

高速气流吹袭问题

张云然 吴桂荣

(航天医学工程研究所, 北京, 100094)

THE PROBLEMS OF WINDBLAST

Zhang Yunran, Wu Guirong

(Institute of Space Medico-Engineering, Beijing, 100094)

摘要 在高速弹射时, 防护气流吹袭对人体产生的损伤目前仍未有令人满意的方法。本文阐述了高速气流吹袭对人体的致伤机理并提供了头及四肢的防护约束方程组。

关键词 风效应, 弹射伤, 弹射座椅, 飞行安全, 安全装置

中图分类号 R852.12

Abstract Up to now, no satisfactory measure has ever been proposed for the protection of human body from windblast injury during high speed ejection. Injury mechanism of windblast on aircrew is discussed and the constraining equations to calculate the values of constraining forces of aircrew windblast protective devices are presented at steady-state ejection.

Key words wind effects, ejection injuries, ejecting seats, flight safety, safety devices

在高速弹射时, 气流吹袭对人体产生的损伤已引起人们的普遍重视, 提出了各种各样的防护措施。但到目前为止, 仍未见到比较令人满意的防护方法。原因除了工程技术上的困难之外, 还可能是由于人们在研究防护措施的同时, 对致伤机理及防护理论的基础研究重视不够, 对所采取的防护措施缺乏较为系统的理论分析。

1 高速气流吹袭造成的致伤机理分析

1.1 损伤的气动力因素

在高速弹射时, 人体各部分在气动阻力的作用下将产生减速运动, 其负加速度的 G 值为

$$G = \frac{D}{W} = \frac{SC_D q_x}{W}$$

其中 D 为人体各部分的阻力; W 为人体各部分的重量; C_D 为人体各部分的阻力系数; S 为人体各部分的迎风面积。

若认为人体各部分的 C_D 都一样时, 则其 G 值就决定于它们各自的 S 和 W 的比值了。

如果把上臂、前臂当作截头圆锥看待时, 令 r_1, r_2 为其两端的半径, h 为长度, 则其体积 V 为

1992年8月26日收到, 1993年6月10日收到修改稿

$$V = \frac{\pi}{3} h(r_1^2 + r_2^2 + r_1 r_2)$$

迎风面积 $S = (r_1 + r_2)h$

令 $r_1 = br_2, C = h / (r_1 - r_2)$

则 $V = \frac{\pi}{3} \frac{1+b+b^2}{C^2(b-1)^2} h^3; S = \frac{b+1}{C(b-1)} h^2$

设 ρg 为上肢的比重, 重量 $W = \rho g V$, 则

$$W = \frac{\pi}{3} \frac{1+b+b^2}{C^2(b-1)^2} \rho g h^3$$

比值 $\frac{S}{W} = (b+1) \left[\left(\frac{3}{\pi} \right)^2 \frac{C(b-1)}{(1+b+b^2)^2} \frac{1}{(\rho g)^2} \right]^{\frac{1}{3}} \frac{1}{\sqrt[3]{W}}$

在与上臂和前臂几何相似的物体中间, 相似体的 b, C 都是同样的数值。若认为不同人体的各部分都对应为相似体时, 则按照中国飞行员上肢的平均测量尺寸, 求出其 b, C , 然后计算比值 S/W , 结果为

$$\frac{S}{W} = \frac{0.017}{\sqrt[3]{W}}$$

图 1 为比值 S/W 随 W 变化的曲线, 并标出了人体各部分和歼六飞机人椅系统的 S/W 值。由图 1 看出, 人体各部分的 S/W 值都远大于人椅系统的 S/W 值, 这就是说, 一旦人体各部分脱离其正常位置, 就会在高速气流吹袭下产生甩打运动。当这种运动因头和四肢与座椅结构相撞或超过其关节本身活动范围而被迫停止时, 则头和四肢在运动过程中积累起来的甩打动能, 将为骨骼和韧带筋腱等软组织吸收而在其内产生相应的力。当这个力超过一定的限度, 就会使头和四肢的相应部位产生损伤。人体各部分因甩打运动而产生的损伤称之为“甩打伤”。目前, 这种甩打运动造成的损伤是飞行员安全弹射的主要障碍^[1,2]。即使采用像救生舱、分离舱那样的封闭式救生方式, 人体虽不直接受到气流的作用, 但如果人体的四肢和头颈部不加固定的话, 其气动减速过载亦可能对人体产生“甩打伤”。

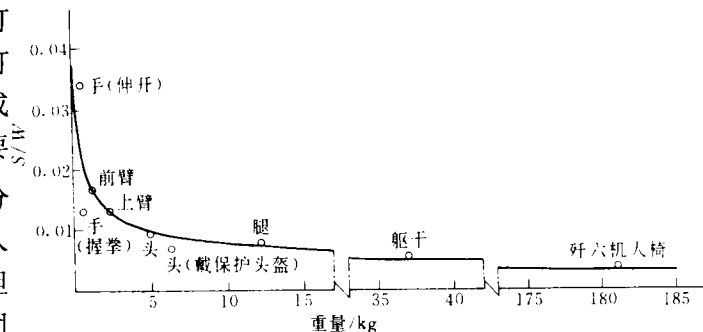


图 1 比值 S/W 随重量 W 的变化曲线

1.2 肩关节

肩关节由肩胛骨关节盂和肱骨头组成, 它的结构特点是肱骨头大而关节盂小, 关节囊松弛, 这些因素有利于肩关节的活动。肩关节是全身活动性最大的关节, 关节囊的前下方特别松弛, 而且这些部分没有肌肉和韧带的加强。因此, 这里是关节的薄弱点。由

于肩关节的活动度大, 稳固性差, 特别是关节的前下方是薄弱点, 所以当上臂外展, 或者稳定伞展开前座椅有偏航时, 肱骨大关节抵住肩峰, 这时肩峰起着支点的作用, 将上肢的侧向外展力转变成作用在肱骨上向内的作用力。这个力与稳定伞展开引起座椅迅速偏转的惯性力结合在一起, 在肱骨头上产生一个作用方向正好是关节前下方的合力。由于这里是肩关节的薄弱点, 所以很容易使肩关节产生脱位, 撕破关节下囊, 并可伴有关节盂边缘的骨折^[3]。另外, 座椅的迅速转动也会使肩胛骨与座椅结构相撞而产生肩胛骨骨折。

1.3 肘关节

肘关节由肱骨下端与桡骨、尺骨上端连接而成, 外面有关节囊包围着。肘关节囊的前后壁薄且松弛, 内外侧有副韧带来增强关节的结实程度。肘关节的稳固性主要依靠肱骨滑车和尺骨半月切迹之间的紧密连接, 以及关节前后的强大侧韧带和肌腱来保护。但是, 比较起来, 肘关节最易产生向前和向后脱位。当前臂伸直时, 尺骨白口朝前, 关节的后韧带松弛, 对尺骨向后脱位的阻力很小。当时弯曲时, 尺骨的白口朝后, 关节的前韧带松弛, 对尺骨的向前脱位的阻力很小。这样一来, 弯曲着的肘关节当肱骨上作用着向后的力, 沿尺骨轴向作用着向前的力时就易于发生前脱位; 而伸直着的肘关节, 当肱骨上作用着向前的力, 尺骨上作用着的向后的力时易于发生后脱位。根据这一分析, 有人认为肘关节的前脱位应是飞行员弹射时常见的损伤。但实际上并非如此, 因为弹射时, 手部所能承受的拉力并不像想象的那么大, 加上肘关节将要脱位的紧急时刻的正常神经反应, 都会使手从手柄上脱落, 从而减少了肘关节脱位的可能性。但是, 上述分析在手臂的防护装置设计中要加以考虑, 务必不使防护装置对上肢施加的约束力有利于肘关节的脱位。

1.4 膝关节

膝关节的正常活动是在韧带等组织的保护下进行的, 韧带的功用就在于防止关节在等定方向上的运动超出允许范围。膝关节的主要韧带有前十字韧带、后十字韧带、胫侧副韧带和腓侧副韧带。当人体受到高速气流吹袭时, 作用在下肢大腿上的气流甩打力将使大腿向上、向外和向后运动; 同时作用在小腿上的气流甩打力将使小腿向后和向外运动, 这样就会使下肢在椅盆前缘的上方抬起。如果这时椅盆的前后长度大于大腿的长度, 或者当大腿抬高椅盆, 那么椅盆前缘将为小腿提供一个转动支点, 这就势必在大腿和小腿之间造成一个使之分离的拉力, 这个力作用于膝关节的韧带上, 特别是前十字韧带上。当前十字韧带承受的拉力超过一定的限度时, 韧带就会被撕裂。韧带受伤后, 膝关节处于不稳固状态, 承受不了任何载荷。

当作用在下肢小腿上的甩打力使小腿向外运动时, 小腿将绕膝关节作向外的旋转运动, 同时又带动股骨绕髌关节转动。当股骨转动受阻时, 膝关节的胫侧副韧带将承受拉力, 当这个拉力达到一定限度时, 胫侧副韧带则会撕裂。另外, 足外翻引起的胫骨扭转也会使胫侧副韧带撕裂。

1.5 头颈部

国内外的弹射实践表明, 高速弹射时的危险性不单是上下肢的甩打问题, 颅脑损伤也占相当的比例。其致伤的主要原因, 是由于头颈部在高速气流吹袭下发生与头靠碰撞、旋

转和头盔丢失。

1.5.1 与头靠碰撞

人椅系统弹射出舱后, 在气动阻力的作用下作减速运动。但人的头部(戴保护盔)与人体躯干的连接仅是靠颈部的关节连接, 人体头部处于活动状态, 在气动阻力的作用下, 它受到的减速过载与人椅系统的减速过载不同。这样, 在人体头部与头靠之间便产生相对运动, 当这个相对运动因头靠的阻挡而停止时, 则在头与头靠之间就发生了碰撞。根据对灵长类动物头颈部的模拟实验结果表明, 当冲击载荷小于 1.967kN 时, 动物的头颈部无伤; 而大于 2.716kN 时则出现重伤。

1.5.2 头颈部的旋转

人椅在弹射出舱过程中, 受到弹射力造成的弹射力矩和气动力造成的气动力矩的作用。弹射力矩使座椅低头旋转; 气动力矩随着座椅的上升而变化, 开始由于座舱的遮蔽, 气动力作用于人体的上部, 故气动力矩使座椅抬头旋转, 当人椅系统上升到一定距离后, 座舱的遮蔽作用消失, 气动力的作用点下移到人椅重心之下, 此时气动力矩使人椅系统低头旋转。但不管在什么情况下, 弹射力矩和气动力矩总是不平衡的。出舱后, 人椅系统仍受到气动力矩的作用。一般情况下, 人椅系统出舱时受到的是低头力矩, 出舱后, 人椅系统在气动力矩作用下仍继续作旋转运动。头部的这种旋转运动, 特别是在稳定伞开伞时会迅速停止。而人头颅中的脑体是处在脑脊液包围中的悬浮状态, 在头颈部的旋转运动被迫停止后, 脑体的旋转运动仍继续存在。这样, 脑体就会因与硬脑膜之间产生的剪力和摩擦力而受伤。

1.5.3 头盔的丢失

头盔对于保护头部免遭高速气流吹袭的损伤是一个很重要的装具, 头盔一旦丢失, 头部就极有可能受伤。根据 Harrison 的统计, 美国从 1971~1977 年, 每年约有

15% 的弹射出现丢失头盔^[4]。但对头盔丢失的真正原因, 目前还不十分清楚。根据对事故幸存者的调查, 幸存者认为弹射出舱后头盔是从后向前滚落的。我们认为, 头盔的丢失是由多种因素的综合作用造成的。其中, 头盔系带的折断可能为主要原因。根据风洞实验数据, 飞行员保护盔升力随弹射时表速变化的曲线如图 2 所示。美国 RAF 头盔的系带折断力为 1.557kN ^[5], 由图 2 可知, 它在表速 970km/h 时就可能失落。

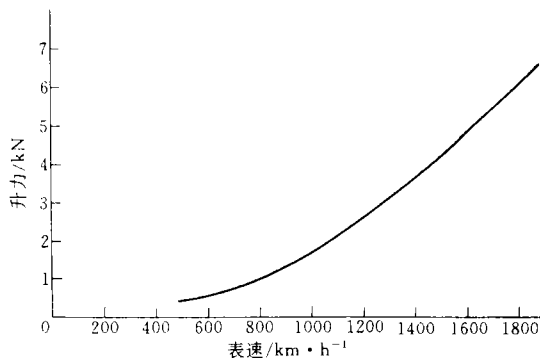


图 2 飞行员保护盔的升力随表速的变化曲线

1.6 胸腹部

胸腹部是人椅系统中的最大部位, 作用在这里的气流冲力较大, 根据风洞测压实验数据, 约承担 30% 的气动阻力。气流冲击力可使胸腹部受挤压, 血液涌至头部造成头部损伤; 减速过载可使其脏器发生损伤, 腹腔出血。由于胸腹部的安全带系统比较牢固, 一般不易产生甩打运动, 但在其接触部位可有压痛和皮下出血。

目前的弹射实践表明, 高速气流吹袭对胸腹部造成的损伤还不足以引起人们的注意, 但我们认为随着弹射速度的提高, 特别是在弹射表速大于 1 300km/h 以后, 胸腹部的气流损伤将会威胁乘员的生命安全。

2 对高速气流吹袭的防护措施

目前国内外研究最多的防护措施大体可分为 3 类, 即被动式防护装置, 气流阻滞式防护装置及后体装置^[6]。这些防护装置均属敞开式救生方法, 如若工程技术有突破性进展, 则过去已被研究过的其它救生方法, 如弹射座舱、分离座舱等将会重新成为人们关注的方法。关于防护装置对人体施加的约束力, 目前尚未见到国外较为系统的研究。为了寻找合理的防护措施, 建立了高速气流吹袭下上肢的甩打运动微分方程组^[7], 该方程组也可用于分析头和下肢的防护约束力。

2.1 上肢的防护

稳定弹射时, $\dot{\alpha} = \dot{\alpha}^* = 0$, $\dot{\beta} = \dot{\beta}^* = 0$, $\dot{\gamma} = \dot{\gamma}^* = 0$, $\Upsilon = -g$, $Z = 0$ 。上肢被约束, 相对于人体躯干没有运动, 则 $\dot{\theta} = \dot{\theta}^* = 0$, $\dot{\phi} = \dot{\phi}^* = 0$, $\dot{\eta} = \dot{\eta}^* = 0$, $\dot{\psi} = \dot{\psi}^* = 0$ 。这样, 根据上肢的甩打运动微分方程组可导出防护装置对上肢施加的约束力方程组为

$$\begin{aligned}
 & [M_A + (M_D + M_E)L_1]X(\cos\alpha\cos\theta\sin\varphi + \sin\alpha\cos\theta\cos\varphi) \\
 & = [(P_{Dy} + P_{Ey} - F_{Dy} - F_{Ey})L_1 + P_{Ay}L_a - F_{Ay}L_{a1}]\cos\theta\cos\varphi \\
 & \quad - [(P_{Dx} + P_{Ex} - F_{Dx} - F_{Ex})L_1 + P_{Ax}L_a - F_{Ax}L_{a1}]\cos\theta\sin\varphi \\
 & \quad - [(P_{Dz} + P_{Ez} - F_{Dz} - F_{Ez})L_1 + P_{Az}L_a - F_{Az}L_{a1}]\sin\theta \\
 & [M_A + (M_D + M_E)L_1]X(\cos\alpha\sin\theta\cos\varphi - \sin\alpha\sin\theta\sin\varphi) \\
 & = -[(P_{Dy} + P_{Ey} - F_{Dy} - F_{Ey})L_1 + P_{Ay}L_a - F_{Ay}L_{a1}]\sin\theta\sin\varphi \\
 & \quad - [(P_{Dx} + P_{Ex} - F_{Dx} - F_{Ex})L_1 + P_{Ax}L_a - F_{Ax}L_{a1}]\sin\theta\cos\varphi \\
 & (M_D L_b + M_E L_2)X(\cos\alpha\cos\eta\sin\psi + \sin\alpha\cos\eta\cos\psi) \\
 & = [(P_{Ey} - F_{Ey})L_2 + P_{Dy}L_b - F_{Dy}L_{b1}]\cos\eta \quad \psi \\
 & \quad - [(P_{Ex} - F_{Ex})L_2 + P_{Dx}L_b - F_{Dx}L_{b1}]\cos\eta\cos\psi \\
 & \quad - [(P_{Ez} - F_{Ez})L_2 + P_{Dz}L_b - F_{Dz}L_{b1}]\sin\eta \\
 & (M_D L_b + M_E L_2)X(\cos\alpha\sin\eta\cos\psi - \sin\alpha\sin\eta\sin\psi) \\
 & = -[(P_{Ey} - F_{Ey})L_2 + P_{Dy}L_b - F_{Dy}L_{b1}]\sin\eta\sin\psi \\
 & \quad - [(P_{Ex} - F_{Ex})L_2 + P_{Dx}L_b - F_{Dx}L_{b1}]\sin\eta\cos\psi
 \end{aligned} \tag{1}$$

上述式中: M_A 为上臂的质量; M_D 为前臂的质量; M_E 为手部的质量; L_1 为上臂的长度; L_2 为前臂的长度; L_a 为上臂质量中心至肩关节的距离; L_b 为前臂质量中心至肘关节的距离; L_{a1} 为防护装置对上臂施加的约束力作用点至肩关节的距离; L_{b1} 为防护装置对前臂施加的约束力作用点至肘关节的距离; X 为座椅系统的纵向加速度; Υ 为座椅系统的垂向加速度; Z 为座椅系统的侧向加速度; α 为座椅系统的俯仰角; β 为座椅系统的

偏航角; γ 为座椅系统的滚转角; g 为重力加速度; θ 、 φ 为上臂的姿态角; η 、 ψ 为前臂的姿态角; P_{Ax} 、 P_{Ay} 、 P_{Az} 为上臂的气动阻力、升力和侧力; P_{Dx} 、 P_{Dy} 、 P_{Dz} 为前臂的气动阻力、升力和侧力; P_{Ex} 、 P_{Ey} 、 P_{Ez} 为手部的气动阻力、升力和侧力; F_{Ax} 、 F_{Ay} 、 F_{Az} 为防护装置对上臂施加的约束分力; F_{Dx} 、 F_{Dy} 、 F_{Dz} 为防护装置对前臂施加的约束分力; F_{Ex} 、 F_{Ey} 、 F_{Ez} 为防护装置对手部施加的约束分力。

上述约束分力的指向分别与 $OXYZ$ 坐标系的指向一致。 $OXYZ$ 坐标系与人椅系统固定, 原点在肩关节点。 OX 轴垂直于人体额平面, 指向前; OY 轴平行于人体矢状面, 指向下; OZ 轴垂直于人体矢状面, 指向右。

上面的方程组 (1) 中有 4 个方程式, 6 个未知量。这表明, 若把上臂与前臂约束住, 只需 4 个约束力就够了, 另 2 个约束力无需施加。

2.2 下肢的防护

在稳定弹射出舱瞬间, 大腿与小腿成 90° , 防护系统对下肢施加的约束力为

$$\left. \begin{aligned} (P_{Dz} - F_{Dz})L_3 + P_{Az}L_d - F_{Az}L_5 &= 0 \\ (P_{Dy} - F_{Dy})L_3 + P_{Ay}L_d - F_{Ay}L_5 &= (M_bL_4 + M_cL_3)X \sin\alpha \\ P_{Dz}L_e - F_{Dz}L_6 &= 0 \\ F_{Dx}L_6 - P_{Dx}L_e &= M_cL_c X \cos\alpha \end{aligned} \right\} \quad (2)$$

其中, M_b 为大腿质量; M_c 为小腿质量 (包括足); L_3 为大腿长度; L_4 为大腿质量中心至髋关节的距离; L_5 为防护装置对大腿施加的约束力作用点至髋关节的距离; L_6 为防护装置对小腿施加的约束力作用点至膝关节的距离; L_c 为小腿质量中心至髋关节的距离; L_d 为大腿气动中心至髋关节距离; L_e 为小腿气动中心至膝关节距离; P_{Ay} 、 P_{Az} 为大腿的升力和侧力; P_{Dx} 、 P_{Dy} 、 P_{Dz} 为小腿的阻力、升力和侧力; F_{Ay} 、 F_{Az} 为防护装置对大腿施加的约束分力; F_{Dx} 、 F_{Dy} 、 F_{Dz} 为防护装置对小腿施加的约束分力。

2.3 头部防护

稳定弹射时头部防护装置施加的约束力为

$$\left. \begin{aligned} F_{hz}L_{h1} &= P_{hz}L_{hb} \\ F_{hx}L_{h1} - P_{hx}L_{hb} &= M_hL_{ha} X \cos\alpha \end{aligned} \right\} \quad (3)$$

其中, M_h 为头颈部质量; L_{ha} 为头颈部质量中心至颈部关节的距离; L_{hb} 为头颈部气动中心至颈部关节的距离; L_{h1} 为防护装置对头颈部施加的约束力作用点至颈部关节的距离; P_{hx} 、 P_{hz} 为头颈部的阻力、侧力; F_{hx} 、 F_{hz} 为防护装置对头颈部施加的约束分力。

2.4 胸腹部防护

如前所述, 胸腹部已有比较牢固的安全带系统, 一般不易产生甩打运动, 其防护重点应是降低气流对胸腹部的冲击压力和整个座椅系统的减速过载。前苏联“K-36”座椅上安装的中央导流板可改变胸腹部的绕流, 降低冲击压力。美国 CREST 计划中采用的气流滞止措施, 虽能减少头颈和四肢的气动力, 但有可能增加整个座椅系统的减速过载和胸腹部的气流冲击压力, 这在设计中需权衡利弊。

3 结 束 语

通过对飞机失事调查材料的分析研究和在专门设备上的实验研究, 已对气流吹袭对人体的影响有了不少的了解。研制人体的气流防护装置已是国内外学者正在积极进行的工作之一。在研制人体高速气流吹袭防护装置时, 防护装置对人体施加的约束力应较小。约束力越小, 人体对气流吹袭的耐力越高。在防护装置的研制过程中, 不但要研究其展开性能, 也要研究人体在其防护下的受力状态。除良好的展开性能外, 人体各部的气动力性能的好坏也是防护装置的重要研究内容之一。

参 考 文 献

- 1 张汉铨主编. 飞行器安全救生. 北京: 航空航天大学出版社, 1990: 13—14
- 2 陈榆源, 刘平襄. 国际航空, 1987; (10): 82—83
- 3 Guarracino J, Coryell S, Delvocchio R. AD-A036898, 1977
- 4 Harrison M W D. Aircrew experiences in USAF ejections, 1971—1977, SAFE Fall Quater, 1979; 19(3):
- 5 Glaister W C, David H. Physiological limitation to high speed escape, N76-27857, 1976
- 6 张云然, 吴桂荣. 气动实验与测量控制, 1991; 5(3): 22
- 7 张云然. 高速气流吹袭下人体上肢的运动微分方程. 全国第二届生物固体力学学术讨论会论文汇编B-1集, 石家庄, 1986