

麦克风和加速计的吞咽声学分析进展

韦学敏¹ 吕倩倩² 江钟立^{2,3} 林 枫^{2,3,4}

吞咽障碍常见于脑卒中、脑外伤和帕金森病等神经疾病^[1]。早期诊断吞咽障碍,对降低脑卒中后并发症和死亡率有重要价值^[2]。同样,在帕金森病早期就可以出现吞咽障碍^[3]。因此,吞咽障碍既可以作为早期诊断帕金森病的线索,也可以是控制并发症的重要靶点。吞咽造影和纤维内镜检查是最常用的诊断性检查。但是,吞咽造影带有放射风险,其临床剂量控制尚未得到重视^[4]。纤维内镜检查则可能加重误吸和残留^[5]。基于量表的临床筛查技术,如改良饮水吞咽测试,虽然简便易行,但需要受过专业训练的检查者执行^[6]。另外,临床筛查时往往涉及一些非量化的质性描述,诸如“呼吸改变”或“湿润样噪音”。由于临床医生缺少参照标准,对听诊结果解释具有主观性,因而听诊筛查的可靠性欠佳^[7]。传统听诊工具是声筒听诊器。随着麦克风和加速度传感器(加速计, accelerometer)在该领域的应用^[8],数字化颈部听诊(digital cervical auscultation)正在迅速发展^[9]。这种技术具有非侵入性、实时性和安全性,因而逐渐引起人们关注^[10]。经过半个多世纪的发展,正从仅凭人耳判断方式,向声学信号分析手段转变^[7,11-10]。为了提高颈部声学检测的信效度和临床接受度,检测设备的选取和检测流程的规范就成为研究的重点。1994年, Takahashi等^[12]首次提出三个需要系统研究的关键问题:选什么传感器?在什么部位?怎么固定?随着研究的深入,又积累了另外一些使用方法上的问题^[8,13-15]:在头颈什么位置测?吞咽什么性状的食物?用什么指标度量?是否要把年龄或性别等作为影响因素?

围绕上述问题,本文从麦克风和加速计的性能差异出发,对吞咽声学分析的度量指标、检测部位、测试体位和食物性状等因素进行综述,从而为研发临床实用型数字化颈部听诊技术提供借鉴。

1 装置类型与性能差异

麦克风是把声音转换为电信号的装置,而加速计是把振动转换为电信号的装置^[8]。虽然声音也提供振动信息,但是麦克风所测为人耳可听范围内的声学信号。加速计所涉振动信号范围更广,例如金属产品质控时所用超高频振动信

息。吞咽音检测的基础,是吞咽行为发生期间,从上呼吸消化道结构记录的音声振动信号。把这种振动信号转换为电压信号所借助的机制,决定了加速计和麦克风的类型^[16]。最常见的麦克风是驻极体电容型(electret microphone, ECM)。基本结构是由基板和动板构成的电容器。动板随声音信号而发生振动,导致与基板之间的距离发生变化,其间的电容电量也随之变化,从而形成声-电转换。加速计常见的则是压电型,利用具有压电效应的材料,在加速力的作用下引发形变和内部极化,由此实现声-电转换。随着传感器技术的发展,麦克风和加速计的类型日益丰富。驻极体电容型麦克风传统使用能长久保持电极化状态的介质(驻极体)来维持电容器的电量,常用的驻极体是聚合材质的振动膜,体积较大。如果把电容结构嵌合到集成电路芯片上,就构成基于微型机电系统(micro electro mechanical system, MEMS)的麦克风。如果嵌合的不是电容结构,而是压电材料,则可以构成压电式MEMS麦克风(piezoelectric MEMS microphones)。这实质上是具有加速计性能的特殊麦克风^[17-18]。但是,已有的吞咽音研究仍然强调麦克风和加速计的典型性能差异:在贴附于体表进行吞咽音检测时,麦克风不能区分声音信号的方向,已有报道均为驻极体电容型麦克风(如无特殊说明,下文所述均为驻极体电容型);加速计最多可以检测三个方向,包括前后(AP轴)、上下(SI轴)和左右轴(ML轴),已有报道包括双轴型(AP和SI)和三轴型两种加速计。下文对吞咽音检测装置的讨论,将不会涉及具体的市售商品型号或参数,而是从上述基本性能差异出发,对应用两类装置所得研究成果进行综述。

2 度量指标与装置选取

Jestrović等^[19]在甲状软骨下方颈部前正中线位置,从上往下分别放置双轴加速计和电容型麦克风进行同步检测。研究对象是56例健康人。该研究分析了头位和食物稠度这两种因素。头位包括中立位和低头屈颈位。食物稠度包括水、苹果汁(糖浆样稠度)和苹果汁(蜂蜜样稠度)。检测指标覆盖了频域(frequency domain)、时域(time domain)和时频

DOI:10.3969/j.issn.1001-1242.2020.01.025

1 南方医科大学,广州市,510080; 2 南京医科大学第一附属医院; 3 南京医科大学附属逸夫医院; 4 通讯作者
第一作者简介:韦学敏,女; 收稿日期:2018-03-08

域(time-frequency domain)。在一系列声音指标中,加速计比麦克风能检测出更多差异。Movahedi等^[8]采用了与Jestrović等报道类似的传感器位置(麦克风位置向右下侧微调,以避免两个传感器相碰)、头位、食物稠度和声学指标。不同的是研究对象为患者,所用加速计为三轴,并且在吞咽造影的同时录制吞咽音。研究纳入20例卒中和50例非卒中患者。后者患有头颈部肿瘤或食道狭窄等疾病。该研究发现电容型麦克风和三轴加速计所测信号不能相互替代。在频域方面,麦克风比加速计有更大的频率带宽、峰值频率和功率谱质心。在时域特征的峰度方面,麦克风也比加速计有着更尖锐且偏倚的波峰分布。但是,麦克风检测的吞咽音峰值分布为左偏态,而加速计在上下垂直方向上的峰值分布为右偏态。因此,麦克风所测声音强度在整个吞咽进程中呈逐渐降低态势,而加速计与之相反。

Jestrović等^[19]把Lempel-Ziv复杂度(LZC,用于衡量信号随机性,越高说明随机性越高)和熵率(反映吞咽信号的规律性,越高说明越规律)归类于时域特征。Movahedi等^[8,20]则把LZC和熵率独立出来作为信息域特征(information-theoretic domain)。在Movahedi等的研究结果中,加速计所测信号的LZC高于麦克风,提示加速计所测信号的可预测性低于麦克风。但是,无论是加速计,还是麦克风,测得的吞咽信号都有较大的熵率(约为0.99)和较高的可预测性程度(LZC低至0.03到0.07),表明麦克风和加速计具有规律的吞咽信号,可用于吞咽行为预测。

Movahedi等^[20]还指出,吞咽造影可以观察舌骨喉复合体(hyolaryngeal complex)的前后和上下活动,但不适用于左右侧方活动,而ML轴又恰恰在疾病时更易因两侧肌肉活动不对称而导致差异,从而有必要对三个方向进行综合比较。通过时域、信息域、频域和时频域四个方面的综合比较,发现三个轴所测数据大体相似,但也含有约24%的差异。从差异性方面来看,主要差异指标是在波幅标准差(时域指标,衡量变异度)、LZC(信息域指标,衡量可预测度)和小波熵(时频域指标,值越大表明信号越混乱)。相比于其他两个轴而言,这三个指标在SI轴呈现的结果提示,该轴采集的信号具有较高变异度、较低可预测度和较高混乱度。另外,非卒中组的稀薄液体吞咽音,在三个轴向差异最多。从共性方面来看,由于ML轴与另外两个轴的信号指标大体相似,因而可以从AP轴或SI轴所测结果来推断ML轴数据,为吞咽造影结果提供补充依据。

从以上研究可知,当需要在时域、频域和时频域上获得较明显的信号,或者需要在信息域获得更可靠的结果时,尤其是应用于患者检测时,麦克风可能具有应用价值。但是,三轴加速计可能在左右轴向上对吞咽造影结果提供互补信息,值得进一步研究关注。

3 检测部位与装置选取

Takahashi等^[12]首次系统研究了体表检测部位、装置选取和固定方法。该研究比较了压电型加速计(piezoelectric accelerometer)和电容型麦克风。实验分为两个部分。首先采用校准技术选择传感器,即输入已知的信号以查看传感器能否准确还原该信号。把两种传感器分别绑定在同一个骨传导振动仪上。由一个音响发生器发出声音传递给骨传导振动仪,由此使麦克风和加速计检测到信号。在尝试三种双面胶固定介质(塑料胶带、纸质胶布和泡沫胶棉)之后,发现双面纸胶布固定下的加速计检测信号最佳,其频率响应带宽最大,而且衰减最小。另外,还使用一个头戴式扬声器发出声音,检测两种条件下(接触扬声器和距离扬声器1cm)的信号采集性能。结果发现,加速计在两种条件下的性能差异更小,说明加速计能更好地屏蔽空气传播的外界噪音。第二部分研究招募14例健康受试者(21—46岁)。选择了颈前部和侧方共24个位点。除了采集静息信号(不做任何动作时的颈部信号)和吞咽声音(吞咽5ml水或葡萄果汁),他们还训练受试者实施喉部上抬动作,并要求不发生吞咽动作,以之作为背景噪音。在获取吞咽和升喉各自的最大值之后,以两者差值来表示信噪比。由此,Takahashi等发现最佳检测部位在环状软骨下缘气管双侧,其次是环状软骨中点,以及该位点与胸骨上切迹间的中点。在Takahashi等^[12]的系列研究中,还有三处值得注意。首先,所用压电型加速计检测的频率响应范围在8—16kHz。其次,还报道了双侧对称检测所得吞咽音无明显差异,从而为单侧采集方式提供依据^[21]。第三,对反复吞咽所得声音的三个指标(时域信噪比的峰值与基线差值、音长、频率峰值)进行变异系数比较,发现部分受试者每次吞咽有较大变异,因而建议在吞咽音研究中要多次重复同一吞咽任务^[21]。综合Takahashi等^[12]的研究,推荐在颈部一侧上述最佳位点使用双面胶布固定加速计,重复采集吞咽音^[12,21]。

Cichero等^[13]认为Takahashi等^[12]的研究有多方面缺陷,影响临床实用性:①推荐的加速计过于昂贵;②实验一不涉及颈部信号检测,而是用扬声器发音供麦克风和加速计检测,并且关注的频率范围过窄,而在实验二直接检测颈部信号时,又只用了加速计,而没有用到麦克风,因此,实际上并没有直接比较麦克风和加速计在颈部检测吞咽音的性能差异;③没有考虑临床实用环境下的现场噪音;④用骨传导振动器来同时校准麦克风和加速计,本身就是加速计占优势。通过用吞咽音振幅峰值减去最小值作为信噪比,同时通过模拟环境噪音,并在颈部四个位点实测(前正中线上的环状软骨上缘、中央和下方,以及环状软骨下缘气管侧方),Cichero等^[13]比较了电容型麦克风和压电式加速计的效果。一方面,发现无论用哪种传感器,不同部位所测声音都无明显差异。

另一方面,发现麦克风在信噪比和抗环境噪音方面优于加速计。考虑到麦克风能够同时提供呼吸音信息,他们还提出麦克风可能更有助于研究吞咽-呼吸模式,并指出应当把分析范围扩展到整个20kHz,从而涵盖呼吸音频带。值得注意的是,他们是用单面医用胶布将整个麦克风贴封在皮肤上。因此,Cichero等发现麦克风和加速计检测吞咽音并无显著差异,但又从临床应用角度提出麦克风更具优势,并且对装置固定方式进行了改良。

Reynolds等^[22]采用了食道压力同步的加速计检测,研究纳入了17例早产儿(10例健康,7例支气管肺发育不良患儿)。在喉部前方体表采集吞咽音。测试任务为吞咽奶水(母乳或配方奶)。该研究发现,在食道压力开始改变时,加速计可以测得一串初始离散音(initial discrete sounds)。针对该信号的分析发现,在健康婴儿中,胎龄与信号变异度显著负相关。患儿既没有这种相关性,还有着与健康婴儿显著不同的胎龄-信号变异度关系模式。同一研究小组在2009年首次报道了双通道同步记录的吞咽音^[23]。在环状软骨下方气管右侧,采用麦克风和加速计分别占据一个信号通道。通过与成年人比较,他们发现胎龄36周以上的婴儿,初始离散音变异程度与成年人无明显差异^[22-23]。麦克风无法检出某些信号,只能由加速计提供参照。例如用加速计信号确认初始离散音。但是,吞咽音全长(涵盖初始离散音)和食团推送时长(仅含吞咽音的主体信号),在两种装置之间无明显差异。因此,单用麦克风可以满足临床检测所需,而加速计则可用于更复杂的信号处理与科研,具体要根据应用领域来选择探测装置^[23]。

Sejdić等^[24]在甲状软骨前正中位点放置双轴加速计,对疑有吞咽障碍的患者进行钡餐造影,同时录制吞咽音。通过构建一种基于小波包分解和贝叶斯分类的算法,他们发现加速计的两个轴可以信息互补,用于区分误吸/误咽与正常吞咽动作,并且发现时频域指标可用于提高分类精度。Mamun等^[25]招募14例中青年健康受试者执行10ml饮水任务,用双轴加速计进行检测,研究了探头摆放位置对所测吞咽音指标的影响。他们发现,从基线位点(在端坐位平静呼吸状态下,头部处于中立位时,紧邻甲状软骨下缘与前正中线的交叉点)出发,上下10mm和侧方8mm的加速计摆放位置变动,对所测指标的影响较小。更准确而言,向上6mm,向下或侧方4mm的位置变动影响最小。时频域指标(小波熵和小波能量)对位置变动的抵抗力最强。Dudik等^[26]联合使用加速计(在上述基线位点)和麦克风(比加速计位置稍下偏右),在76例疑有吞咽障碍者进行吞咽造影时,检测两种稠度钡剂的吞咽音。在借助造影结果把吞咽音对应的动作分为安全与危险两类之后,发现稀薄造影剂难以提供区分吞咽性质的声学指标,稠厚造影剂则有部分声学指标可供区分吞咽性质。但

是,单独一种传感器或单独一个指标,都不足以鉴别吞咽安全与否。因此,数字化颈部听诊研究,既需要联合两种传感器和多种指标,又需要充分考虑受试者性别、测试体位和食物性状等多种影响因素。

因此,临床检测常用麦克风,用单面医用胶布将其固定在颈前部环状软骨下缘一侧,而科研时常结合加速计,用双面纸胶布将其固定麦克风以上甲状软骨下缘与前正中中线交点处。

4 测试体位与装置选取

头颈位置是吞咽的重要影响因素之一。低头动作通常涉及上颈段(寰枕关节和C1/C2),有助于排除会厌谷残留食物。屈颈动作则涉及中下段颈椎(C4/5和C5/6),用于加强吞咽动作。这两种动作及其联合使用时所处头位就是低头屈颈位(chin tuck)^[27]。前文所述Jestrović等^[19]和Movahedi等^[8]的研究,都考虑了头颈位置因素。Jestrović等^[19]发现低头屈颈位所测吞咽音在时域上呈右偏态分布,提示吞咽动作的中后期声音更响。这符合低头屈颈位可以强化吞咽力量的认识。但是,在低头屈颈位下,不同实验条件(食物性状和不同传感器)之间的吞咽音差异不明显。与之相反,中立位则更能发掘不同测试条件之间的差异。Movahedi等^[8]虽然也关注了头颈位置的重要性,但是并没有进行两种头位之间的比较,反而为了便于完成吞咽任务,允许受试者吞咽时选择中立位和低头屈颈位。这可能是因为一些患者在中立位无法完成吞咽动作,影响吞咽音采集。不过他们也认为在考虑头位影响吞咽音的同时,也可以把吞咽音视为评价不同头颈部训练方法的指标。

Dudik等使用了与Jestrović等^[19]和Movahedi等^[8]相同的传感器、检测位置和度量指标,采集了55例健康被试(16—65岁)在头部中立位^[28]和低头屈颈位^[14]的实施干吞咽(dry/saliva swallow)任务时的声音信号。在头部中立位条件下,干吞咽的声音指标存在性别差异,而且同样验证了此前Jestrović等^[19]发现的麦克风和加速计的差异。但是,年龄因素并未显著影响头部中立位下的干吞咽所得吞咽音。不同头位对各项度量指标的影响,主要体现在加速计,而麦克风所测数据不受影响。这一方面提示,当需要评估与头部位置有关的吞咽治疗方案时,加速计可能更有应用价值。另一方面也提示,麦克风可以提供不受头部位置影响的吞咽评定工具。

5 吞咽任务与装置选取

不用任何食物的吞咽,是最简易的吞咽任务。它又可以分为有意的干吞咽和无意的自发吞咽。前文所述Dudik等^[14,28]的研究,用的是干吞咽。Crary等^[29]用麦克风检测了自发吞咽。研究对象为28例健康人(17例年轻人和11例老年

人)。指标是每分钟吞咽次数(swallowing frequency per minute, SPM)。在论证了这种自发吞咽频率测定方法的敏感度、特异度、准确度和评定者间信度之后, Crary 等^[30]将其用于63例卒中患者(中老年人),发现 SPM 与吞咽障碍严重程度负相关,并且发现只需检测 10min 即可辨别有无吞咽障碍。吴亚岑等^[31]也借助麦克风,建立自发吞咽音样本库。分析其中的便利样本(青年和老年各 50 例)发现,老年人自发吞咽频率下降,耗能增加和耗时延长。张庆苏等^[32]对 37 例日本青年志愿者进行了 3ml 和 10ml 水吞咽的声学检测。体表检测工具为听诊器听头,其另一端连接麦克风。设置任务为用力吞咽、轻吞咽和正常吞咽。前两种任务固定头中立位,而正常吞咽则不限头位。研究发现用力吞咽可显著提高吞咽音频率(Hz)。轻吞咽和正常吞咽既不影响吞咽音频率,也不影响耗时(s)和能量变化幅度(dB)。同时还发现,所吞水容量增加,可显著提高吞咽音的频率,增加耗时和能量变化幅度。张庆苏等^[33]的研究为饮水吞咽测试时获取可供佐证的客观信息提供了思路,但近五年来国内未再见到后续报道。

在使用食物的吞咽任务中,食物性状是主要考察因素。前述 Reynolds 等^[23]的研究,在成年组设置了液状(水、咖啡或软饮料)、泥状(苹果泥)和固态(饼干咀嚼后咽下)三种食物。在使用加速计来界定吞咽音起始位置后,该研究发现固态食物的吞咽音长和食团推送时长都显著大于液状食物。Youmans 等^[34]采集了 96 例健康成人(青年、中年和老年三组,每组含男女被试各 16 例)的吞咽音,所用工具为压电型加速计,所用任务为吞咽不同体积和不同稠度食物。食物有液体(稀薄、蜜汁和蜂蜜三种稠度的苹果汁,提供 5ml 和 10ml 两种体积)、泥状(5ml 苹果泥)和软食(5ml 切块的罐装黄桃)。研究发现随着稠度增加,吞咽时间也延长。同时,该研究也发现,所吞食物小范围的体积改变(5—10ml)对吞咽音的影响不大。Hennessey 等^[9]比较了小儿(31 例平均 4.5 岁)与青年人(29 例平均 22.5 岁)的吞咽音,所用工具为驻极体电容型麦克风,所用任务为吞咽液体(果汁)和泥状食物(巧克力酸奶)。结果发现小儿的吞咽音长不受食物稠度影响,但液体的峰值时长要短于泥状食物。另外,液体的吞咽音有更高的峰值强度,呈现右偏态,即越接近吞咽完成时的声音越强。但是,目前尚未有报道直接进行食物性状方面的麦克风和加速计比较。

综上所述,可知目前临床上已具备开展吞咽音检测的条件,但是临床上尚未实际应用该技术。从面向临床实用操作的角度,本综述可以得出如下认识。在所用方法上,较有临床使用价值且兼具实证依据的是,用单面医用胶布,把微型麦克风贴封在颈前部环状软骨下缘气管一侧,重复采集多次吞咽音。测试体位为坐位,维持头部中立位。测试任务可以是自发吞咽,或饮稀薄液体。在研究指标的选取上,要充分考虑频域、时域、信息域和时频域这四个范畴。当要考察头

位、食物性状和算法精度时,则可以在麦克风以上甲状软骨下缘与前正中中线交点处,贴附双轴或三轴加速计进行同步检测。就研发临床实用技术而言,可能首先要关注如何利用吞咽音检测为已有的主观量表提供客观数据。

参考文献

- [1] Takizawa C, Gemmell E, Kenworthy J, et al. A systematic review of the prevalence of oropharyngeal dysphagia in stroke, Parkinson's disease, Alzheimer's disease, head injury, and pneumonia[J]. *Dysphagia*, 2016, 31(3): 434—441.
- [2] Bray BD, Smith CJ, Cloud GC, et al. The association between delays in screening for and assessing dysphagia after acute stroke, and the risk of stroke-associated pneumonia[J]. *J Neurol Neurosurg Psychiatry*, 2016, (6): 1—6.
- [3] Pflug C, Bihier M, Emich K, et al. Critical dysphagia is common in parkinson disease and occurs even in early stages: A prospective cohort study[J]. *Dysphagia*, 2018, 33(1): 41—50.
- [4] Weiss J, Notohamiprodjo M, Neumaier K, et al. Feasibility of low-dose digital pulsed video-fluoroscopic swallow exams (VFSE): effects on radiation dose and image quality[J]. *Acta Radiologica*, 2017, 58(9): 1037—1044.
- [5] Adachi K, Umezaki T, Kikuchi Y. Videoendoscopy worsens swallowing function: a videofluoroscopic study. A randomized controlled trial[J]. *European archives of oto-rhino-laryngology*, 2017, 274(10): 3729—3734.
- [6] Nishimura K, Kagaya H, Shibata S, et al. Accuracy of Dysphagia Severity Scale rating without using videoendoscopic evaluation of swallowing[J]. *Japanese Journal of Comprehensive Rehabilitation Science*, 2015, 6: 124—128.
- [7] Borr C, Hieischer-Fastabend M, Lucking A. Reliability and validity of cervical auscultation[J]. *Dysphagia*, 2007, 22(3): 225—234.
- [8] Movahedi F, Kurosu A, Coyle JL, et al. A comparison between swallowing sounds and vibrations in patients with dysphagia[J]. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 2018, 43(2): 63—72.
- [9] Hennessey NW, Fisher G, Ciccone N. Developmental changes in pharyngeal swallowing acoustics: a comparison of adults and children[J]. *Logopedics Phoniatrics Vocology*, 2017, 1—10.
- [10] 冯纯, 林枫. 声学分析在吞咽障碍研究中的应用价值[J]. *中国康复医学杂志*, 2016, 31(9): 1027—1030.
- [11] Balasubramaniam RK, Bhat J. Cervical auscultation: a systematic review[J]. *Advances in Life Science and Technology*, 2012, 6: 1—7.
- [12] Takahashi K, Groher ME, Michi K. Methodology for de-

- tecting swallowing sounds[J]. *Dysphagia*, 1994, 9(1): 54—62.
- [13] Cichero JA, Murdoch BE. Detection of swallowing sounds: methodology revisited[J]. *Dysphagia*, 2002, 17(1): 40—49.
- [14] Dudik JM, Jestrovic I, Luan B, et al. Characteristics of dry chin-tuck swallowing vibrations and sounds[J]. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2015, 62(10): 2456—2464.
- [15] Dudik JM, Coyle JL, Sejdic E. Dysphagia screening: contributions of cervical auscultation signals and modern signal-processing techniques[J]. *IEEE Transactions on Human-Machine Systems*, 2015, 45(4): 465—477.
- [16] Seo Y, Corona D, Hall NA. On the theoretical maximum achievable signal-to-noise ratio (SNR) of piezoelectric microphones[J]. *Sensors Actuators A Physical*, 2017, 264: 341—346.
- [17] Jia XH, Gao N, XU XD, et al. A new floating piezoelectric microphone for the implantable middle ear microphone in experimental studies[J]. *Acta Oto-Laryngologica*, 2016, 136(12): 1248—1254.
- [18] Matthew D Williams. Development of A MEMS piezoelectric microphone for aeroacoustic applications[D]. University of Florida, 2011.
- [19] Jestrovic I, Dudik JM, Luan B, et al. The effects of increased fluid viscosity on swallowing sounds in healthy adults[J]. *Bio Medical Engineering OnLine*, 2013, 12: 90.
- [20] Movahedi F, Kurosu A, Coyle JL, et al. Anatomical directional dissimilarities in tri-axial swallowing accelerometry signals[J]. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2017, 25(5): 447—458.
- [21] Takahashi K, Groher ME, Michi K. Symmetry and reproducibility of swallowing sounds[J]. *Dysphagia*, 1994, 9(3): 168—173.
- [22] Reynolds EW, Vice FL, Gewolb IH. Cervical accelerometry in preterm infants with and without bronchopulmonary dysplasia[J]. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 2003, 45(7): 442—446.
- [23] Reynolds EW, Vice FL, Gewolb IH. Variability of swallow-associated sounds in adults and infants[J]. *Dysphagia*, 2009, 24(1): 13—19.
- [24] Sejdic E, Steele CM, Chau T. Classification of penetration-aspiration versus healthy swallows using dual-axis swallowing accelerometry signals in dysphagic subjects[J]. *IEEE Transactions on Bio- medical Engineering*, 2013, 60(7): 1859—1866.
- [25] Mamun KA, Steele CM, Chau T. Swallowing accelerometry signal feature variations with sensor displacement[J]. *Medical Engineering & Physics*, 2015, 37(7): 665—673.
- [26] Dudik JM, Kurosu A, Coyle JL, et al. A statistical analysis of cervical auscultation signals from adults with unsafe airway protection[J]. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 2016, 13(1).DOI:10.1186/s12984-015-0110-9
- [27] Kagaya H, Inamoto Y, Okada S, et al. Body positions and functional training to reduce aspiration in patients with dysphagia[J]. *JMAJ*, 2011, 54(1): 35—38.
- [28] Dudik JM, Jestrovic I, Luan B, et al. A comparative analysis of swallowing accelerometry and sounds during saliva swallows[J]. *Bio Medical Engineering Online*, 2015, 14:3.
- [29] Crary MA, Sura L, Carnaby G. Validation and demonstration of an isolated acoustic recording technique to estimate spontaneous swallow frequency[J]. *Dysphagia*, 2013, 28(1): 86—94.
- [30] Crary MA, Carnaby GD, Sia I, et al. Spontaneous swallowing frequency [Has Potential to] identify dysphagia in acute stroke[J]. *Stroke*, 2013, 44(12): 3452—3457.
- [31] 吴亚岑, 林枫, 江钟立. 青年人和老年人的自发吞咽音特征对比分析[J]. *中华物理医学与康复杂志*, 2017, 39(12): 912—914.
- [32] 张庆苏, 柴本勇. 利用颈部听诊法对健康青年人自主控制吞咽时吞咽音变化的分析[J]. *中国康复理论与实践*, 2012, 18(1): 149—151.
- [33] 张庆苏. 吞咽音的颈部听诊法[J]. *中国康复理论与实践*, 2012, 18(1): 53—55.
- [34] Youmans SR, Stierwait JA. Normal swallowing acoustics across age, gender, bolus viscosity, and bolus volume[J]. *Dysphagia*, 2011, 26(4): 374—384.