偿动作1和代偿动作2进行分析发现，正常动作模式和代偿动作模式可以通过某些关键角度，在此动作中为肘关节的活动角度和腕关节活动角度加以识别和区分。对于单自由度的运动，运动过程中应只有1个主关节角度的变化，其较近端关节角度变化应在理想情况下为0°。如图1中，主关节运动角度θ≠0°，较近端关节，即肘关节运动角度α=0°。理想状态下，当较近端关节运动角度α≠0°时，即标志着代偿运动发生。引入代偿运动标志符D，可数学表达为：

$$D=\begin{cases}0(a=0^{\circ})\\1(a\neq 0^{\circ})\end{cases} \tag{1}$$

为了方便量化代偿运动的程度，在此提出运动代偿率的概念，其对应概念为非代偿率。在此定义非代偿率为：完成单自由度动作时，正常运动参与关节运动角度所占实际运动效应角度的比例。对于图2中所表示的腕伸动作训练，代偿动作的代偿率E与非代偿率M与（θ－α）和α相关，其数学表达可分别表示为：

$$M=[(\theta-\alpha)/\theta]\times 100\% \tag{2}$$

$$E=1-M \tag{3}$$

2　上肢运动测量方法及评估

2.1　上肢运动测量方法

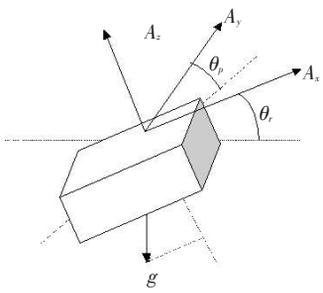
当前运动测量方法主要包括基于视觉的三维摄像测量方法[12—14]，基于电磁跟踪系统的测量方法[15]，基于加速度传感器的测量方法[16]和基于多传感器融合模块的测量方法[17]。摄影测量的方法一般需要多个高速摄像器械故价格昂贵且处理数据量较大，难以进行实时运动分析，这些现实使其应用限定在某些特殊的领域。随着MEMS技术的发展，基于微型传感器的测量方案得到广泛的应用。

基于微型加速度传感器的角度传感设备，具有微型化，轻量化，低成本的特点。如图3所示，3轴传感器可以测得3个方向上的加速度Ax，Ay和Az。在传感器趋于静止时，由于3个轴其测得的值分别为重力加速度g在各个轴上的分量，通过计算可以求得当前状态下滚动角θr和俯仰角θp：

$$\theta_r=\arctan(A_x/A_z) \tag{4}$$

$$\theta_p=\arctan(A_y/A_z) \tag{5}$$

图3　3轴加速度传感器角度测量原理图



通过加速度方向的象限区分,加速度传感器便能进行360°角度内测量。将基于加速度传感器的角度传感装置固定在上肢,便可以获得其姿态角度,适合进行单自由度基本训练的角度获取要求。在此需要对图2中所显示的4个自由度训练进行识别,则最少可采用2个角度传感设备进行数据采集,分别固定于手和前臂上。角度传感器固定于上肢的方式可选择粘贴式,表带绑定式或其他固定方式。

虚拟现实技术应用于康复训练具有显著优势[1],训练中的反馈信息可以调动训练者的主观能动性,激发其兴趣,形成一种主动训练模式。虚拟现实可以利用多种交互技术,但是交互设备采集的肢体角度信息既可用于训练过程中,也容易记录用于训练后分析评估训练动作,包括对代偿运动的识别,而使交互设备具有较好的功能集成性,因此虚拟康复训练中通过获取的角度数据驱动虚拟操作物就成为一种独特的训练方法。

2.2 上肢训练评估

上肢运动功能评价是对患者运动肌能现状及潜力的判断,也是对患者功能障碍表征的采集,量化,分析的全过程。评价目的在于分析患者运动肌能障碍与正常状态的差异,同时为患者制定运动康复治疗方案提供可靠的依据。

训练评估中需要考虑2个评估因素,虚拟训练成绩R,其代偿运动指数E。R表示交互训练表现得分。按训练表现给以0—100分评分,0表示未完成训练任务,100表示完全完成训练任务。虚拟训练难度设置考虑了训练动作的"动作完成时间T",即患者由规定起始位置到达规定动作结束所需要的时间和"关节运动角度a"。E为运动代偿率,即患者通过代偿模式完成指定动作的程度,其值在0%—100%之间。

将2个角度传感器分别绑定于手掌背面与前臂末端面,如图4所示位置,正常动作,代偿动作1和代偿动作2分别可得到如图5的运动角度曲线。

对于角度传感器的情况,若采样Y轴方向的角度输出分为表示为y_1和y_2,则理论值

$$E=\left\{1-\frac{max\left[max(y_{1i})-max(y_{2i})\right]}{max(y_{1i})}\right\}\times 100\% \qquad (6)$$

考虑到角度传感器上肢固定面不为绝对平面,还应考虑其固定平面的初始角度y_{10}和y_{20},经校对后

$$E=\left\{1-\frac{max\left[(max(y_{1i})-y_{10})-(max(y_{2i})-y_{20})\right]}{max(y_{1i})-y_{10}}\right\}\times 100\% \qquad (7)$$

图4 角度传感器上肢安置位置示意图

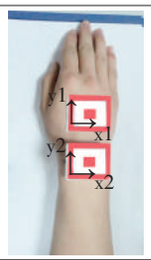
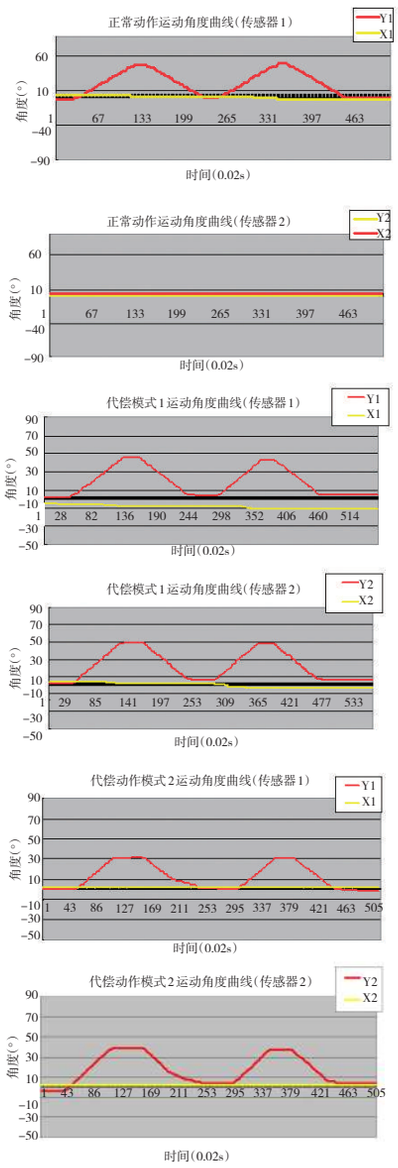


图5 腕伸动作正常与代偿模式下运动角度曲线



3 应用实例

为进一步验证该上肢训练方法的可行性，搭建了一个由角度传感设备，用户界面与基于PC的虚拟训练环境组成的训练平台。平台架构见图6。角度传感器基于微型3轴加速度传感器ADXL335设计，表带式的结构便于操作者将佩戴与操作。经标定，该角度传感器可以输出精度为1° 的角度信号。该平台的用户分别由训练用户和医师构成，他们可在用户界面实现用户信息管理，训练历史数据查询等功能。用户界面与虚拟训练交互均基于Windows开发平台，在VC++2008环境中利用MFC类库，ADO编程技术完成了用户界面开发，数据库采用SQL Sever，虚拟现实交互训练模块虚拟引擎基于Direct3D结构开发。

在该平台上进行可行性验证，以腕伸动作作业训练为例，其动作作业训练场景如图7所示，操作者需要通过腕伸动作操控悬浮小球起落1次，小球到达指定高度会有声音提示，以示操作成功。该虚拟场景下，操作物小球的高度受 Y_1，Y_2 共同作用控制。其运动高度与角度之间的关系满足：

$$h = H \cdot \frac{k \cdot (Y_1 - Y_2) - \theta_{\min}}{\theta_{\max} - \theta_{\min}} \tag{8}$$

图6 训练平台架构

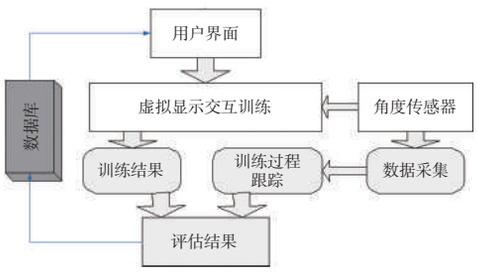
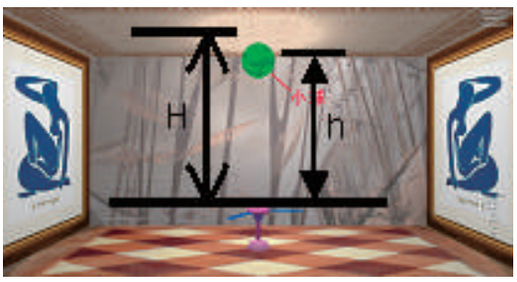


图7 腕伸作业训练虚拟场景



k 为训练难度系数，可在0—5之间取值。

令3位训练者按要求完成难度为1的训练任务，具体训练验证步骤如下：

①训练阈值设定。Step1，选取1位上肢功能正常者，令其手臂平放在训练台上，手掌朝下；Step2，佩戴好两个角度传感器，借助绑带将前臂固定在训练台上，限制其各个方向上的自由度；Step3，进入阈值设定界面后，训练者尽力完成1-2次腕伸动作，使腕关节展至最大角度。程序分别自动记录该次运动初始角度值 $\theta_{\min}=Y_{1\min}$ 和关节展开幅值 $\theta_{\max}=Y_{1\max}$。

②作业训练。训练者分别以如图1中3种运动模式，以角速度约5—10°/s的慢速动作完成作业训练。

重复训练步骤，其训练结果如表1所示。

表1 3种腕伸动作模式下代偿率计算结果

动作模式	$Y_{1\min}$	$Y_{1\max}$	$Y_{2\min}$	$Y_{2\max}$	E
训练者1					
正常动作模式	3°	45°	4°	5°	2.30%
代偿动作模式1	3°	50°	4°	50°	97.80%
代偿动作模式2	3°	70°	5°	20°	22.40%
训练者2					
正常动作模式	4°	42°	4°	4°	0%
代偿动作模式1	4°	46°	4°	45°	97.60%
代偿动作模式2	5°	76°	5°	32°	38.00%
训练者3					
正常动作模式	2°	38°	3°	3°	0%
代偿动作模式1	2°	45°	3°	44°	95.30%
代偿动作模式2	3°	59°	4°	15°	19.60%

尽管3名训练者在训练过程中都以不同的方式完成了作业训练任务，但通过如图1中代偿运动模式1和2完成作业任务的训练者其代偿率E的值却显示该训练并未能说明他们腕关节进行了良好的腕伸训练，即未很好地达到其训练目的。其代偿率数值可正确反映了训练者在训练过程中代偿程度，与实际情况具有一致性。

4 结论

本文以建立正常运动模式为康复训练目标，通过解析上肢运动训练中代偿问题，针对上肢四种基本动作虚拟训练提出一种利用上肢多角度数据进行代偿运动判断及通过代偿率的概念量化代偿程度的方法。在应用实例中，3位训练者分别通过不同的动作模式在自研的上肢虚拟训练平台上完成腕伸训

练任务。在该对比试验中,训练后分别获得的代偿率结果表明了不同动作模式其代偿程度的差异,说明该方法能有效判断和量化单自由度上肢基本动作训练代偿程度。文中所讨论的利用上肢多角度数据判断代偿运动的方法新颖,代偿率的引入丰富了训练指标,使量化评估更具完整性。

参考文献

[1] 孟凡,贾晓红.基于虚拟游戏的视觉生物反馈在康复运动训练中的应用[J].中国康复医学杂志,2009,24(2):165—166.

[2] Cardoso LS,da Costa R,Piovcsana A,et al.Using virtual environments for stroke rehabilitation[C]. International Workshop on Virtual Rehabilitation, 2006.

[3] Tang T, Cairgnan C, Gattewar S.Virtual environment for robotic tele-rehabilitation[C].International Conference on Rehabilitation Robotics.2005.

[4] Zhang Yubo,Wang Zixi, et al. The clinical application of the upper extremity compound movements rehabilitation training robot[C]. International Conference on Rehabilitation Robotics.2005

[5] 朱镛连.神经康复学[M].北京:人民军医出版社,2001.242—243.

[6] 姚重阳,王子羲,季林红.机器人辅助上肢康复运动训练的代偿运动研究[J]中国康复医学杂志,2010,25(11),1085—1089.

[7] Kasten P, Rettig O. Three-dimensional motion analysis of compensatory movements in patients with radioulnar synostosis performing activities of daily living[J]. Orthopaedic Science, 2009,14:307—312.

[8] 于兑生,恽晓平.运动疗法与作业治疗[M].北京:华夏出版社,2002.

[9] Amirouche FML,Ider SK,Trimble J.Analytical method for the analysis and simulation of human locomotion.Trans.of ASME[J]. Biomech Eng,1990,112:379—386.

[10] Romilly DP, Anglin C, Gosine RG, et al. A functional task analysis and motion simulation for the development of a power upper-limb orthosis[J]. IEEE Transaction on Rehabilitation Engineering, 1994, 2(3): 119—128.

[11] 刘俊先,张兴和.中国正常人体测量值[M].北京:中国医药科技出版社,1994:66—67.

[12] 赵东斌,张文赠.基于高速摄像的人体上肢运动信息检测[J].生物医学工程学杂志,2002,19(1):76—79.

[13] 刘龙,孟光,张建国.三维摄像测量系统测量人体上肢运动的算法研究[J].北京生物医学工程,2005,24(2):89—92.

[14] 张建国,刘振宇,宋海燕.双坐标系法在人体上肢运动测量研究中的应用[J].计算机测量与控制,2007,15(10):1308—1311.

[15] 姜明涛,张建国.基于电磁跟踪系统的人体上肢运动测量[J].天津科技大学学报,2005,20(1):37-39.

[16] 侯文生,戴加满.基于加速度传感器的前臂运动姿态检测[J].传感器与微系统,2009,28(1):106—108.

[17] Zhang Zhiqiang, Wong Wai Choong, Wu Jiankang. Wearable sensors for 3D upper limb motion modeling and ubiquitous estimation[J]. Journal Control Theory and Application,2011, 9(1): 10—17.

第十届"脑卒中患者运动再学习方案"学习班通知
(国家级继续教育项目)

北京大学第一医院康复医学科自1999年将澳大利亚悉尼大学教授J.H.Carr 和R.Shepherd的《A Motor Relearning Programme for Stroke》一书翻译成中文《中风病人的运动再学习方案》并发行后,已连续举办九届全国学习班。2007年又将J.H.Carr 和R.Shepherd教授的《Stroke Rehabilitation: Guidelines for Exercise and Training to Optimize Motor Skill》一书翻译成中文《脑卒中康复:优化运动技能的练习与训练指南》,成为运动再学习方案的升级版。该书充实了大量研究新成果,为运动再学习方案提供了更加深入的科学依据。第七~九届全国学习班以新的升级版作为讲义,得到学员高度赞扬。今年将在以往内容基础上,增加一些以运动再学习理念为核心的新技术,如机器人辅助训练、虚拟情景训练等。学习班采用理论解析与实践操作相结合的方式,授课内容强调理论循证性与临床技能实用性。相信在以往九期培训班经验积累的基础上,此次学习班将成为最具技术含量的一届。时间为2012年10月15——20日(15日全天报到)。学费1200元(含书和讲义)。食宿统一安排,费用自理。考试合格者授予国家级继续教育学分10学分。报名请于9月30日前寄到:北京大学第一医院康复医学科 罗春 收 邮编100034。或e-mail: luochun226@sina.com,电话联系010-83575162 或010-83572455。名额50人。若无第二轮通知,请按时到北京市西城区西什库大街7号,北京大学第一医院(北大医院)第二住院部一层A区康复医学科报到。

北京大学第一医院康复医学科