

# 穿戴式跌倒防护安全气囊研究

李慧奇 宁运琨 杨俊飞 赵国如

(中国科学院深圳先进技术研究院 深圳 518055)

**摘 要** 跌倒是造成老年人意外伤害或死亡的首要原因,全世界 65 岁以上老人中每年大约有 1/3 发生过跌倒,对人体尤其是髌关节造成较大伤害。利用充气气囊作为缓冲来减轻伤害是目前跌倒防护最有效的手段。该文对穿戴式跌倒防护安全气囊系统的总体构成、定位精度、充气机构、囊体结构参数等关键技术展开研究,并完成样机实现。系统由电源模块、主控模块、传感模块、定位模块、通讯模块、充气机构、压缩气瓶和囊体结构等关键部分组成。其中定位模块支持 GPS 和 WIFI 两种位置定位方式,室外定位精度仅约 7 m,室内定位精度约 60 m。设计出了充气机构以及基于人体髌部结构的仿生吸震囊体的优化结构参数,对 8 g、12 g 和 16 g 等多规格压缩气瓶进行了穿刺可靠性试验,并用高速动态记录仪测得充满气的平均时间为 386.9 ms。此外,采用 MIMICS 软件及人体髌部位置的二维电子计算机断层扫描图片建立了人体髌骨的三维有限元模型,并采用 ANSYS 软件建立髌保护缓冲气囊的有限元模型,分别建立了无防护情况下侧方跌倒和有髌保护缓冲气囊防护情况下侧方跌倒模型。对比结果显示,髌骨受到的峰值冲击力比不采用任何防护减小了 70%,而能量吸收则减小了 83.8%。

**关键词** 跌倒;定位精度;充气机构;防护气囊;有限元分析

**中图分类号** R 318.01 **文献标志码** A

## The Research of Wearable Fall Protective Airbag

LI Huiqi NING Yunkun YANG Junfei ZHAO Guoru

(Shenzhen Institutes of Advanced Technology, Chinese Academy of Sciences, Shenzhen 518055, China)

**Abstract** Falls are the first leading cause of unintentional injury deaths in the elderly. About one third of elderlies larger than 65 years old happens to fall each year, which causes huge harm to the human body especially the hip joint. Using inflatable air bag to reduce damage is the most effective means for falling protection at present. In this paper, some key technologies such as overall composition, positioning accuracy, inflatable mechanism and parameters of the capsule were studied and implemented in the wearable fall protective airbag. The system is composed of power module, main control module, sensing module, positioning module, communication module, inflatable mechanism, compressed gas cylinder and capsule structure. It supports two positioning methods of GPS and WIFI, where the indoor positioning accuracy is about 60 m and the outdoor is only about 7 m. Additionally, the optimized structure parameters of an inflatable mechanism and a bionic shock absorber based on the structure

收稿日期: 2017-12-15 修回日期: 2018-01-05

基金项目: 深圳市科技创新委项目(KQJSCX20160301141256)

作者简介: 李慧奇, 工程师, 研究方向为人体运动监测与识别; 宁运琨, 工程师, 研究方向为可穿戴嵌入式微系统工程实现; 杨俊飞, 硕士研究生, 研究方向为跌倒护髌防护气囊的有限元分析; 赵国如(通讯作者), 副研究员, 研究方向为穿戴式生物力学与运动传感, E-mail: gr.zhao@siat.ac.cn。

of the human hip were designed. The reliability test of sprinting was carried out on 8 g, 12 g and 16 g, and the average time of filling gas is 386.9 ms with high speed dynamic recorder. A 3D geometric model of human hip was accomplished by importing the 2D computed tomography images of the hip, and a finite element model of the airbag was completed with the finite element analysis software ANSYS. The models of sideway fall were established in the case of absence in falls protective side and presence in hip protection cushion airbag protection. Comparison shows that the hip-protected's good performance is achieved, with decreasing the peak impact force of the hip by 70% and the absorption of energy by 83.8%.

**Keywords** fall; positioning accuracy; inflating mechanism; protective airbag; finite element analysis

## 1 引 言

卫生部公布的《中国伤害预防报告》指出, 跌倒是老年人所受到的意外伤害的首因<sup>[1]</sup>。据统计, 每年约有 1/3 的 65 岁以上老人有过跌倒的经历, 约 10%~15% 的跌倒会导致老年人骨折、甚至死亡等严重危害<sup>[2]</sup>。在没有救助措施的情况下, 近 3% 的跌倒者超过 20 min 仍处于躺倒状态<sup>[3]</sup>。大约 75% 的跌倒者会对跌倒产生恐惧心理, 不敢再活动, 这会进一步导致老年人身体机能的下降<sup>[4]</sup>。据世界卫生组织报道, 全球每年因跌倒损伤带来的医疗成本超过 370 亿美元, 在我国, 这一医疗开销在 50 亿人民币以上<sup>[5]</sup>。

各国学者在跌倒后的检测方面做了大量研究, 取得了不少研究成果。Kim 和 Yu<sup>[6]</sup>介绍了一种跌倒检测腕表, 该腕表内置两个三轴合加速度传感器, 由于腕部经常活动, 是检测跌倒的最困难的位置, 即使采用了相对复杂的算法, 这种腕表在后倒和侧倒时仅得到了 58% 和 45% 的准确率。Huynh 等<sup>[7]</sup>设计了基于三轴合加速度、三轴合角速度和 WIFI 模块的无线传感系统: 首先判断合加速度数据是否小于较小阈值, 当小于较小阈值时, 会在接下来 0.5 s 的时间内, 通过判断合加速度和合角速度是否超出各自的较高阈值来检测跌倒。在国内, 许多高校也相继展开了跌倒识别的研究, 如重庆大学的谢开明<sup>[8]</sup>开发了一

种跌倒识别系统。该系统采用单一的三轴合加速度传感器, 通过分析合加速度传感器的数据来判断跌倒。薛源<sup>[9]</sup>提出了基于多传感器信息融合的跌倒检测系统。该系统采用合加速度传感器、磁传感器和压力传感器分别测得合加速度数据、人体倾角信息和足压数据信息: 首先分析撞击时产生的较大的合加速度值, 然后以撞击后的倾角状态作为二次判断, 最后融合足底压力数据。该系统达到 95% 以上的识别率和 1.67% 的误报率。

但国内外在跌倒干预和实时防护方面的研究并不是很多。在国外, 日本千叶大学等研究人员<sup>[10,11]</sup>设计的穿戴式跌倒防护气囊的充气机构采用点燃火药熔穿气瓶从而使得气体释放为气囊充气。该充气方式优点是速度快, 能在 120 ms 内将气囊充满; 缺点是不便重复使用, 且火药具有较大的危险性。美国宾夕法尼亚的 Active Protective 公司设计了一款能够随身佩戴的安全气囊, 不仅能够像皮带一样系在衣物上, 还能在气囊内的 3D 动作传感器检测到要跌倒的异常动作时, 通过冷气增压泵给气囊充气, 有效减轻对髌骨 90% 的冲击力, 目前这款气囊仍处于测试阶段<sup>[12]</sup>。以色列的 Hip-Hope 是一款检测系统的带状装置, 包含一组独特的传感器和检测逻辑, 一旦检测到即将撞击地面, 系统立即激活两个快速展开的安全气囊, 从根本上减弱跌倒的影响<sup>[13]</sup>。荷兰 WOLK 公司也推出一款符合人体

工程学的腰带式髌关节保护气囊, 具有友好的人机交互设计<sup>[14]</sup>。上述产品均处于实验室探索阶段, 尚未有产品面世。在国内, 香港中文大学学者<sup>[15,16]</sup>设计的跌倒髌骨保护气囊系统采用舵机带动阀门将压缩弹簧的弹性势能释放来刺穿气瓶, 其能在 333 ms 内将气囊充满, 缺点是充气机构复杂且不便重复使用。本文开发的新一代穿戴式跌倒防护安全气囊系统, 基于低功耗 MIK 电子硬件方案, 嵌入独有的防跌倒精准识别算法以及多项自主知识产权的囊体结构设计、机构控制和快速充气等核心技术, 可在老人跌倒过程中有效保护髌关节, 最大限度降低髌关节骨折发生率。

## 2 系统方案设计与实现

### 2.1 系统设计框图

系统由跌倒预警/报警子系统和人体防护安全气囊子系统组成。其中, 跌倒预警/报警子系

统包含微控制器、WIFI/GPS 定位模块、GPRS 远程通信模块及相关外围接口等, 内置高灵敏度的九轴惯性传感模块准确检测运动信息, 并嵌入独有的高精度跌倒预警算法(该算法的跌倒预警准确率 $\geq 90\%$ <sup>[17]</sup>), 经微控制器快速处理, 在人体跌倒前 300~500 ms 检测出跌倒事件发生, 同时触发防护安全气囊子系统开启。人体防护安全气囊子系统包含由微型舵机、微机电刺破机构和压缩气瓶等组成的驱动执行机构及囊体结构等组成。当人体防护安全气囊子系统收到开启信号时, 立即给驱动电路发送指令, 驱动执行机构给囊体充气, 执行机构采用机械刺破压缩气瓶的方式给气囊充气, 使防护气囊在人体倒地之前充分展开, 给人体特定部位提供安全、有效的防护。系统支持 GPS/WIFI 两种位置定位方式。经测试, 室外定位精度 $\leq 10$  m, 室内定位精度 $\leq 100$  m。在人体倒地之后, 能够实时定位并把位置信息发送给监护人及监控平台。穿戴式跌倒防护安全气囊的设计框图如图 1 所示。

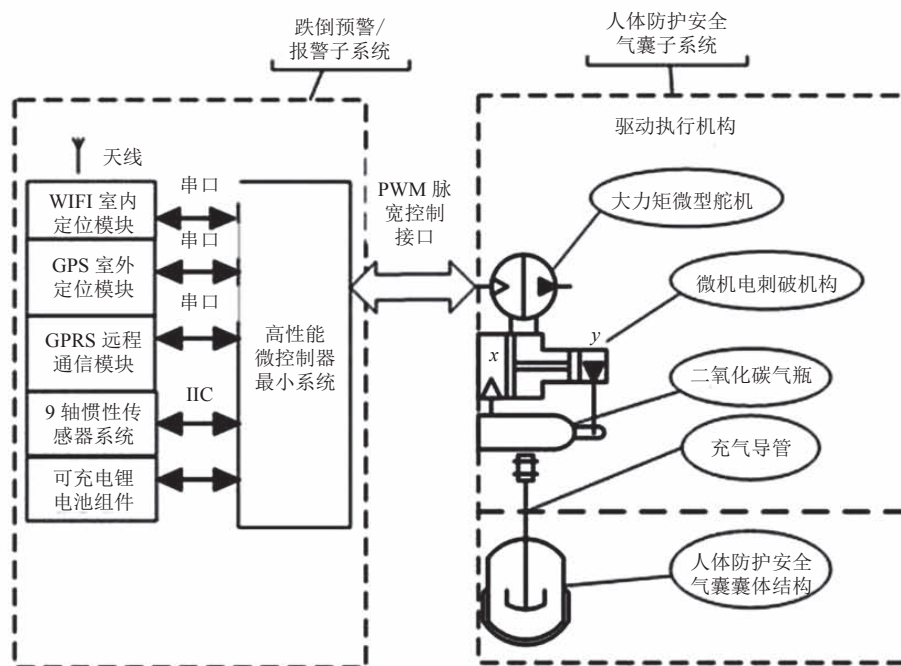


图 1 跌倒防护气囊设计框图

Fig. 1 Design diagram of fall protective airbag

## 2.2 驱动执行机构

本方案中的驱动执行机构主要由电动舵机，微机电刺破机构(含盘形凸轮、固定架、接头、连接板、刺针和复位弹簧等)气瓶和控制电路构成，整体结构如图 2 所示。

电动舵机是一种电动执行机构，可以把电信号转换成转动动作。盘形凸轮主要作用是把舵机的扭转力传递给刺针，把舵机的转动转化成刺针的直线运动。经过理论计算和多次实验，设计出

了盘形凸轮的最优压力角和基圆半径，使刺针的推力足以刺破压缩气瓶。固定架、接头和连接板分别起固定、导气和连接作用。复位弹簧的主要作用是让刺针刺破气瓶后迅速弹出来，从而保证气瓶能够快速放气。控制电路主要由升压电路和驱动电路构成。其中，升压电路可以把电池的电压变换成舵机需要的较高电压；驱动电路的主要作用是把微处理器的输出信号转化成能驱动舵机的电信号。加工后的执行机构实物如图 3 所示。

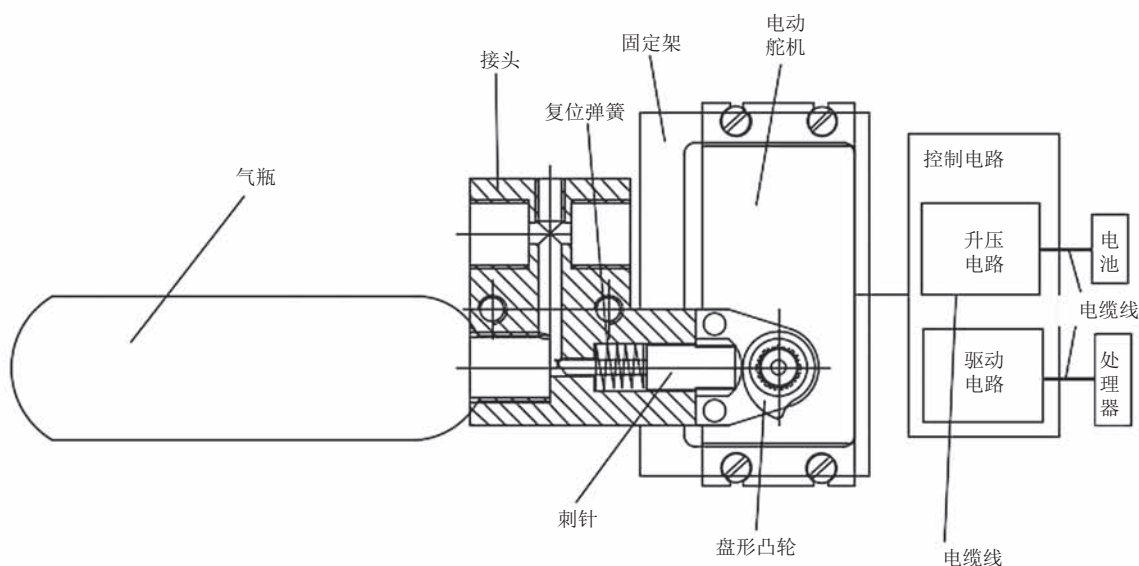


图 2 执行机构示意图

Fig. 2 Schematic diagram of the executive agency

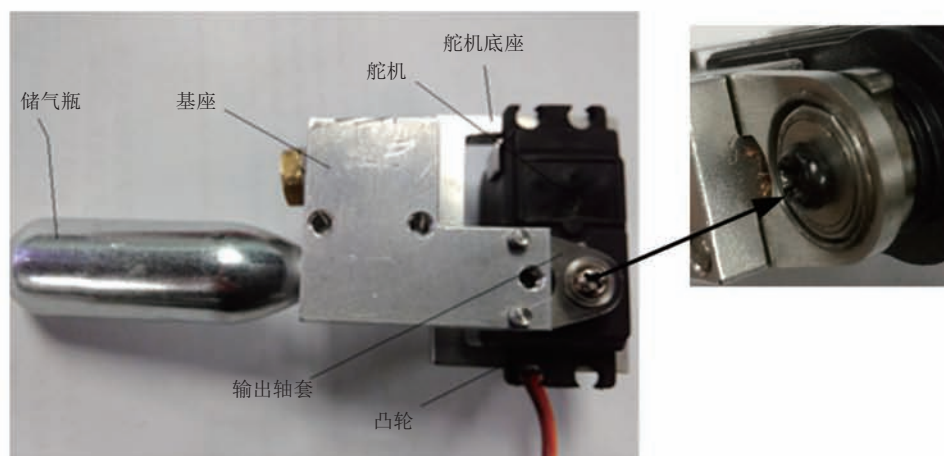


图 3 执行机构实物图

Fig. 3 Physical map of the executive agency



### 2.3 囊体结构

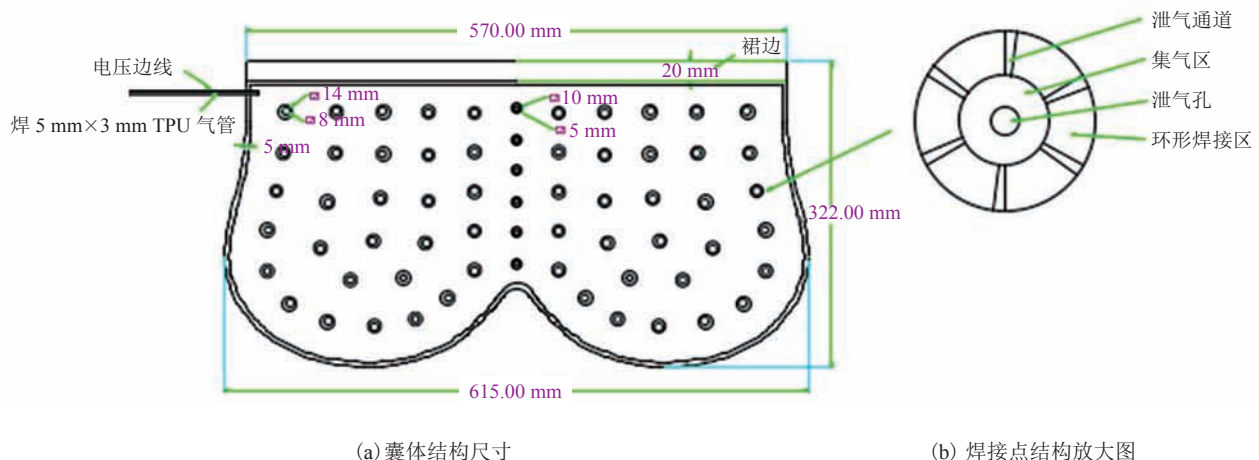
如图 4(a)所示, 囊体为采用 TPU 复合布制作的单囊状结构, 布料外层以尼龙纺等为骨架材料, 里层复合 TPU 薄膜制成的单面胶布, 囊体长约 615 mm, 宽约 322 mm, 充满气后厚约 22 mm。通过高周波焊接等焊接方式, 在气囊上设置一定数量的焊接点, 且在焊接点位置气囊的前后两面贴合在一起。焊接点的位置根据经验或者根据有限元模拟软件进行模拟后来确定。这些焊接点在气囊的不同位置分布不均匀, 通过焊接点对气囊展开时力场的影响, 使得气囊展开后形状能够对人体的腕部和臀部形成包裹。由于焊接点的影响, 气囊展开后整体形状对腰部形成半包围, 气囊表面呈现许多“凸起”结构。在焊接点附近设置泄气口, 当气压达到一定程度时对气囊进行泄气, “凸起”的存在能够保证泄气孔不至于被堵住。如图 4(b)所示, 焊接点实际上是一个圆环状, 外径 14 mm, 内径 8 mm。沿着圆环一圈进行焊接, 内圈以内作为集气区, 并设置一个或数个微孔作为泄气出口。泄气时, 气体从气囊内沿着泄气通道进入集气区, 最终通过泄气微孔将气体释放。同时, 通过泄气通道可以对泄气气压进行控制。

## 3 验证与分析

### 3.1 系统功能验证

整个穿戴式跌倒防护安全气囊由腰包、腰带、缓冲囊体组成。腰包内装有充气执行机构, 电源模块, 主控模块, 跌倒预警模块(内含传感、定位和通讯模块), 蓝牙模块等; 腰带头端设置有卡扣以方便固定在人体腰部, 腰带竖向两端有魔术贴, 佩戴时缓冲囊体隐藏于腰带中; 缓冲囊体充气时将魔术贴撑开并迅速对人体腕部进行包裹。图 5 展示了穿戴式跌倒防护安全气囊的整体实物结构以及跌倒实验时气囊展开后时的情形。

同时, 本文也做了充气可靠性实验, 针对不同大小气囊适用的 8 g、12 g 和 16 g 三种规格液态二氧化碳气瓶, 每种规格分别随机取国内外不同品牌的气瓶各 50 个, 气瓶被正常刺破的成功率为 100%。同时, 还利用高速动态记录仪(TroubleShooter 1000LE)测得囊体结构充满气的平均时间为 386.9 ms, 人体从开始跌倒到腕关节着地过程约为 0.8 s。该穿戴式跌倒防护安全气囊在人体倒地时能够对腕关节起到保护作用。



(a) 囊体结构尺寸

(b) 焊接点结构放大图

图 4 囊体结构尺寸图

Fig. 4 Size diagram of the airbag

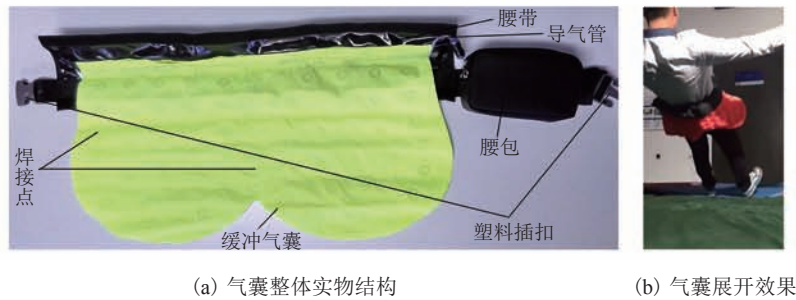


图 5 跌倒防护安全气囊功能验证

Fig. 5 Functional verification of the fall protective airbag

表 1 定位精度测试(室外)

Table 1 Positioning accuracy test (outdoor)

测量序号	实际位置	安全气囊测量位置	偏差 (km)
1	(113.986 6, 22.596 6)	(113.986 6, 22.596 5)	0.011 1
2	(113.994 4, 22.597 5)	(113.994 5, 22.597 5)	0.010 3
3	(113.990 0, 22.597 5)	(113.990 0, 22.597 5)	0
4	(113.969 7, 22.596 1)	(113.969 7, 22.596 1)	0
5	(113.966 3, 22.595 8)	(113.966 2, 22.595 7)	0.015 2
平均误差	--	--	0.007 3

表 2 定位精度测试(室内)

Table 2 Positioning accuracy test (indoor)

测量序号	实际位置	安全气囊测量位置	偏差 (km)
1	(113.971 9, 22.603 6)	(113.972 0, 22.603 9)	0.034 9
2	(113.971 3, 22.607 5)	(113.971 8, 22.607 2)	0.061 3
3	(113.975 8, 22.613 0)	(113.975 5, 22.613 4)	0.054 2
4	(113.982 7, 22.593 8)	(113.983 3, 22.594 2)	0.076 1
5	(113.986 9, 22.599 4)	(113.982 9, 22.599 6)	0.075 3
平均误差	--	--	0.060 4

### 3.2 定位精度测量实验

安全气囊系统支持 GPS/WIFI 两种位置定位方式,在人体倒地之后,能够实时定位并把位置信息传送给监护人及监控平台。本文选取中国科学院深圳先进技术研究院、深圳麒麟山庄、北京大学深圳研究生院、南方科技大学等 10 个不同的位置点(室内、室外各 5 个),每个位置点通过安全气囊系统采集 3 次经纬度数据,取其平均值作为该位置点的实际测量经纬度,具体如表 1 和表 2 所示。

由表 2 可知,实际位置与测量位置偏差非常小,室外定位误差平均仅约 7 m,室内定位误差平均也仅约 60 m,能够满足安全气囊系统把精准位置信息传送到监护人及监控平台。

### 3.3 囊体结构优化仿真实验

#### 3.3.1 分别建立髌骨及缓冲气囊的有限元网格模型

本文采用 MIMICS 17.0 及某 65 岁老人髌骨位置的二维电子计算机断层扫描(Computed Tomography, CT)图片建立人体髌骨的三维有限元模型,将采集的病人骨盆位置的 CT 图片导

入到 Mimics 中, 并分割图像, 输出三维模型文件, 从骨盆部位三维模型中分离出髌骨, 最后导入到 ANSYS 中, 结果如图 6(a) 所示。为了突出缓冲气囊防护过程的一般规律, 本文将髌骨保护缓冲气囊的形状简化成矩形, 在 ANSYS 中采用 apdl 语言进行气囊的建模, 以便改变气囊的形状尺寸参数。气囊充气展开后如图 6(b) 所示。设定侧方跌倒时髌骨撞击缓冲气囊的中间位置。

### 3.3.2 基于 LS-DYNA 的侧方跌倒髌部撞击地面仿真试验

髌骨能够承受的峰值压力是一定的, 因此跌倒时髌骨撞击地面的过程中, 髌骨受到的峰值力是髌骨是否会发生骨折的重要因素。同

时, 尽管髌骨具有一定的弹性, 能够在不导致损伤的情况下吸收一定的能量, 但非常有限。当髌骨吸收的能量达到了其所能承受的最大值时也会导致髌骨骨折, 尤其对于老年人, 由于骨质疏松症导致钙质流失、脆性增加, 髌骨所能吸收的能量更小。

本节使用的是 LS-DYNA 软件, 先仿真人体在侧方跌倒时髌部直接着地时的情况, 其应力云图、峰值力曲线图和髌骨内能变化曲线如图 7 所示。然后仿真在有缓冲气囊防护状态下, 人体在侧方跌倒时髌部着地时的情况, 其应力云图、峰值力曲线图和髌骨内能变化曲线如图 8 所示。

对比图 7 和图 8 可知, 在无防护状态下, 髌

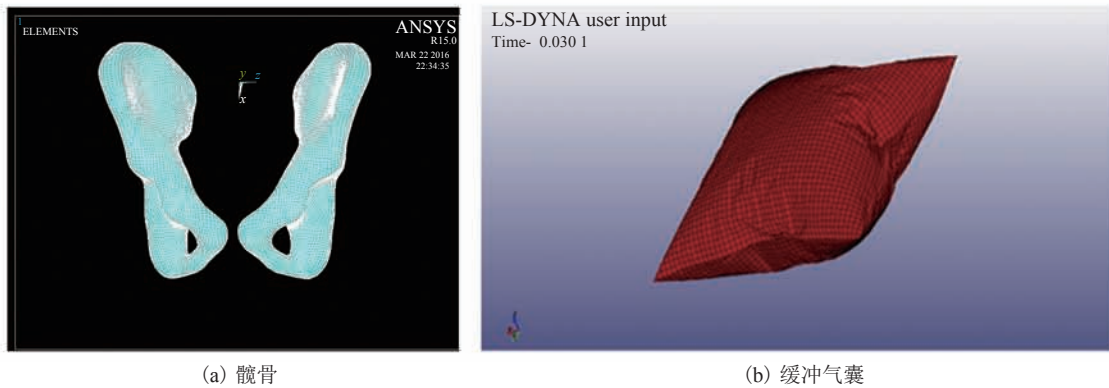


图 6 髌骨和缓冲气囊有限元模型

Fig. 6 The finite element model of hip bone and airbag

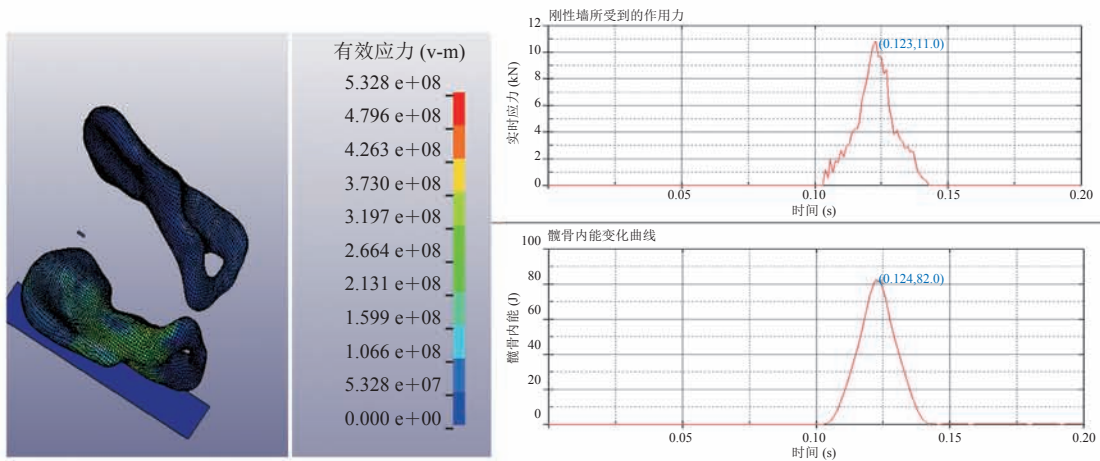


图 7 应力云图、峰值力曲线图和髌骨内能变化曲线(无气囊)

Fig. 7 The stress cloud map, peak force and internal energy of hip bone (without aigbag)

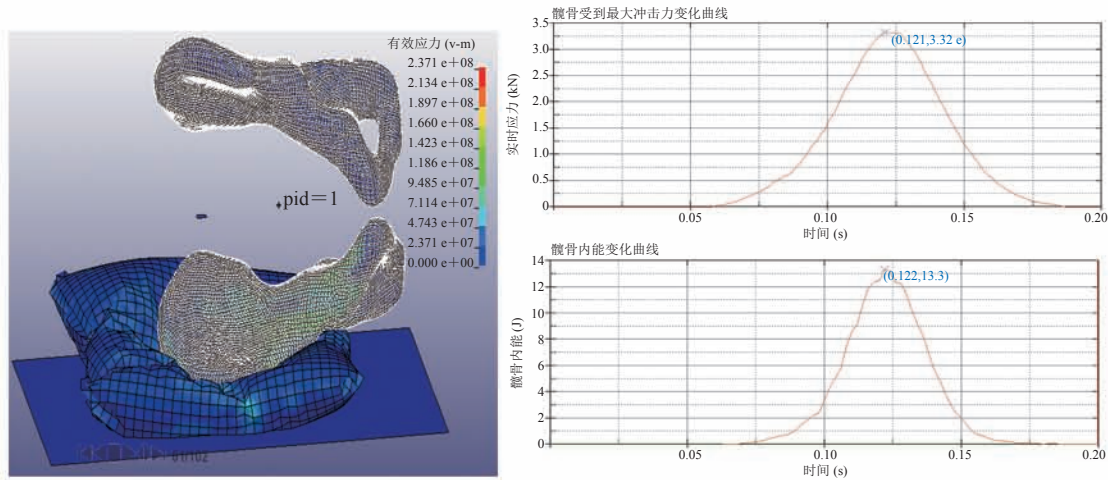


图8 应力云图、峰值力曲线图和髋骨内能变化曲线(有气囊)

Fig. 8 The stress cloud map, peak force and internal energy of hip bone (with airbag)

骨所受到的峰值压力高达约 11.0 kN(0.123 s 时刻), 髋骨吸收能量的峰值高达 82 J。在有缓冲安全气囊防护状态时, 髋骨所受到的峰值压力降低为 3.32 kN(0.121 s 时刻), 减小了约 70%, 髋骨吸收能量的峰值仅为 13.3 J, 减小了约 83.8%。将图 7 与图 8 进行直观对比也可以发现, 力的改变以及髋骨内能的变化也平缓了许多。

#### 4 国内外相似研究对比分析

国内外学者在跌倒后的检测方面研究颇多。Kim 等<sup>[6]</sup>介绍了一种在后倒和侧倒时仅得到了 58% 和 45% 准确率的跌倒检测腕表, 而本课题组在 2017 年优化出高精度跌倒预警/报警算法, 跌倒预警/报警准确率 $\geq 90\%$ <sup>[17]</sup>。

但国内外在跌倒干预和实时防护方面的研究并不是很多。日本千叶大学等研究人员<sup>[10,11]</sup>设计的穿戴式跌倒防护气囊的充气机构不便于重复使用, 且火药具有较大的危险性; 而香港中文大学学者<sup>[15,16]</sup>设计的跌倒髋骨保护气囊系统充气机构复杂且不便于重复使用。而本课题组开发的新一代穿戴式跌倒防护安全气囊系统结构简洁紧凑, 易于重复使用, 安全性高。

另外, 在跌倒仿真实验方面, 2008 年 Majumder 等<sup>[18]</sup>采用 MIMICS 软件导入 58 岁男性髋部位置的 CT 扫描数据建立骨盆-股骨-软组织复合体的有限元模型作为简化人体模型, 并结合 ANSYS/LS-DYNA 建立人体侧方跌倒的碰撞模型, 对不同软组织厚度和冲击速度情况进行仿真。仿真结果表明, 软组织厚度减小 81% 使得髋骨所受峰值冲击力减小 38%。2012 年王冬梅等<sup>[19]</sup>用 Abaqus 软件验证了聚乙烯泡沫材料髋保护器在侧方跌倒情况下对人体股骨-骨盆复合体具有良好防护效果, 试验基于中国力学虚拟人模型库建立骨盆、髌骨、股骨及周围软组织的模型, 侧方跌倒瞬间速度设定为 2 m/s。结果显示, 皮质骨和松质骨上的应力峰值都下降了 65% 以上。而本文在无防护和有髋保护缓冲气囊防护情况下的研究结果表明, 髋骨受到的峰值冲击力比不采用任何防护减小了 70%, 能量吸收则减小了 83.8%。综上, Majumder 等<sup>[18]</sup>和王冬梅等<sup>[19]</sup>设计的实验局限在生物力学方面的理论研究, 而本课题组设计的实验则能更好地证明在跌倒过程中安全气囊对人体髋关节的防护作用, 更贴近工程应用, 在峰值应力和能量吸收等关键指标上也表现出明显优势。



## 5 总 结

本文对穿戴式跌倒防护安全气囊系统的总体构成、定位精度、充气机构、囊体结构参数等关键技术展开研究, 完成了样机实现, 并做了系统功能验证、冲刺可靠性、定位精度测量、囊体结构优化等系列实验。采用 MIMICS 软件及人体髌骨位置的二维 CT 图片建立了人体髌骨的三维有限元模型, 采用 ANSYS 软件建立髌骨保护缓冲气囊的有限元模型, 并分别建立了无防护情况下侧方跌倒和有髌骨保护缓冲气囊防护情况下侧方跌倒模型。对比结果显示, 髌骨受到的峰值冲击力比不采用任何防护减小了 70%, 能量吸收则减小了 83.8%。另外, 在仿真实验过程中也发现, 安全气囊的初始气压大小和囊体的尺寸对髌骨所受的峰值力以及髌骨吸收的最大能量也具有较大影响。实验分别设置了  $0.1\text{ m} \times 0.1\text{ m}$ 、 $0.2\text{ m} \times 0.2\text{ m}$ 、 $0.3\text{ m} \times 0.3\text{ m}$  和  $0.4\text{ m} \times 0.4\text{ m}$  等不同规格的囊体大小, 分别比较了在不同初始气压情况下对髌骨所受峰值力以及髌骨吸能的影响。结果发现, 每种尺寸的缓冲气囊都存在一个最适合的初始气压, 使得安全气囊的缓冲性能达到最优。综合考虑人体腰围尺寸以及所选用的 8 g 压缩气瓶等因素, 在囊体尺寸为  $0.2\text{ m} \times 0.2\text{ m}$  时, 最优峰值力气压和最优吸能气压达到了较好的匹配。上述仿真实验分析以及实际测量实验, 充分说明所设计的跌倒防护安全气囊起到了较好的保护效果。

## 参 考 文 献

- [1] 中华人民共和国卫生部. 我国伤害预防报告 [J]. 2007(9): 409.
- [2] Loue S, Sajatovic M. Encyclopedia of Immigrant Health [M]. Now York: Springer, 2012.
- [3] 王荣, 章韵, 陈建新. 基于三轴加速度传感器的人体跌倒检测系统设计与实现 [J]. 计算机应用, 2012, 32(5): 1450-1452.
- [4] Zhao G, Mei Z, Liang D, et al. Exploration and implementation of a pre-impact fall recognition method based on an inertial body sensor network [J]. Sensors, 2012, 12(11): 15338-15355.
- [5] World Health Organization. Falls [EB/OL]. [2017-12-25]. <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs344/en/>.
- [6] Kim NH, Yu YS. Fall recognition algorithm using gravity-weighted 3-axis accelerometer data [J]. Journal of the Institute of Electronics & Information Engineers, 2013, doi: 10.5573/ieek.2013.50.6.254.
- [7] Huynh QT, Nguyen UD, Liem KT, et al. Detection of activities daily living and falls using combination accelerometer and gyroscope [M] // The 5th International Conference on Biomedical Engineering in Vietnam. Springer International Publishing, 2015, 46: 184-189.
- [8] 谢开明. 基于 GPRS 的跌倒检测报警系统的设计与实现 [D]. 重庆: 重庆大学, 2010.
- [9] 薛源. 基于多传感器的老人跌倒检测系统的研究与应用 [D]. 武汉: 武汉理工大学, 2011.
- [10] Tamura T, Yoshimura T, Sekine M, et al. A wearable airbag to prevent fall injuries [J]. IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine, 2009(13): 910-914.
- [11] Fukuda Y, Feng MQ, Zheng J, et al. Rapid detection of IED light emission patterns for activating a head protective system [J]. IEEE Sensors Journal, 2016, 16(2): 498-505.
- [12] Active Protective Company. Keep yourself up to data: our most recent news [EB/OL]. [2017-12-24]. <https://activeprotective.com/>.
- [13] Hit-hopt Company. Hip-hope™ smart wearable hip protector using cutting-edge technology and design [EB/OL]. [2017-12-25]. <http://www.hip-hope.com/>.
- [14] Wolk Company. What is wolk? [EB/OL]. [2017-12-25]. <http://wolkcompany.com/>.
- [15] Shi GY, Chan CS, Li WJ, et al. Mobile human airbag system for fall protection using MEMS sensors and embedded SVM classifier [J]. IEEE Sensor Journal, 2009, 5(9): 495-503.
- [16] Shi GY, Zhang JY, Dong C, et al. Fall detection system based on inertial MEMS sensors: analysis design and realization [C] // The 5th Annual IEEE International Conference on Cyber Technology in Automation, Control and Intelligent Systems, 2015.
- [17] Jia HY, Li MH, Ning YK, et al. Implementation of android-based fall-detecting system [C] // IEEE International Conference on Signal Processing, 2017: 1323-1328.
- [18] Majumder S, Roychowdhury A, Pal S. Effects of trochanteric soft tissue thickness and hip impact velocity on hip fracture in sideways fall through 3D finite element simulations [J]. Journal of Biomechanics, 2008, 41(13): 2834-2842.
- [19] 王冬梅, 董谢平, 王尚城, 等. 侧向冲击载荷作用下髌骨护具对股骨-骨盆复合体生物力学响应的影响 [J]. 医用生物力学, 2012 (01): 32-39.