

· 康复工程 ·

一种基于联想学习的智能假腿控制机制

喻洪流 沈凌 钱省三 赵展 胡加华

【摘要】目的 研究一种基于联想学习的假腿人机系统的控制机制,为智能假腿提供具有自学习、自适应功能的控制方法。**方法** 在分析人体智能下肢假肢的一般控制方法的基础上,提出了一种以小脑模型神经网络监督控制为基层控制器的专家控制策略。**结果** ①可以利用在程序中预设的输入量阈值设定 6 种假腿工作模式的触发规则。这些触发条件是由假腿与健康腿角度传感器、假腿脚底前后接触开关等 4 个传感元件组合而成;②只要为小脑模型神经网络进行 20 个样本训练,即可较好地跟踪健康腿步速。**结论** 这种控制方法具有联想学习功能,可利用基层控制器对假腿步速进行跟随健康腿控制,实现患者无需训练状况下的假腿自适应控制。

【关键词】 智能假腿; 膝上假肢; 控制机制; 小脑模型神经网络

随着计算机技术的进步,膝上假肢 (above-knee prostheses, AKP) 在近年来获得了长足的发展。智能 AKP 由于采用微处理器控制,能够自动调节膝关节阻尼,从而近似模拟人腿步态。进入 20 世纪 90 年代以后,下肢假肢技术日益进步,日本的 Nabco 公司、英国的 Blatchford 公司和德国的 Otto Bock 公司先后研制出了可以自动识别有限路况的智能仿生假肢,如 CA1074109A 专利中介绍的 Otto Bock C-LEG 假腿,US 6517585 专利中介绍的 Endolite 自适应智能仿生腿等^[1]。但这种路况识别功能是有限的,且基本都是采用基于预设参数量的直接开环控制模式,需要离线训练,不但使用不便,且智能有限^[1,2]。

国外对智能控制的 AKP 应用还不多见,基本上是基于理论和仿真研究^[3]。理论研究大多集中在模糊控制、神经网络、专家控制等智能控制方法。实际电子腿应用智能控制还很简单,如德林公司的模糊控制、冰岛 Ossur 公司的 Rheo Knee 采用动态学习记忆矩阵算法、英中耐公司的 Adaptive 中使用了简单的专家控制进行模式识别。在文献[4]中详细分析了基于反馈误差学习 (feedback-error learning, FEL) 的反向传播 (back propagation, BP) 网络控制器和比例微分 (proportional derivative, PD) 控制器相结合的神经网络监督控制。文献[5]报道了应用类似的方法控制瘫痪患者大腿外部动力控制的关节位置。典型的方法使用机器映射代替闭环控制中反馈环节的参数估计。FEL 是一个前向神经网络结构,当训练时,其学习控制对象的逆动力学模型。在神经网络训练中引入了 PD 控制器来保证稳定性^[6]。FEL 控制器的训练是通过基于 PD 控制器的输出来改变权值实现的,由于 BP 网络学习收敛速度慢,因此在实际 AKP 控制中很难实现在线训练或学习。

现有商业化智能假肢基本上是利用假肢自身的检测信号对液压或气压式阻尼器进行控制,不但由于假肢本身步态的失

常性,无法模拟实际的正常步态,而且有限的步速控制还需经过繁杂的训练获得控制的目标参数,使用不便。最近冰岛 Ossur 公司研制了一种应用电磁流变技术控制关节阻尼的新型智能膝上假肢 (见国际专利 W001/54630),这种假肢主要是在高速微电脑和阻尼器上进行了改进,采用了自学习的控制方式,因而能在无需特别训练的条件下实现更多的步速控制,但其输入信号也是源自假腿膝关节。

这里提出一种基于联想学习的新型 AKP 系统,其控制输入信号取自健康腿,采用小脑模型神经网络控制,具有联想学习功能,使得假腿能实时地跟踪健康腿的步态行走,不但患者无须进行训练就可以直接安装使用,而且能大大扩展智能假腿的步速分级。本文着重分析这种智能膝上假肢的控制机制。

一、人体的正常步态特征及假腿控制要求

人体的正常步态可以分成两个阶段,即双足支撑期和单足支撑期 (图 1)。在单足支撑末期,最大的垂直载荷产生,以后不久膝关节屈曲开始,为下肢摆动阶段做准备,因此,此时的膝关节屈曲阻力应该最小。摆动阶段开始时,膝关节已经屈曲了 30°,最大的膝关节屈曲角度为 55°~65°,完成膝关节运动范围的这个时间非常短^[7]。膝关节假肢应该以最小的屈曲阻力开始运动,自动适应一定范围的步态速度。在摆动中期,由于大量反作用力存在以及膝关节开始伸展,小腿改变旋转方向。当小腿位于垂直位置,摆动末期开始,伸展腿再次撞击地面时,摆动末期结束^[4,7]。膝关节迅速伸展以便腿完全伸直是非常重要的,而且摆动末期的冲击应该最小。

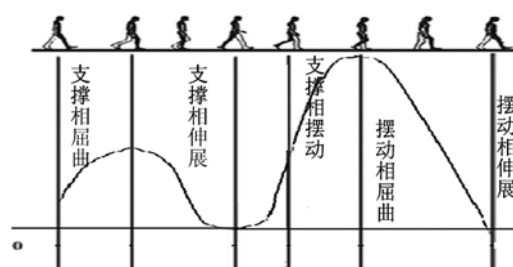


图 1 正常步态膝关节角度变化曲线

控制型膝上假肢是安装在截肢者髁部以下的人工肢体,其控制系统必须与截肢者的生物运动系统相配合^[8]。通常,比较理想的 AKP 假肢期望达到以下控制要求:在支撑相,具有足够

DOI:10.3760/cma.j.issn.0254-1424.2010.04.019

基金项目:上海市晨光计划项目 (2007-CG-B02),上海市重点学科项目 (S30504)

作者单位:200093 上海,上海理工大学管理学院 (喻洪流、钱省三), 医疗器械与食品学院 (喻洪流、赵展、胡加华),生物力学与康复工程研究所 (沈凌)

的体重支撑稳定性和自动安全反映;具有绊倒时自动屈曲锁定的能力;能对整个步态周期、坐、站以及下楼/下坡等行走模式进行控制;响应步速瞬时变化的能力;能适应不同穿戴者的个性化配置要求,实现无须训练的自适应控制;在足后跟接触处吸收地面冲击的能力。

二、智能 AKP 的联想学习控制机制

(一) 基于小脑模型神经网络的联想学习控制机制

小脑模型关节控制器 (cerebellar model articulation controller, CMAC) 也简称为小脑模型神经网络,是一种模拟小脑功能的神经网络模型,它是一种联想网络,对每一输出只有小部分神经元 (由输入决定) 与之相关,其联想具有局部泛化能力,即相似的输入将产生相似的输出,而远离的输入产生几乎独立的输出^[9]。

CMAC 从总体看是一种非线性的映射,但它的自适应学习是线性映射部分,所以其学习算法是一种简单的线性优化,收敛速度比 BP 算法快得多,且不存在局部极小值问题^[10]。

CMAC 神经网络的工作过程如图 2 所示。

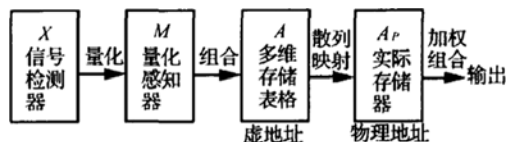


图 2 CMAC 网络的工作过程

CMAC 神经网络的功能是由一系列的映射所组成,其中 X 为输入状态空间,输入向量是由 N 个传感器来的信号集合, A 为概念存储器, Ap 为实际存储器, C 为泛化常数。CMAC 神经网络的学习采用误差纠正算法,权值修正公式为:

$$W(n+1) = w(n) + \eta \frac{y_i^j - y^j}{|A^*|}$$

式中: η 为学习速率, y_i^j 为网络的期望输出, $y^j = \sum_{j \in A} W_j$ 为网络的实际输出, $|A^*| = c$, 为综合聚类神经元数。修正方法可以用每个样本修正一次的方法,也可以用所有样本都输入一轮后再修正的批学习方法^[11]。

(二) 智能 AKP 的联想学习控制机制

1. 智能假腿的硬件组成与测控原理:在健康腿上装有一个测量膝关节姿态(角度及变化)的角度传感器,其检测的信号通过无线数据传送系统发射到假腿的微处理器中,微处理器分析健康腿的角度及目标角速度,然后进行假腿阻尼的控制,以达到健康腿的步速,并判断行走区间与动作模式,包括支撑期角度区间识别,下坡、站立或坐下模式识别等。微处理器自动根据在软件中设置的控制模式进行信号输出,以便控制针阀电机的转动角度,从而控制双向液压阻尼的大小和开断,最终使假腿达到目标膝关节摆动角速度和对不同动作模式进行响应。假肢的膝关节进行了特殊设计,除了专用的电控双向阻尼调节阻尼液压缸之外,在膝关节上还安装了一个与健康腿相同的角度传感器,以检测实际膝关节转动速度,进行反馈控制。此假腿的测控系统框图如图 3 所示。

对于智能 AKP 的控制设计成按如下两方面控制:①对假腿步速进行跟随健康腿控制;②对假腿的工作模式 (包括站立、坐下下坡/楼梯、平地行走等) 进行识别与控制。联想学习功能主要是对不同患者在线学习速度控制参数,并以联想方式进行快

速控制输出,假腿的总体控制方式如图 4。

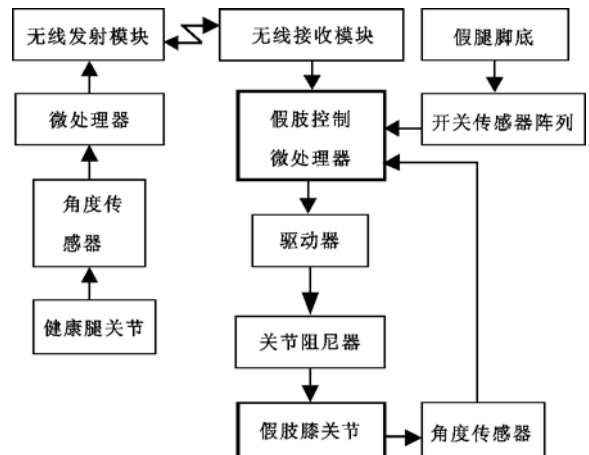


图 3 健康腿步速跟随控制假腿控制原理

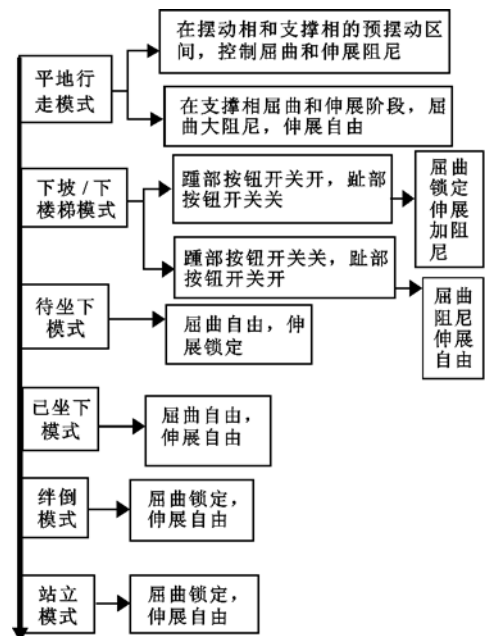


图 4 智能 AKP 的控制方式

2. 基于 PD 监督的 CMAC 控制原理:我们设计了采用基于 PD 控制器的神经网络监督控制方式,小脑神经网络通过 PD 控制器反馈控制获得的输出信号 U (总脉冲数) 与系统输入信号 Y (摆动速度) 数据组进行在线训练。由于 CMAC 学习速度快并且输入为一维向量,因此由 PD 控制器提供的训练样本数不需要很多。根据正常步态的摆动速度范围,这里把速度设定为 20 档,根据 CMAC 控制器具有相近输入映射相近输出的原理,显然至少只需约 20 个样本就可完成神经网络的训练,逼近所需泛化区域函数的神经网络。实验中设定为 20 个训练样本,对神经网络进行 20 次训练,且每种速度训练一次后,即由神经网络接管控制。因此,在神经网络与 PD 之间设置一个转换控制器 (图 5)。转换控制器判别检测的速度是否以学习过,若学习过则有 CMAC 控制,否则由 PD 直接控制,且 CMAC 进行学习,当所有的 20 个速度档均完成训练后,转换控制器自动退出,整个系统由 CMAC 接管控制^[11]。

CMAC 在学习时使用基于 Hebbian 的学习规则,公式为:
 $W_{new} = W_{old} + u_{PD} A \eta \Delta t$ (W_{new} 为新的权值; W_{old} 为旧权值; u_{PD} 为 PD 控制器的输出; A 为与权值有关的神经网络项; η 为学习速率; Δt 为计算机仿真用步长)。

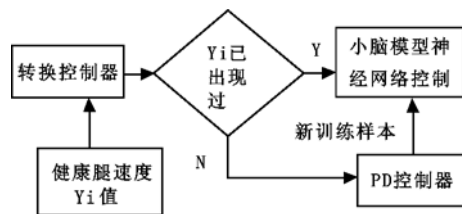


图5 CMAC 与 PD 之间的转换控制

阻尼损失通过理想速度与权值相乘获得,然后把此损失加入控制信号。最后,FEL 控制器的控制量被加入 PD 控制输出量进行控制。如果真正的逆动力学模型已学习好,则神经网络将单独提供控制所需的信号以跟踪理想的轨迹^[6]。在训练初期,神经网络产生的信号相对 PD 控制器的信号较弱,然而,随着神经网络完成训练,神经网络的输出信号将完全接替 PD 控制器工作^[12]。从神经网络或 PD 控制器输出的 U 值表示驱动步进电机的脉冲数和方向,步进电机采用两相混合步进电机,步距角为 1.8° ,最大转速 600 rpm。步进电机数字节流阀为专门设计,步进电机驱动一滚珠丝杆,丝杆由微型滚动轴承支撑,阀杆由滚珠丝杆带动,在阀杆上有一个凸台用于零位传感器的感应定位,用于确定电机的起始位置,这个信号加上每次微处理器输出的脉冲累计数就可以确定阀杆的绝对位置。因此,应用这种数字阀可以直接通过控制脉冲来获得对应的阻尼,从而控制膝关节的摆动速度,即如果忽略假肢行走过程的干扰,并考虑健康腿大腿与假肢大腿因跟随步速而存在一个理论上相同的主动动力矩时,神经网络输出 U 值与假腿摆动速度 Yd 之间存在一一对应的映射关系。

3. CMAC 联想学习控制程序:控制程序不但要自动适应平地行走、下楼梯/下坡、待坐下、已坐下、绊倒和站立等六种假腿工作模式,而且最重要的是满足基于 CMAC 的假腿摆动速度联想学习跟踪要求。在程序中预设输入量阈值,并利用阈值设定 6 种模式的触发规则。这些触发条件是由假腿与健康腿角度传感器、假肢脚底前后接触开关等 4 个传感元件组合而成,是人与计算机互动控制假肢运动的控制模式。根据上述硬件与控制原理设计,控制系统的程序框图如图 6 所示。

结 论

通过上述对一种基于联想学习神经网络控制机制的分析研究,认为这种新的智能 AKP 控制方法具有如下特征:①相对于传统智能 AKP 的基于自体信号测量的开环控制方式,这种控制具有更多的速度控制分级以及步态实时跟踪功能;②PD 监督型小脑模型神经网络相对其它智能控制方法,具有学习速度快、可实现在线训练及细化速度分级的优点;③为了实现快速步态跟踪,联想学习控制器需要设计专门的 AKP 阻尼控制驱动装置,使得可以直接输出 CMAC 神经网络的绝对控制量,而无需占用阻尼器针阀位置伺服的时间。

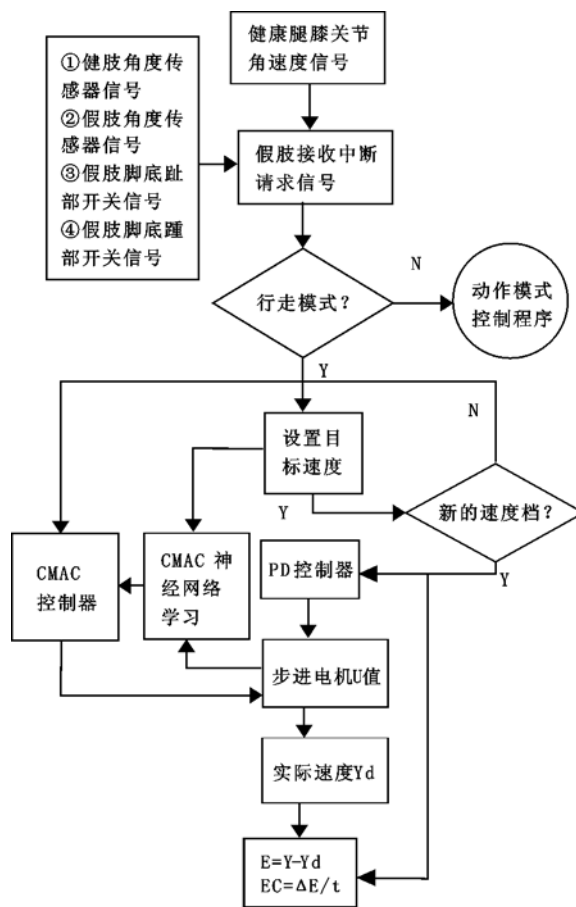


图6 智能 AKP 联想学习控制程序框图

参 考 文 献

- [1] Chin T, Sawamura S, Shiba R, et al. Effect of an intelligent prosthesis (IP) on the walking ability of young transfemoral amputees. Comparison of IP users with able-bodied people. J Phys Med Rehabil, 2003, 82: 447-451.
- [2] 喻洪流, 钱省三, 沈凌. 微电脑控制假肢膝关节研究. 中华物理医学与康复杂志. 2007, 29: 642-644.
- [3] Akin OK, Yucenur MS. Design and control of an active artificial knee joint. Mech Mach Theor, 2006, 41: 1477-1485.
- [4] Vojislav DK, Popovic DB, Nils TS. Feedback-error learning neural network for trans-femoral prosthesis. IEEE Trans Rehabil Eng, 2000, 8: 71-79.
- [5] Kostov A, Andrews BJ, Popovic DB, et al. Machine learning in control of functional electrical stimulation (FES) for locomotion. IEEE Trans Biomed Eng, 1995, 42: 541-551.
- [6] Nordgren RE, Meckl PH. An analytical comparison of a neural network and a model-based adaptive controller. IEEE Trans Neural Networks, 1993, 4: 685-694.
- [7] Tae SB, Kuiwon C, Daehie H, et al. Dynamic analysis of above-knee amputee gait. Clin Biomech, 2007, 22: 557-566.
- [8] Stella FD, Peter JB. Interlimb coordination in prosthetic walking: effects of a symmetry and walking velocity. Acta Psychol, 2002, 110: 265-288.
- [9] 吕广明, 孙立宁, 沈刚. 基于 CMAC 神经网络的康复机器人的智能

- 控制技术. 哈尔滨工程大学学报, 2006, 27:662-665.
- [10] 朱家群, 邹凌, 孙玉强. CMAC 神经网络与 PID 复合控制的应用研究. 微计算机信息(测控自动化), 2006, 2:59-61.
- [11] 喻洪流, 钱省三, 沈凌, 等. 基于小脑模型神经网络控制的步速跟随智能膝上假肢. 中国组织工程研究与临床康复, 2007, 11:6233-6236.
- [12] Lin CM, Peng YF. Adaptive CMAC-based supervisory control for uncertain nonlinear systems. IEEE Trans Syst Man Cybern B Cybern, 2004, 34:1248-1260.
- (修回日期:2010-02-17)
(本文编辑:阮仕衡)

· 个案报道 ·

儿童缄默症临床康复个案疗效分析

冯兰云 纪慈 李胜利

一、临床资料

病历资料:患儿女, 3 岁, 1 个月前突然不能说话, 会哭, 可笑但无声, 对于事情的反应和要求均以点头和手势表示, 后其母带其四处求医。患儿为第 1 胎, 剖宫产, 母孕期无异常表现; 出生后 1 岁开始说话, 2 岁后可以用简单的字表达自己的愿望与要求; 直到发病前, 无异常发音, 未发生任何言语障碍, Gesell 发育量表 (Gesell Development Scale) 儿童发育商检查结果正常, 无家族史, 无外伤史。临床辅助检查示: 脑 MRI 检查结果正常, 脑电图正常, 听力测试正常, 内科、耳鼻咽喉科检查无任何器质性病变。采用 S-S (sign-significance) 法^[1] 进行语言评价, 患儿交流态度良好, 基础性过程检查正常, 符号形式和指示内容的关系理解正常, 但无言语表达。经精神心理科专家确诊为儿童缄默症。

治疗方法: 采用“一对一”治疗形式, 家长不陪伴, 由治疗师与患儿面对面在训练室内进行言语康复与心理治疗。根据患儿的具体情况制定治疗计划如下: 采用听理解训练、命名训练、儿童认知游戏和构音运动游戏, 配合言语暗示治疗。每天 1 次, 每次 30 min, 连续治疗 2 d 休息 1 d, 共 4 次。

前两次治疗情况: 患儿离开母亲进入言语治疗室, 伴有哭啼。我们首先选择认知游戏, 与患儿一起拼图, 10 min 后患儿停止哭泣; 我们接着采用 1/6 ~ 1/9 图片选择的听理解训练, 患儿能配合但不说话, 偶伴哭啼; 最后做吹泡泡游戏 5 min。训练结束后, 患儿出治疗室见到母亲时表现为无声哭泣, 但无言语表达。

第 3 次治疗情况: 当患儿走进治疗室时哭啼较前好转, 但表情不愉快。我们还是首先选择听理解训练, 患儿很配合但无言语表达; 我们同时采用言语暗示治疗, 随着治疗的进展, 患儿哭着叫了一声“妈妈”, 治疗师马上鼓励孩子并奖励其做游戏, 如吹小笛子。治疗即将结束时, 治疗师告诉患儿: “见到妈妈时叫妈妈好吗?” 患儿答: “好”。患儿见到妈妈后, 在治疗师的暗示和鼓励下, 叫出“妈妈”。并可简单对答: “嗯”“行”等。嘱家长回家后与患儿做游戏, 在游戏中配合对话练习。

第 4 次治疗情况: 患儿走进治疗室时不愉快表现消失。我们采用命名游戏训练, 患儿配合得很好; 治疗师采用言语暗示

治疗, 并与患儿一起玩搭积木游戏, 患儿表现令人满意。治疗结束后患儿愉快地走出治疗室, 能主动叫“妈妈”。

经 4 次治疗后, 患儿恢复正常, 停止医院治疗。嘱家长在生活中多进行一些亲子游戏, 并创造更多的机会让患儿表达。3 个月后复查, 患儿情况正常。

二、讨论

缄默症是指在意识清楚、理解力完好也无口面部异常的情况下言语完全缺失, 患者除不讲话外, 能发出哭、笑、叫、喊等声音。缄默症作为一种状态, 可出现在各种疾病中。临床根据其发病机制可分为功能性和器质性两类^[2]。功能性缄默症是由心理因素引起的缄默不语, 可能以单一症状出现, 多见于儿童的选择性缄默症 (selective mutism), 是指已获得了言语功能的儿童, 因精神因素的影响而出现的一种在某些社交场合保持沉默不语的现象, 其实质是社交功能障碍而非言语障碍^[3]。

缄默症也可作为一种精神状态, 见于多种精神疾病, 如癔症性缄默、孤独症、情感障碍精神分裂症等; 器质性缄默症主要由脑部器质性病变所致, 如脑部肿瘤、脑炎、脑损伤、脑积水都可伴发此症。诊断时首先要仔细询问病史, 认真体检, 做必要的辅助检查 (尤其是脑部影像学检查) 以排除器质性病变^[4]。本病例根据患儿的临床表现、相关辅助检查以及治疗结果分析, 符合中国精神障碍分类与诊断第 3 版中儿童缄默症的诊断标准^[5]。

本病例发病前虽无明显的家庭变故等问题, 但患儿家长均为医务人员, 工作繁忙, 平日关心孩子较少, 当患儿想见妈妈时, 妈妈总是不在, 而患儿失语后, 妈妈却天天陪伴身边 (四处看病)。缄默既是对创伤的反应, 也是应对愤怒和焦虑的方法。我们分析患儿缺少安全感, 同时又依恋妈妈, 故选择家长不陪伴的形式进行相关治疗, 改变患儿的认知, 让其知道不说话妈妈也会离开, 同时离开妈妈也会安全。选择何种方法对儿童进行治疗是需要综合考虑的, 即使选定了某种方式, 如果需要也可以更改, 一切以更有利于儿童的发展为出发点^[6]。为此, 我们根据患儿的年龄及现状选择言语康复与心理治疗同时进行, 采用听理解训练、构音游戏及言语暗示诱发其发音的状态与技巧; 采用认知游戏促进患儿与治疗师间建立良好的关系, 其非言语特性也提供了让其安全表达和探索自我的空间。命名训练是一种言语互动游戏, 目的是巩固和恢复患儿的言语状态, 同时患儿也能因游戏配合良好而得到奖励。图片使用类别应