

机器人辅助上肢康复运动训练的代偿运动研究*

姚重阳¹ 王子羲¹ 季林红^{1,2}

摘要

目的:通过仿真计算和实验的方法探讨上肢不同自由度转动关节的代偿运动可能,为在康复运动训练过程中有效防止代偿运动的出现提供依据。

方法:采用人体上肢的4自由度关节-连杆简化模型,应用变换矩阵计算得到上肢在直线轨迹的运动训练中各关节可能的角度运动变化范围。对正常人分别进行自由状态下和约束状态下的被动直线运动训练,对采集到的关节角度信号进行函数拟合和相关性分析。

结果:人体上肢各关节的运动角度变化规律具有高度的相似性;在约束条件下,人体上肢运动会在肩关节内收外展和上臂旋转两个自由度上产生明显的代偿运动。

结论:可以在中枢神经损伤患者上肢训练中引入肩关节外展矫形器等辅助器具,强制患者增加肩关节外展角度,使患者可以在这种状态下,以与正常人相似的运动规律进行康复运动训练,从而最终恢复或建立正确的运动模式。

关键词 代偿运动; 替代运动; 康复运动训练; 冗余度

中图分类号:R496 **文献标识码:**B **文章编号:**1001-1242(2010)-11-1085-05

与传统的康复治疗师辅助患者运动康复相比,机器人辅助患者康复具有效率高、成本低等特点,同时也存在着弱点,机器人无法像康复治疗师一样可以根据患者的运动能力进行辅助方法上的调整,因此,在分析机器人辅助患者进行康复运动训练的问题时,必须要考虑到患者可能出现的所有运动情况。而上肢是人体最灵活、最为复杂的运动执行元件,是一个存在自由度冗余的结构^[1]。由于患者的部分运动功能的缺失,和上肢结构上的冗余,在进行康复运动训练时,患者很可能会不自觉地通过功能较好的关节的较大的活动来补偿功能受损关节的运动,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(motor equivalence)。代偿运动的出现可能会给患者的康复过程带来诸多负面影响,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^[2]。

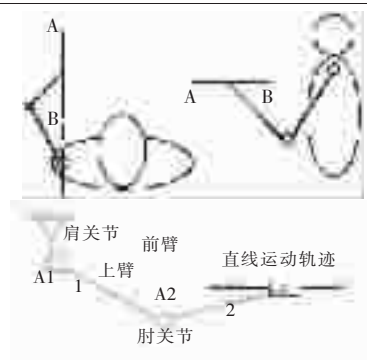
1 上肢模型与仿真计算

目前,很多研究者在上肢运动简化模型中,往往将上肢简化为一个3个关节4连杆的7自由度刚体模型^[3-6],即肩关节、肘关节、腕关节三个关节和躯干、上臂、前臂和手四部分躯体。由于在上肢康复机器人辅助的运动训练中,重点训练的是肩肘关节的协调运动,不考虑腕关节和前臂旋臂的运动,因此只需要分析一个2个关节3连杆的4个自由度机

构,即肩关节、肘关节和上臂、前臂以及躯干3个连杆。

肩关节是一个典型的多轴球窝关节,是人体全身最灵活的关节,可以作三轴运动,即冠状轴上的屈伸,矢状轴上的收展和垂直轴上的旋内、旋外运动。肘关节是一个单轴关节,能够完成屈伸运动^[7]。因此,当人体上肢末端在做直线运动时其机构简图可用图1表示。

图1 人体上肢在胸前平面做往复直线运动训练和对应的简化模型机构简图



将人体上肢简化成一个关节-连杆结构后,为了研究连杆运动的情况,首先采用 Denavit-Hartenberg 法为各个连杆建立固接坐标系,并计算出该开式运动链的齐次变换矩阵。

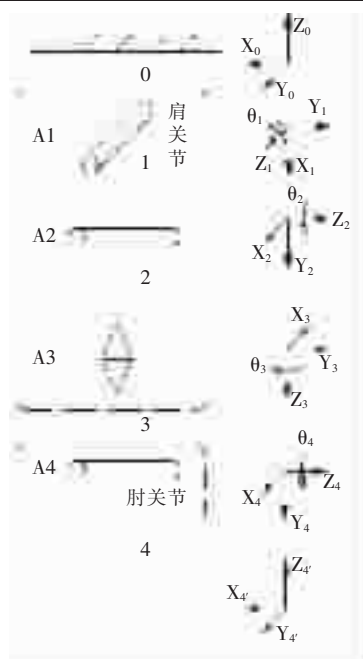
DOI:10.3969/j.issn.1001-1242.2010.11.016

* 基金项目:清华大学摩擦学国家重点实验室自主研究项目

1 清华大学摩擦学国家重点实验室智能与生物机械分室; 2 通讯作者
作者简介:姚重阳,男,硕士研究生; 收稿日期:2008-12-04

在建立连杆坐标系的时候,因为不能够直接对简化为空间球铰链的关节进行坐标系的建立。因此,将在机构简化模型中被简化为空间球铰链的肩关节分解为三个平面转动副,分别是矢状轴上的收展运动(A1)、冠状轴上的屈伸运动(A2)和垂直轴上的旋臂运动(A3)。连杆坐标系的建立结果如图 2 所示。其中,肩关节收展运动以外展为正方向;肩关节屈伸运动以前屈为正方向;肩关节旋臂以内旋为正方向。

图 2 上肢关节模型的连杆坐标系



为了得到人体上肢各转动关节在运动上各个位置处的所有可能的关节角度值,可以通过编写程序在各个关节可能的取值范围内,用枚举法构造关节矢量代入齐次变换矩阵 T_0^4 ,判断该关节矢量是否满足运动轨迹。根据文献[7],4个自由度的角度变化范围分别为:肩关节外展 90° 、内收 45° ;肩关节前屈 90° 、后伸 35° ;肩关节旋前 45° 、旋后 45° ;肘关节屈伸角度范围 $0-140^\circ$ 。

根据得到的仿真计算结果,将直线轨迹运动中,不同位置上每个自由度的可能转动角度画在坐标系内即可得到图 3 和图 4 的仿真结果。每个自由度图中的阴影范围表示了该自由度在轨迹中的对应位置点上的可能取值范围。由图 3 可见,肩关节的屈伸与肘关节的屈伸两个转动关节的取值范围较小,并且在特定的轨迹运动中有明显的变化规律。因此,轨迹运动训练对这两个自由度的训练效果是相对确定的。由图 4 可见,对于肩关节收展与上臂旋臂两个自由度来说,这两个转动关节的取值范围很大。因此,在这种轨迹康复运动训练中,患者很可能在这两个自由度上产生代偿运动,从而形成错误的运动模式。

2 代偿运动实验

清华大学的研究者已经开发了用于上肢运动训练的上肢复合运动神经康复机器人 (upper extremity compound movements rehabilitation training robot), 并设计了相应的运动训练方案^[3-4]。这些训练的目的主要是帮助患者恢复肩肘关节的运动能力, 从而完成使上肢末端按预设轨迹运动的目的。在本文的代偿运动实验中, 采用该康复机器人主动运动模式, 为测试者提供运动训练轨迹, 使得测试者能够被动的

图3 肩关节屈伸与肘关节屈伸角度仿真结果

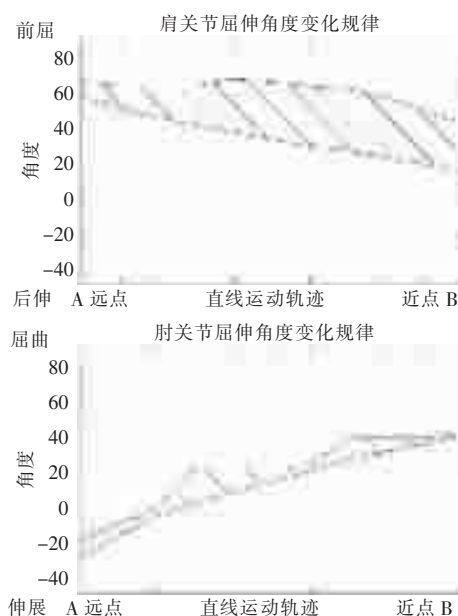
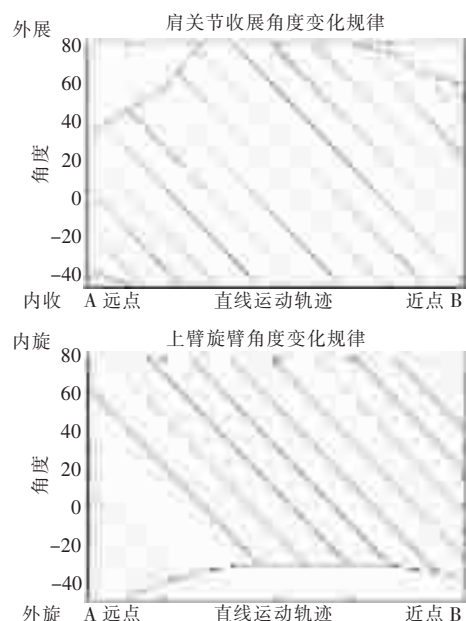


图4 肩关节收展与上臂旋臂角度仿真结果



跟随机器人机械臂末端完成运动训练。在实验过程中,采用 Noraxon™ TELEMYO 2400R 肌电采集系统和配套的角度信号采集传感器,记录在测试者运动过程中,测试者上肢肩关节屈伸、肩关节收展和肘关节屈伸的角度值。实验参与者为 3 名健康测试者。

在本文的实验中,康复机器人选用的运动训练轨迹为测试者胸前平面内的直线运动轨迹,其方向垂直于测试者的冠状面,运动的起点与终点分别为测试者的所能达到的伸展远点和胸前的屈曲近点。测试者在实验过程中,固定在坐椅上,保证躯干部分在运动过程中不会参与运动。测试者分别在自由状态和约束状态下,进行运动训练。在约束状态中,使用弹性绑带分别对肩关节的屈伸、收展运动和肘关节的屈伸运动进行约束,模拟运动功能损伤患者的运动情况;作为对照,测试者在没有约束的自由条件下完成同样的直线运动训练。见图 5。

图 5 测试者在约束状态下做运动训练



圆圈中表示约束关节运动的弹性绑带。其中,约束肘关节的绑带自由长度为 16cm,约束肩关节的绑带自由长度为 5cm,弹性系数为 130.7N/m

3 结果

由于在实验中无法直接测得上臂旋臂自由度的角度值,因此,在测得其他三个自由度的角度值后,需要计算得到上臂旋臂自由度的角度。由于,在直线运动过程中,上肢末端近似保持在与冠状面垂直的直线轨迹上,因此,可以列写方程

$$\alpha_{24}=(-\cos\theta_2\times\cos\theta_3\times\sin\theta_4-\sin\theta_2\times\cos\theta_4)\times l_2-\sin\theta_2\times l_1=0$$

求解得到上臂旋臂角度 θ_3 :

$$\theta_3=\arctan\left(\frac{\sin\theta_1\times\sin\theta_2}{\cos\theta_1}\right)+\arcsin\left[\frac{\frac{\sin\theta_1\times\cos\theta_2}{\sin\theta_4}\left(\frac{l_1}{l_2}+\cos\theta_4\right)}{\sqrt{\sin^2\theta_1\times\sin^2\theta_2+\cos^2\theta_1}}\right]$$

根据文献^[9]中的研究,在上肢运动中,各个自由度的转动角度值可以用下面给出的函数形式进行拟合:

$$f(t)=k_1\left[t^a\cdot\sin(k_2t+b_2)\right]+b_1$$

对采集到的数据按照肘关节的角度变化划分周期,将一个周期内的关节角度变化进行数据拟合,可以得到测试者在运动过程中的角度变化拟合函数。将不同测试者在自由状态

下 4 个不同自由度转动角度的拟合函数与不同测试者平均角度变化拟合函数画在坐标系中,可以得到如图 6 的结果;为了研究同一测试者分别在自由状态和约束状态下,不同自由度转动角度变化规律之间的区别,以测试者 1 的实验数据为例,分别将自由状态和约束状态下对应自由度的转动角度变化拟合函数画在同一个坐标系下,可以得到如图 7 的结果。

分别求解每个测试者在自由状态下和约束状态下 4 个自由度的角度变化拟合函数,并求解不同测试者在自由状态下 4 个自由度的平均角度变化拟合函数。分析比较各个拟合函数之间的关系。

3.1 不同测试者在自由状态下各自由度的角度变化规律

分别计算自由状态下,每个测试者每个自由度角度变化拟合函数,与不同测试者平均角度变化拟合函数之间的互相关系数,可以得到表 1。不同测试者与平均值之间均有很高的相关系数($R>0.9$)。因此,不同测试者在自由状态下进行直线运动训练时,其各个自由度的角度变化规律相似。

3.2 不同测试者在约束状态下各自由度的角度变化规律

根据仿真结果图 7 可以看出,在健康测试者上肢肩肘关节受到弹性约束后,肩关节相比自由状态下明显内收,上臂同时相对外旋,而肩关节屈伸和肘关节屈伸自由度的角度变化取值变化不大。分别计算约束状态下,每个测试者每个自由度角度变化拟合函数,与不同测试者平均角度变化拟合函数之间的互相关系数,可以得到表 2。在对测试者上肢的肩肘关节施加弹性约束后,测试者在直线运动训练中的关节角度变化规律发生了一定的变化。这种变化主要出现在肩关节收展与上臂旋臂两个自由度上($R<0.9$),而肘关节屈伸和肩关节屈伸两个自由度的变化规律与自由状态下的变化规律之间依然有很高的相关性($R>0.9$),说明这两个自由度在约束状态下的角度变化规律没有明显变化。

本结果提示,在推直线这种典型的康复运动训练项目

表 1 自由状态下,单个测试者角度变化拟合函数与不同测试者平均角度变化拟合函数之间的互相关系数

	测试者 1	测试者 2	测试者 3
肩关节收展	0.9998	0.9985	0.9976
肩关节屈伸	0.9984	0.9997	0.9976
上臂旋臂	0.9498	0.9327	0.9993
肘关节屈伸	0.9998	0.9994	0.9990

表 2 约束状态下不同测试者对应自由度角度变化拟合函数与自由状态下不同测试者平均角度变化拟合函数之间的互相关系数

	测试者 1	测试者 2	测试者 3
肩关节收展	0.6670	-0.9999	-0.6599
肩关节屈伸	0.9866	0.9821	0.9958
上臂旋臂	0.1695	-0.9300	0.2813
肘关节屈伸	0.9962	0.9935	0.9988

中,不同测试者在自由状态下进行训练时,肩肘关节的各个自由度角度变化规律具有很高的相似性。而在约束状态下进行运动训练时,测试者肩肘关节各个自由度角度变化规律发生了变化,这种变化体现在肩关节收展与上臂旋臂两个自由

度上。由图 7 可见,在肩关节收展和屈伸受到约束的情况下,测试者会通过上臂的外旋(与自由状态相比)来完成直线轨迹运动训练项目。

图 6 测试者在自由状态下做直线运动训练时,肩肘关节不同自由度角度的变化规律曲线

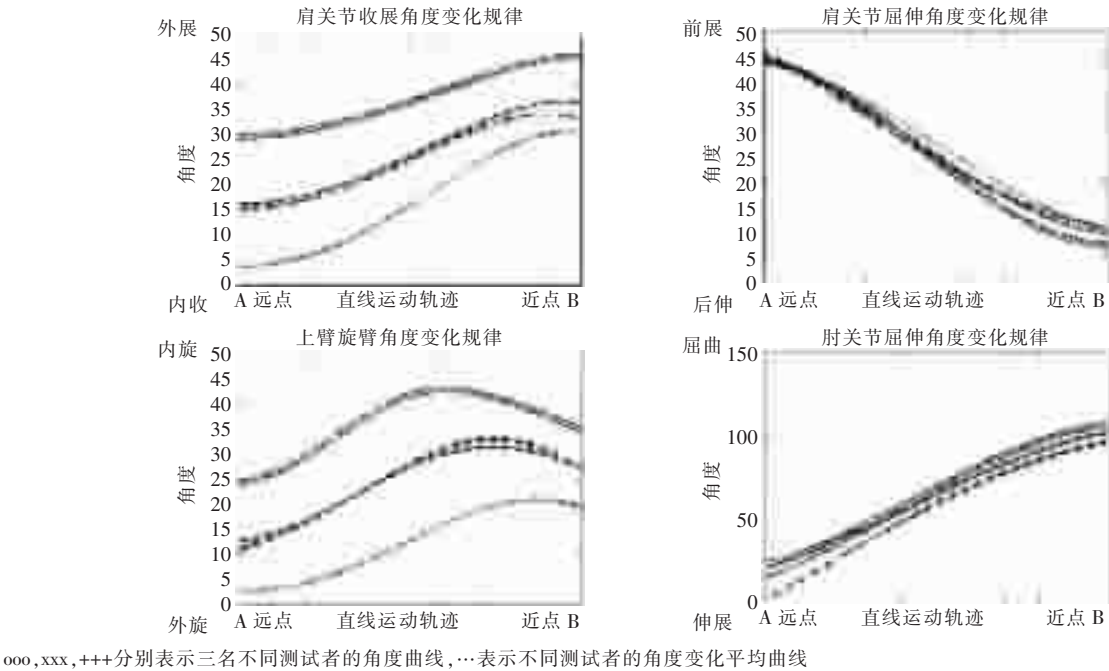
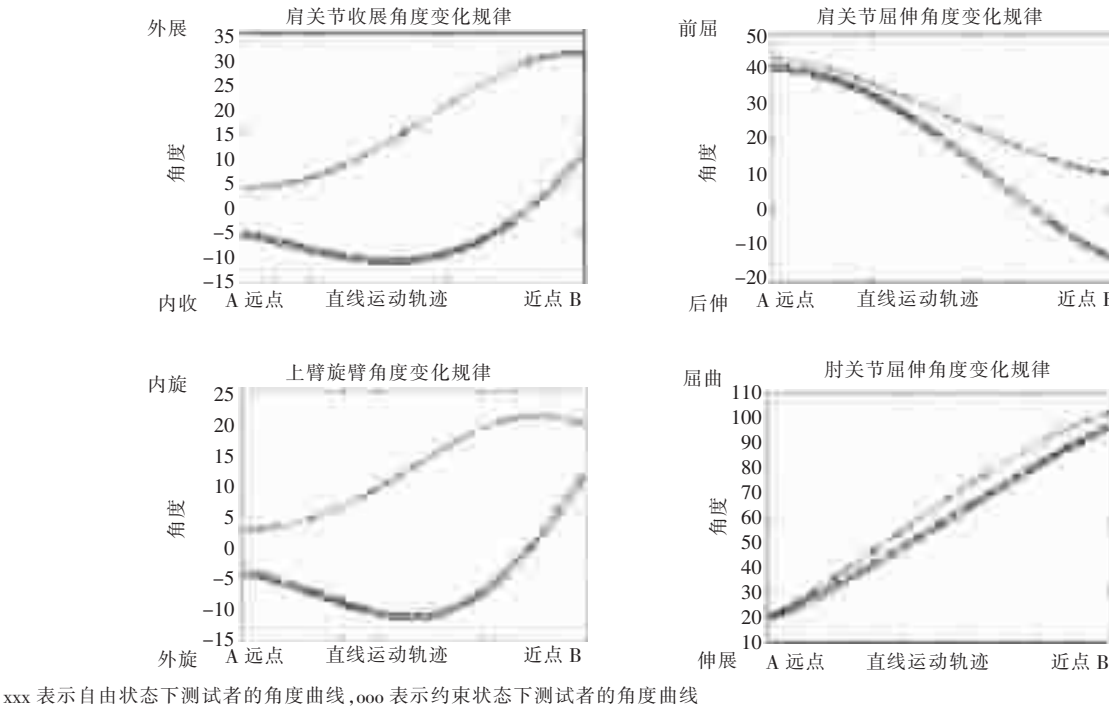


图 7 测试者 1 分别在自由状态下和约束状态下做直线运动训练时,肩肘关节不同自由度角度的变化规律曲线



4 结论

人体上肢的冗余自由度结构给中枢神经损伤患者的运动康复训练带来了问题。在机器人辅助康复运动训练中,冗余自由度导致患者在训练过程中很可能出现代偿运动,而这种代偿运动会使得上肢的肩肘关节训练的效果不确定,甚至会影响患者运动功能的恢复。由于在康复运动训练中,患者躯干与肩关节往往相对于座椅是固定的,因此,躯干以及肩带的代偿运动在这里不作为重点分析,认为在这种运动训练条件下,代偿运动产生的主要原因是肩肘关节各个自由度之间的相互代偿。本文分别从仿真计算和实验的方法讨论了上肢不同自由度转动关节的代偿运动可能。要抑制运动训练中可能出现的代偿运动,并帮助患者重新建立起正常的运动模式,可以在训练中引入肩关节外展矫形器等辅助器具,强制患者增加肩关节外展角度,使得患者可以在这种状态下,以与正常人相似的运动规律进行康复运动训练,从而最终恢复或建立正确的运动模式。

参考文献

[1] Sporns O, Edelman G.M. Solving Bernstein's problem: a pro-

posal for the development of coordinated movement by selection [J]. Child Development, 1993, 64: 960—981.

- [2] 朱镛连. 神经康复学 [M]. 北京: 人民军医出版社, 2001. 242—243.
- [3] Zhang YB, Wang ZX, Ji LH, et al. The clinical application of the upper extremity compound movements rehabilitation training robot. 2005 IEEE 9th International conference on rehabilitation robotics, 2005, 91—94.
- [4] 胡宇川, 季林红. 一种偏瘫上肢复合运动的康复训练机器人[J]. 机械设计与制造, 2004, 6: 47—48.
- [5] 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.
- [6] 刘辛军, 汪劲松, 高峰, 等. 一种串并联结构拟人七自由度冗余手臂的设计[J]. 中国机械工程, 2002, 13(2): 101—104.
- [7] 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.
- [8] 于兑生. 偏瘫康复治疗技术图解 [M]. 北京: 华夏出版社, 2005. 22—39.
- [9] 杨年峰. 人体运动协调规律及其参数化描述:[博士学位论文]. 北京: 清华大学精密仪器与机械学系, 2001.

(上接第 1084 页)

- [6] Wachter D, Gundling K, Oertel MF, et al. Pituitary insufficiency after traumatic brain injury [J]. J Clin Neurosci, 2009, 16(2): 202—208.
- [7] Leal-Cerro A, Flores JM, Rincon M, et al. Prevalence of hypopituitarism and growth hormone deficiency in adults long-term after severe traumatic brain injury [J]. Clin Endocrinol, 2005, 62(5): 525—532.
- [8] Aimaretti G, Ambrosio MR, Di Somma C, et al. Traumatic brain injury and subarachnoid haemorrhage are conditions at high risk for hypopituitarism: screening study at 3 months after the brain injury [J]. Clin Endocrinol, 2004, 61(3): 320—326.
- [9] Kelly DF, Gonzalo IT, Cohan P, et al. Hypopituitarism following traumatic brain injury and aneurysmal subarachnoid hemorrhage: a preliminary report [J]. J Neurosurg, 2000, 93(5): 743—752.
- [10] Yuan XQ, Wade CE. Neuroendocrine abnormalities in patients with traumatic brain injury [J]. Front Neuroendocrinol, 1991, 12(3): 209—230.
- [11] Wright J. The disability rating scale [EB/OL]. <http://www.tbims.org/combi/drs>, 2010—10—29.

- [12] 张小年, 张皓. 脑损伤后内分泌功能的变化及其发生机制[J]. 中国康复理论与实践, 2006, 12(11): 929—930.
- [13] Casanueva FF, Leal A, Koltowska-Haggstrom M, et al. Traumatic brain injury as a relevant cause of growth hormone deficiency in adults: A KIMS-based study [J]. Arch Phys Med Rehabil, 2005, 86(3): 463—468.
- [14] 范远华, 陈善成. 重型颅脑损伤患者垂体激素改变及 MRI 改变的临床分析[D]. 暨南大学硕士学位论文. 2006.
- [15] Sobrinho LG. Prolactin, psychological stress and environment in humans: adaptation and maladaptation [J]. Pituitary, 2003, 6(1): 35—39.
- [16] Edwards OM, Clark JD. Post-traumatic hypopituitarism. Six cases and a review of the literature [J]. Medicine, 1986, 65(5): 281—290.
- [17] 张小年, 赵春禹, 崔利华, 等. 脑外伤的并发症和继发障碍的康复治疗[J]. 中国康复理论与实践, 2008, 14(7): 684.