

人的头部受撞击时的生存界限

北京航空学院 王幼复 马和中

撞击，从物理上讲是一种时程极短而数值很大的过载，通常多发生在碰撞、击毁、坠落、极快地减速、降落伞开伞、弹射脱险等情况下。目前世界上仅由于交通事故而死亡于此的就达 30 多万到 40 多万人。这是一个超大量死亡的问题，也是一个需要各个学科、各方面配合进行研究的课题。

撞击对人体的损伤有两大类型，一种是局部的撞击损伤，一种是全身撞击损伤。

局部撞击损伤主要发生在人体的某个部位受到很大的撞击的时候，其中危险性最大、死亡率最高、最重要的局部撞击损伤就是头部撞击损伤。

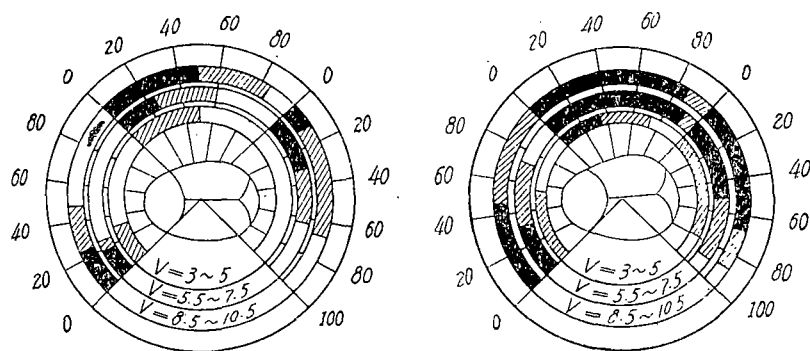
一、头部撞击损伤

头部撞击损伤是所有造成死亡的撞击损伤中最主要的，据统计，仅汽车发生事故而造成的死亡中，头部损伤引起的死亡，在各个国家中都占 65—70% 左右。

我们知道，如果给脑以实质性的损伤，则必引起一定时间的意识障碍，一般的概念是把轻度意识障碍作为标准来确定一个安全值，而我们现在要研究的是生存界限，是要考虑比这一般概念更为严重的状态。

头部撞击的损伤，其严重程度与许多因素有关。首先是撞击过载的数值和作用时间。一般来说，作用时间短于 0.001 秒的撞击，颅骨破裂的耐受限度约为 300—400G；而若作用时间为 30—40 秒时，则耐受限度就只有 70—80 G 了。可见作用时间越长，耐受的过载值就越低。一般认为常见的碰撞，其颅骨的有效耐受限度为 100G 左右。

头部撞击的损伤除了与撞击力的大小和作用时间密切相关外，在很大程度上还取决于碰



(a) 头部触地撞击初期损伤

(b) 头部触地撞击近期损伤后果

图 1

撞时接触的面积以及碰撞物体的形状等,比如,尖头物体,用不大的撞击力就可能刺入颅腔内造成危险性损伤,而较平坦的物体所造成的撞击损伤,在同样条件下则可能不大。

另外,头部受到撞击后,也许没有造成颅骨破裂,但是由于脑在颅壳内强烈的位移而引起脑振荡,从而造成一系列的症。但是头部撞击的脑振荡耐受性又与人脑的自然振动频率(固有振动频率)有关。根据对3000名脑振荡病例的一个调查资料,我们把它总结于图1中,由图中可以看到脑损伤的初期症状、后期症状与碰撞速度间的关系。该图表示的是无防护时头触地损伤,图中的黑色带表示病情坏,斜线带表示病情不良,白色带表示病情良好,V表示撞击速度(米/秒),圆圈中央的头颅图表示损伤部位,圆圈外的数码表示各种损伤所占百分数值。

头部受到撞击形成的颅脑损伤与撞击力有关。头部受到撞击后,引起头颅及其内容的损伤,可根据撞击力作用于头部的方式分为:

1. 直接撞击作用 撞击物直接与头部接触。这又可分为:

1) 加速性撞击损伤。此时头部处于静止状态,撞击物以一定速度撞击于头部,其损伤多发生于头的受击部位。这种加速性撞击可以引起颅骨骨折或硬脑膜外血肿。

2) 减速性撞击损伤。此种情况是头部以运动状态撞击于静止物体上,它造成的损伤或为着力点处骨折、血肿,或为对冲伤。

2. 间接撞击作用 没有撞接物直接碰到头部。它又可分为:

1) 坠落伤。但着地并不是头部,而是其他部位首先着地,通过脊柱将力传到颅底引起骨折或脑损伤。

2) 挥鞭伤。外力作用于身体某个部位,使头部产生惯性加速度,造成脑损伤。

此外爆炸气浪、冲击波也可引起颅脑的损伤。

上面只是一个粗略的归纳和分析。为了进一步研究头部撞击损伤问题,需要研究头部撞击耐受性界线,为此又首先要确定损伤烈度标准。

二、损伤烈度

为了确定生存界限,首先必须订出表示人体生存界限的损伤烈度(Injury Scale)。对交通工具而言,应当对下面两方面损伤度进行测定:(1)交通工具的严重损伤度(Vehicle damage Severity);(2)乘员的医学损伤烈度。由此即可进行相关的探讨、研究,并在理论分析的基础上制定出安全措施和对策。

由于前者是测定人工制造结构的损伤度,自然是可以由人们根据设计予以控制的,因此可以表现为某种程度的理论上的正确性。然而后者却是不能由人们设计所确定的极复杂的有机体。因此要想从数学上合理地计量其损伤烈度而得到完整的记载则是极为困难的。尽管如此,许多国家的研究机关、高等学校等仍为损伤的标准化作出了努力。但是由于各个国家和机构所作的规定和测定方法、标准都不尽相同,因此相互之间的互换性就比较困难。所以在这方面使国际上得到统一标准是很迫切的问题。1971年美国以医师学会为中心提出了简略损伤烈度(AIS: Abbreviated Injury Scale)。许多国家相继采用了这一标准,在此基础上不断完善,最终于1979年正式确定了这一完整的标准。现将这一规定列于表1,而所谓人的生存界限即指该表中AIS的4.0级。

表 1 AIS 烈 度

AIS 级	名 称	损 伤 程 度	伤 害 种 例
0	无 伤	未受伤, 无任何痕迹; 碰撞, 但无任何痕迹	
0.5	微 伤	确认极轻微的伤势 (不管主诉有无)	仅表皮擦脱、皮下或皮内淤血
1.0	轻 伤	不需要医师治疗的伤	仅消毒、包扎即可; 轻微火伤
1.5	中等伤一度	需要医师简单的治疗 (仅简单治疗即可)	压迫包扎, 简单整骨按摩处理; 用保护带; 使用外用药物等
2.0	中等伤二度	需要专门医师的治疗 (多数不一定需要住院)	缝合; 结扎止血; 使用夹板等
2.5	重伤一度	需要住医院治疗	疑有骨折, 疑有内脏破裂, 或疑有轻度头盖骨折、脑挫伤
3.0	重伤二度	需住院治疗三周以上; 残留重度后遗症	骨折、内脏破裂等, 要多次或多处手术的伤势
4.0	重 病	生命危险的伤	
5.0	濒 死	处于重病症状之下, 且脱险希望甚微	
6.0	死 亡 1	12—24 小时内死亡的伤	
7.0	死 亡 2	3—11 小时内死亡的伤	
8.0	死 亡 3	0.5—2 小时内死亡的伤	
9.0	死 亡 4	立即死亡 (包括 29 分钟内死亡)	
9.9	不 详	损伤关系不明或不详	

注明: 0.5, 1.5, 2.5 级只在日本作了规定, 在美国的 AIS 中并未包括。

表 2 颅脑损伤分级标准

别级 标准	第 I 级 (轻 型)	第 II 级 (中 型)	第 III 级 (重 型)
①	伤势轻微, 昏迷时间在半小时以内或伤后无意识障碍	伤势较重、昏迷时间在半小时以上	伤势极重, 持续昏迷或昏迷迅速加深, 或清醒后又昏迷, 或谵妄烦躁等
②	头部软组织可有轻度的损伤, 但无颅骨骨折	头部软组织可有严重的损伤, 可有颅骨骨折	可有十分严重的头部软组织损伤和广泛的颅骨骨折
③	自觉或客观症状较轻 (如轻度头痛, 头昏, 眩晕等)	自觉或客观症状较重或较多 (如剧烈头痛, 多次呕吐等)	自觉或客观症状皆突出严重 (如进行性剧烈头痛, 持续性呕吐, 呼吸道分泌物迅速增多, 出现急性肺水肿, 大小便失禁等)
④	生命机能的反应不明显 (体温、脉搏、呼吸、血压等限于轻度的波动) 或完全正常	生命机能的反应较明显, 但非严重的机能障碍	生命机能的反应极端突出 (如中枢性高热或体温过低; 脉强有力或细弱增速或不规则; 呼吸减慢或急促或不规则, 或出现毕奥氏或陈施氏型呼吸; 血压过高或过低, 波动不稳等), 或全无反应
⑤	神经系统无阳性体征出现	神经系统有阳性体征, 但较轻微 (如两侧深浅反射不对称, 有锥体束受损征等)	神经系统有突出严重的体征出现 (如两瞳孔不等大, 极度缩小或相等散大, 光反应迟钝或消失; 角膜、吞咽反射消失; 深反射亢进或消失, 肌张力增加或消失; 肢体瘫痪, 去脑强直等)

对于颅脑损伤，依其损伤程度的轻重亦应于以分级，分级的标准应根据：①伤势的严重性，伤后昏迷时间的长短和意识的变化；②头部软组织和颅骨损伤的性质；③主观或客观症状的轻重；④生命机能反应的严重性；⑤神经系统体征的特征。根据这五条标准，全部颅脑损伤分为 I, II, III 三级，见表 2，而所指颅脑损伤生存界限则指表中第 III 级即重型。

三、头部受到撞击的损伤准则

人的头部受到撞击后，为了确定头部的耐受性及其生存界限，需要建立头部损伤准则。有关这方面的基础研究包括两个部分：(1)头部在医学生物学方面的反应，如颅骨骨折、脑损伤病理等；(2)在物理学方面的解释，如空腔效应、剪切等。

对志愿人员、尸体、动物(主要是猴子)以及假人(human impact test dummy)予以撞击，所得到的对人体损伤的各种结果已由许多研究人员进行了整理，并给出各种头部受撞击时的耐受性模型。

1. 韦恩状态头部损伤容限曲线 (WSTC: Wayne State Head Injury Tolerance Curve)

Lissner (1960), Gurdjian (1961) 以及 Patrick (1963) 等根据志愿人员、尸体的坠落试验以及动物的试验得到了头的前部撞击在无缓冲材料的表面 (unyielding surface) 时人头部的撞击耐受性界限，如图 2 中曲线即表示人头的前部撞击在无缓冲材料平面时头部撞击耐受性界限。

Patrick 提出有效加速度概念，这是全波形的平均加速度

$$G_{\text{eff}} = \frac{1}{T} \int G(t) dt$$

它表示当前额与无缓冲的平表面撞击时的撞击耐受性，一般取界限值为

$$\text{危险值} > 80G, 6 \text{ 毫秒}$$

然而，对于活体的影响与有效加速度之间建立这种关系是否合适，已提出了许多看法，因而又建立了 SI 标准。

2. 加德严重性指标 (SI, 或 GSI: Gadd Severity Index)

人体的损伤除了和加速度-时间这一因素有关外，由于人体所具有的粘弹性也控制着对人体的损伤程度的大小，因此加德(Gadd)引入了一个加权因子概念，并取这个加权因子为 2.5。于是 $a(t)$ 的加权冲量积分为

$$SI = \int_0^t [a(t)]^{2.5} dt$$

其中时间单位为秒，加速度单位为 g 。给出损伤耐受性界限值为

$$SI_{0.1} = 1500$$

根据实验统计结果，微伤(minor)到中等伤(moderate)的头颅积分值 SI 的界限值 $SI_{0.1}$ 原来取为 1000，但 1971 年左右认为这个数值过于谨慎，因而提出 1500—2000 更为恰当。

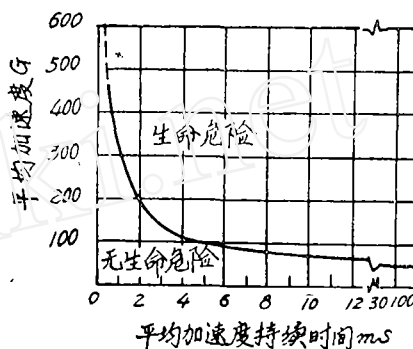


图 2

3. 头部损伤判据 (HIC: Head Injury Criterion)

Versace 提出平均冲量概念, 令 \bar{a}_{12} 是单位质量在 t_1 到 t_2 的时间间隔内的平均冲量

$$\bar{a}_{12} = \int_{t_1}^{t_2} a(t) dt / (t_2 - t_1)$$

再给 \bar{a}_{12} 以加权因子 2.5, 则定义 $a(t)$ 的加权冲量最大值为

$$\text{HIC} = \text{all}_{t_1, t_2}^{\max} [\bar{a}_{12}^{2.5} (t_2 - t_1)] \quad (0 < t_1 < t_2 < t)$$

损伤耐受性界限值是

$$\text{HIC}_{1.01} = 1000$$

4. 损伤危险指标 (IHI: Injury Hazard Index)

Furusho 和 Fujii 进一步考虑到头部受撞击时头颅的耐受性界限是与持续时间有关的, 即耐受性界限值是撞击持续时间 τ 的函数 $f(\tau)$, 因此提出如下的标准:

$$\text{IHI} = \left\{ \left(\frac{1}{t_2 - t_1} \int_{t_1}^{t_2} a^n(t) dt \right)^{1/n} / f(\tau) \right\} \times 1000$$

其中 $a(t)$ 为头部的加速度, g ; t_1, t_2 为撞击中任意的时间; $f(\tau)$ 为持续时间为 $\tau (=t_2 - t_1)$ 时的耐受性界限值; n 为耐受性界限曲线斜率。

由上式可以看出, 它是从耐受性界限曲线出发, 考虑了该曲线随撞击时间间隔不同时, 撞击耐受性界限值及其梯度的影响。

用此标准所确定的头部撞击临界耐受性值, 相当于 GSI 为 1200, 或 HIC 为 1350。

5. J 容限指标 (JTI: J-Tolerance Index)

把人的头部看作是弹性阻尼的粘弹性系统, 其质量为 m , 弹性常数为 k , 阻尼系数为 c 。该系统的自振频率和阻尼是可以测定的。在受到 $a(t)$ 的撞击后, 从接触算起以位移为主要参量, Slattenschek 取撞击模型如图 3, $\omega_n = \sqrt{k/m}$ 弧度/秒, $\beta = c/c_i$, 可得到 $\omega_n = 635$, $\beta = 1.0$ 。

撞击的耐受性参量规定为

$$J = \frac{x_{\max}}{0.0925} \text{ 英寸/英寸}$$

得到的耐受性界限为 $J_{1.01} = 1.0$ 。

6. 修正的脑模型 (RBM: Revised Brain Model)

Fan 所取的撞击模型仍是粘弹性的弹性阻尼系统, 如图 3, 但所得自振频率及阻尼数值与前不同, 其特性为 $\omega_n = 175$, $\beta = 0.4$, 所得到的耐受性界限值也不同, 当 $T < 20$ 毫秒时, 取 $X_{1.01} = 135.3$ 英寸/秒。当 $T > 20$ 毫秒时, 取 $x_{1.01} = 1.25$ 英寸。这表明头颅的撞击耐受性与受撞头颅的自振频率(或周期)有关, 因而造成危险的参数值也不同。

7. 有效位移指标 (EDI: Effective Displacement Index)

Brinn 仍将人头部受到撞击着作是一粘弹性的弹性阻尼系统, 如图 3 所示。所得到的自振频率和阻尼值为 $\omega_n = 482$, $\beta = 0.707$, 他仍用有效位移作为主要参量, 但所得撞击耐

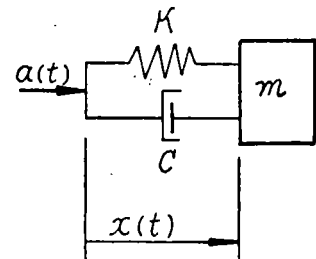


图 3

受性的界限值如表 3, 其中 A-P 指由前额至后枕的方向。

表 3

$X_{i,01} =$	A-P	保守储备值
真人	0.15 英寸	0.18 英寸
人体模型	0.17 英寸	0.20 英寸

8. 最大应变判据 (MSC: Maximum Strain Criterion)

密执安大学 McElhaney, Stalmaker 对各种尺度不同的猴子头部的前、后、侧、顶部给以撞击, 撞击是将方形波、正弦半波和三角波分为各种等级进行的, 并分别计算它的

(1) 加速度; (2) 持续时间; (3) 由于加速度、持续时间而造成的头颅变形与头部直径之比, 即根据头部阻抗特性的表达式计算其平均应变。

罗猴(Rhesus)的头部最大耐受性应变值为 $\epsilon = 0.0320$ 英寸/英寸, 这意味着相对于头颅直径而言的“颅+脑”的应变是 0.0320。与此对应的由动物试验所确定的损伤度为三级, 即损伤程度定为残留有机能障碍状态。进而根据大量猴子的实验值和对志愿人员以及尸体的头部进行撞击所得数值推算出的人头部受撞击时耐受性界限值为 $\epsilon = 0.006$ 英寸/英寸。它意味着猴子(人也如此)的脑组织强度无论从哪个方向撞击, 都具有相等的耐受性。

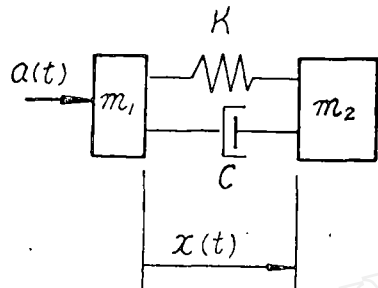


图 4

他们给出的人的头部受撞击模型为图 4 所示的粘弹性的弹性阻尼系统, 其中 $m_1 = 0.61$ 磅; $m_2 = 10.0$ 磅; $C = 2.0$ 磅·英寸; $K = 50000$ 磅·英寸。

定义应变 $\epsilon = x_{max}/l$, 人类 $l = 5.75$ 英寸(A-P 前额至后枕), 故其耐受性界限值

$$\epsilon_{i,01} = 0.0061 \text{ 英寸/英寸}$$

将以上数据按照时间序列加以归纳, 即得到图 5 所示规律(指前撞击)。曲线表示头部受前撞击时头部耐受性界限值随时间的变化关系, 其中图内所指的重伤区应该对应于损伤烈度 AIS 表中的哪一级, 尚不明确, 应由国际上统一规定。

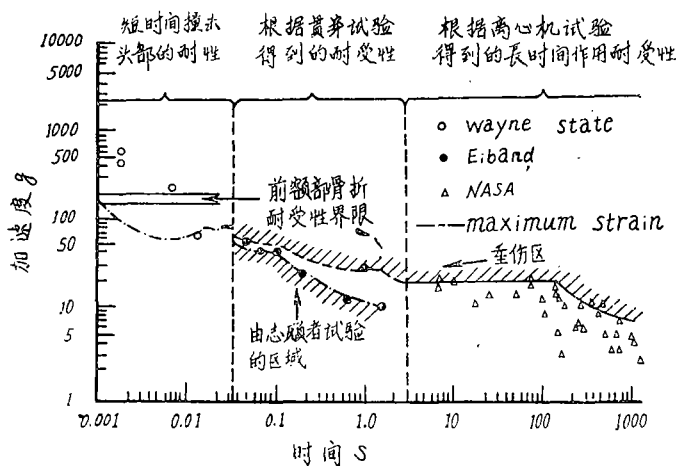


图 5 根据前撞击的头部耐受性界限的各种数据所作出的连接图线 [J.H.McElhaney 等人和古庄等人]

四、结 语

人头部受撞击的生存界限是生物力学中人体耐受性极限研究中重要课题之一，它的研究成果与航空、宇航、交通以及其他工业生产密切相关。因此本文所归纳的各种力学模型和耐受性界限值，以及最终所得头部受前撞击时的界限曲线，对飞行器及其他交通工具，以及有关机器设备的设计和劳动防护、运动保护等都提供了重要依据。它们所给出的结论的正确性都有一定的可靠性。但作为今后进一步的研究，尚需对各种损伤类别的撞击生存界限予以深入探讨。为此需要对脑和脊椎神经损伤的机理，以及引起脑振荡、颅骨损伤机理与最小加速度等问题上进行深入研究。

本文承本校王德荣、张承煦同志及北京医学院蔡振通同志提出宝贵意见，此处表示诚挚谢意。

参 考 文 献

- [1] The Abbreviated Injury Scale (1976), AMA/AAAM.
- [2] 松野, (1978), 昭和53年度第3回交通科学总合ツンポツウム (昭53-10), 2.
- [3] McElhaney, J. H. (1976), Hand Book of Human Tolerance, JARI.
- [4] 自动车工学便览 (1974), 第1分册 (昭49), 自动车技术会, 6-27.
- [5] Gurdjian, E. S. (1975), Impact Head Injury, Charles C. Thomas.
- [6] Gurdjian, E. S. (1970), Impact Injury and Crash Protection, Charles C. Thomas.
- [7] King, W. F. and Mertz, H. J. (1973), Human Impact Response, Plenum Press.
- [8] 森安, (1976), 交通医学头部外伤の社会医学的研究, 医占药出版.
- [9] Mackay, G. M. (1973), 4-th Int. Technical Conf. on ESV(601), NATSA.
- [10] 松野正德 (1979), 冲突に対する人間の生存限界, 日本机械学会志, 82, 726.
- [11] 山田博 (1979), 人体の強度と老化, 日本放送出版协会.
- [12] 武汉医学院第二附属医院外科 (1975), 颅脑损伤, 上海人民出版社.
- [13] Liu, Y. King (1978), Biomechanics of Closed head impact, *J. Eng. Mech. Div.*, EM 1.
- [14] Fung, Y. C., Perrone, N. and Anliker, M. (1972), Biomechanics: Its Foundations and Objectives, Prentice-Hall, Englewood Cliffs, N. J.