

人头颅受直接撞击作用的力学分析研究进展

杨宜谦 马和中

北京航空航天大学固体力学研究所, 北京 100083

薛 菲

中国原子能科学研究院, 北京 102413

提要 本文试图回顾近几十年人头颅受直接撞击作用的力学分析的研究进展情况。简要介绍了脑损伤的临床表现和3种主要的脑损伤的生物力学机理, 着重对研究中所采用的一些理想模型作了较为详细的介绍与述评, 最后指出了有待探讨的问题。

关键词 头颅; 直接撞击; 动力响应; 脑损伤

1 引言

本世纪中叶以后, 战争死亡急剧减少, 医疗水平的提高又使许多恶性传染病被有效地控制, 这样意外事故就上升为青壮年死亡的重要原因, 而其中大多数又是因为头部受到撞击而引起的颅脑损伤致死。颅脑是人的中枢神经所在, 它的损伤将直接威胁生命。颅脑撞击损伤生物力学也就因此受到重视而发展成为一个引人注目的研究方向, 它为颅脑损伤的治疗、防护以及制定交通、劳动安全规范提供了理论基础。本文从力学模型的角度出发, 详细地介绍了颅脑撞击损伤的基本概念、目前所取得的成果以及人们所共同关心的问题, 最后指出了有关研究趋向。

2 脑损伤的临床表现

脑损伤的形式是多种多样的。颅脑损伤的研究者通常把脑损伤分为原发性脑损伤和继发性脑损伤。原发性脑损伤是外力作用于头部而直接引起的脑损伤, 包括脑震荡、脑挫裂伤、脑干损伤和丘脑下部损伤, 它们可以单独发生, 也可以合并存在。继发性脑损伤是由原发性损伤引起的脑内继发性病变, 包括颅内血肿、脑水肿和脑软化等。

意识障碍是脑损伤病人最常见的症状, 伤后意识障碍的程度和持续时间是反映脑损伤轻重的一个最好的指标。意识障碍分嗜睡、朦胧及昏迷, 后者又分浅昏迷、中度昏迷及深度昏迷。头痛呕吐亦常见, 如头痛加重, 则应考虑颅内血肿的可能。瞳孔的变化对病情和预后估计都有很大的价值, 双瞳孔不等大, 可见于一侧动眼神经损伤、霍纳氏综合症及颅内血肿所致的小脑幕孔疝, 前两者多在伤后立即出现, 后者多在伤后数天出现。肢体活动障碍、伤后

立即出现的偏瘫，常是脑组织原发性损伤的表现，在晚期出现者，则为继发性病变（颅内血肿、脑水肿等）引起。脑损伤后常引起血压、脉搏及呼吸的变化，严密观察生命体征的变化，对分析伤情和进行急救都很有必要。

3 脑损伤的生物力学机理

为了更好地理解头颅撞击模型的发展，先简要地介绍脑损伤的生物力学机理。50多年来，研究者们提出了许多种头颅受撞击作用下的脑损伤机理，总结起来，主要有3种：

①**线性加速度假说** 当头颅受到闭合性撞击（硬脑膜不破）时，在颅脑内产生正负交替的压力响应，在负压区可能产生空穴，即“空化”效应。这种效应有3种形式：①撞击点颅骨凹陷后回弹形成震荡侧空化；②头部受撞击后加速，而颅脑由于惯性使对侧形成空化；③压力波在颅骨与脑组织之间传播形成共振空化。空化可在两方面造成损伤：①空化区与周围脑组织之间的压力梯度使血管破裂、神经拉断；②同时还应注意到，在脑组织中一般都溶解着一定量的气体，当压力降低时这些气体便游离和聚集起来形成空泡；在压力进一步降低时，这些空泡便溃灭，产生的冲击力导致附近的血管和神经受损。常温下水饱和蒸汽压为 $-7.0928 \times 10^4 \text{Pa}$ （相对压），若称其为临界负压，低于该值的压力称为过临界负压。据 Epstein 等^[1]的论证，惯性力起主导作用的空泡发育和溃灭时间通常为毫秒级，即如果颅内过临界负压持续时间超过毫秒级，出现空化损伤（The cavitation theory of brain damage）^[13]的可能性很大。

②**弯曲-拉伸假说** 由于头颈连接处相对的运动，从而使脑与脊髓交界处产生了弯曲变形或是弯曲-拉伸联合变形而引起的损伤。

③**旋转加速假说** 脑与颅骨之间，脑组织的各部分之间的相对角运动产生了剪切力，颅骨内表面粗糙的隆凸很容易划伤和挫伤脑组织。此外，在旋转时枕骨大孔附近的神经纤维也可能被切断。这种机理的原因是脑的剪切模量（5赫兹时为6.9 kPa，350赫兹时为88.3 kPa）远小于体积模量（在各种频率下均为2.1 GPa），因此发生剪应变的可能性比发生正应变的可能性要大很多。

以上每一种假设都被一部分事故分析、临床观察和动物实验模拟证实，但又都不能解释全部损伤结果。观察到的结果很可能是由这些机理联合作用造成的。

4 生物力学模型

头颅受直接撞击作用的生物动力学响应的数学模拟是困难的，因为它需要研究内部充满液体的可变形固体的行为，或者是两种不同材料性质的粘弹性介质。头部撞击损伤问题的研究历史中，经历了把颅骨假设为刚性、弹性、粘弹性材料，把脑组织假设为无粘性液体、粘弹性介质的过程。而且颅脑在解剖学上的几何复杂性，也给建模制造了困难。这个困难通常被简化假设所克服，即假设头颅是球壳或椭球壳，也有研究者用实际几何形状进行计算。

①**弹性球壳模型** 鉴于刚性球壳模型的缺陷，Goldsmith(1966)^[2]指出必须采用弹性球壳假设。Engin(1969)^[3]第一个采用了这种改进的模型，把颅脑看成是内部充满无粘、无旋液体的弹性薄球壳，用有矩理论研究了在径向轴对称冲击载荷（Dirac delta函数）下的动

力响应,得到了壳体中位移和应力分布以及液体压力变化的封闭(无穷级数)解。其冲击载荷是分布在 15° 角球冠上、大小为 3.77MPa 的常值载荷。壳体位移和应力的数值结果是合理的,但是液体压力超过了 $\pm 20.69\text{MPa}$ 。Benedict等(1970)^[4]采用无矩理论用有限差分法求解了有限持续脉冲问题,这种模型在持续时间为 1ms 、分布在 15° 角球冠上的非常值载荷(球顶处为峰值 8.97MPa ,在球冠边界减小到 80%)作用下,撞击处液体压力峰值范围为 $-0.38\sim 1.15\text{MPa}$ 。Liu等(1971)^[5]发展了Engin(1969)^[3]的解,考虑了有限持续脉冲载荷。计算得到的压力仍然在 $\pm 20.69\text{MPa}$ 的范围,载荷分布作用在 15° 角的球冠上,峰值为 3.77MPa 。他认为计算得到的液体压力比实际大了5倍以上,从理论上说,如

果考虑系统的阻尼,压力将减小。Kenner和Goldsmith(1972,1973)^[6,7]通过实验检验了Engin(1969)^[3]和Benedict等(1970)^[4]的模型,但是把Engin模型修正为与Liu等(1971)^[5]相同的模拟有限持续脉冲。实验是用充满水的铝球壳来模拟颅脑,发现Engin修正模型比Benedict模型更接近实验结果。但是,在分布在 8° 角球冠上、峰值为 5.52MPa 的载荷下,实验和计算得到的压力都在 $\pm 0.21\text{MPa}$ 范围内(见图1,图中 \bar{r} 为无量纲化半径,

$\bar{r} = \frac{r}{R_m}$, r 为径向坐标, R_m 为铝球壳平均内半径),这比Liu等(1971)^[5]给出的值要小两个量级。尽管压力表达式有细微差别,但不足以解释这么大的差异。有一种解释认为实验中用的是粘性液体,而理论中却是无粘液体,也就是说,阻尼的存在使得液体压力大大减小,所以说Liu等(1971)^[5]的模型是无法被实验验证的。

实验中最大负压出现在撞击处,这与Benedict模型和Engin修正模型的预测相一致,但是与Engin(1969)^[3]和Liu等(1971)^[5]的预测不符。这说明了实验验证的重要性。也就是说,并不能保证这些模型能够准确地预测实际的颅脑撞击损伤。Advani和Owings^[8]把脑组织假设为弹性材料,颅骨仍用弹性球壳模拟,在颅骨和脑组织界面假设位移和应力连续。头颅承受加速度脉冲。在峰值为 150g 、持续时间为 20ms 的脉冲作用下预测的位移和正应力是合理的。上面的研究都是针对于轴对称撞击载荷的,Chan和Liu(1974)^[9]最早研究了充满液体球壳的非对称响应。他们分别研究了在球面同一点处作用的两种载荷:①与Engin(1969)^[3]相同的径向脉冲载荷;②切线脉冲载荷,大小为前者的十分之一,分布在 30° 角球冠上。其非对称运动的控制方程十分复杂,并且考虑了旋转惯性和横向剪切的影响。假设液体是无粘的,并且壳体的旋转不会影响到液体。计算出的压力形式和大小与Engin(1969)^[3]所预测的类似。

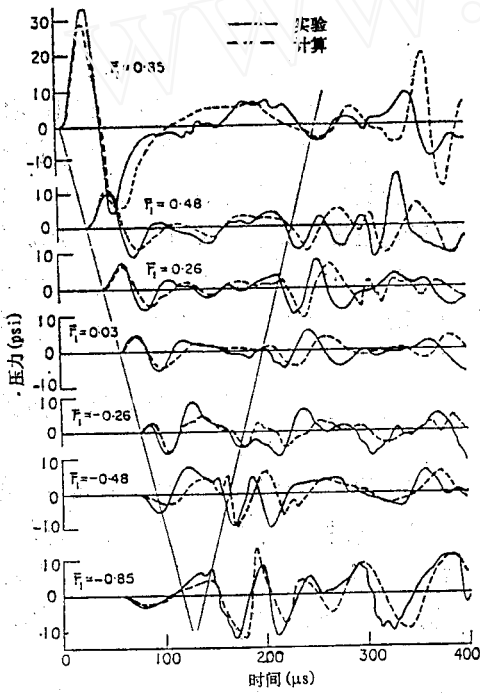


图1 液体中的压力响应^[4] (1psi=6896.92Pa)

②粘弹性球壳 以上这些模型都没有考虑材料的阻尼效应,即粘性影响。Jamison(1968)

等^[10], Fallenstein (1969) 等^[11], Galford 和 McElhane (1970)^[12] 的实验研究表明脑组织也具有粘弹性。Hickling 和 Wenner (1973)^[13] 将颅脑看成是有一个粘弹性芯的粘弹性球壳, 对其在径向轴对称载荷下的动力响应进行了研究, 他们为获得这个线性粘弹性模型所需的材料常数, 仔细研究了颅脑的材料性质。他们所采用的各向同性、线性粘弹性本构方程为

$$\sigma_{ij}(x,t) = \int_{-\infty}^t \left[G_1(t-\tau) \frac{\partial}{\partial \tau} \varepsilon_{ij}(x,\tau) + \frac{1}{3} (G_2(t-\tau) - G_1(t-\tau)) \delta_{ij} \frac{\partial}{\partial \tau} \varepsilon_{kk}(x,\tau) \right] d\tau$$

其中 δ_{ij} 为 Kronecker 记号, $G_1(\zeta)$ 、 $G_2(\zeta)$ 为描述各向同性粘弹性材料的独立的函数, 对于均匀材料, 这些函数与坐标 x 无关, 其中 $\zeta > 0$ 。冲击载荷用实验测得, 持续时间为 2—6ms 的三角形脉冲; 假设颅骨-脑组织界面处的剪应力为零, 径向应力和位移连续。这种模型预测的最大负压发生在对冲点, 并且说明了材料阻尼对于模型响应的重要意义。对于超过 12ms 的长持续时间脉冲, 他们还提出了一种很直接的比例法则, 以便通过实验测量较小的脑 (动物) 的压力来估计较大的脑 (人) 的压力。在持续时间为 2ms 的三角形脉冲作用下, 他们得到的对冲点处脑组织的压力衰减曲线见图 2。

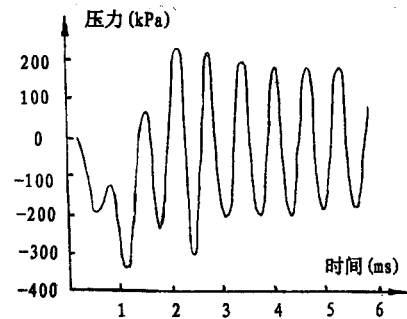


图 2 对冲点处脑组织压力衰减曲线^[13]

③ **夹层球壳** 以上这些模型都认为颅骨是均匀的薄壳, 而由解剖学知道, 颅骨实际上是由内外层的密质骨 (内板、外板) 及夹在中间的松质骨 (板障) 三层复合而成。Melvin (1970) 等^[14] 研究了内板、外板、板障的力学性质。由此, Akkas (1975)^[15] 提出了内部充满可压缩液体的三层弹性夹层薄球壳模型, 研究了在径向冲击载荷作用下的动力响应, 并与其他模型进行了比较, 指出该模型壳体的变形较其他模型小, 但液体部分的压力差异不大。Engin 等 (1978)^[16] 也对上述模型进行了研究, 并讨论了脉冲时间对脑组织的影响。Gordon 等 (1973)^[17] 假设内板和外板为弹性, 板障为弹塑性或可压缩泡沫材料, 用有限差分法研究了内部充满液体的三层球壳模型在轴对称撞击下的响应。这里并没有直接给出冲击脉冲载荷, 而是把冲击物也视为弹性, 考虑弹性接触问题, 计算出接触力, 它分布在 36° 角球壳上。这个模型预测脑中最大峰值压力为 13.79 MPa, 并把计算结果与 Liu 等 (1971)^[5] 进行了比较。当用可压缩泡沫材料模拟板障时, 脑组织中的压力减小并且光滑。Misra 和 Chakravarty (1982)^[18] 考虑了颅骨的厚度, 放弃薄壳假设, 提出了具有粘弹性芯的三层粘弹性球壳模型, 同时他们还提出了另一种考虑头颅外皮层的模型, 这是一个具有粘弹性芯的两层粘弹性球壳 (外层为皮层, 内层为颅骨), 但仅对自由振动问题进行了研究, 后来焦大宾 (1990, 1992) 等^[19, 20] 对后一种模型在轴对称脉冲载荷作用下的脑组织压力、剪应变响应进行了分析。他们得到的几个特征时刻冲击轴线上的脑组织压力响应见图 3, 冲击点为 $\theta = 0^\circ$ 处, 对冲点为 $\theta = 180^\circ$ 处, 可以看出脑组织内最大正压位于撞击点, 而最大负压总是出现在对冲点, 范围较大, 负压峰值约为正压峰值的 1/2, 可能产生空化损伤。计算还发现

脑组织的剪切变形很小，因而不是导致脑损伤的主要原因。在持续时间为 2ms 的三角形脉冲下，他们得到的对冲点处的脑组织压力衰减曲线见图 4。与 Hickling (1973)^[13] 的结果（见图 2）相比较可以看到，经过 6ms 后，这个模型的最大负压衰减了 81.97%，而 Hickling 模型只衰减了 47.5%，而且衰减曲线中的最大负压值为 241.66kPa，比 Hickling 模型的 372.4kPa 小三分之一左右。这说明颅外皮层具有能量耗散及阻尼作用，明显地提高了头颅的刚度和抗撞击能力，衰减了冲击能量，减轻了由于撞击引起的脑损伤。吴文周等 (1993)^[21] 还对这个模型在分别在轴对称和非轴对称脉冲载荷作用下，颅骨与脑之间的边界条件不同时，脑组织的压力和剪应变响应进行了比较。计算结果表明在非轴对称载荷作用下，脑组织对冲区出现了峰值较大的负压区。后来，焦大宾等 (1993)^[22] 又用实验验证了上述模型，实验结果与计算结果在定性方面吻合良好。

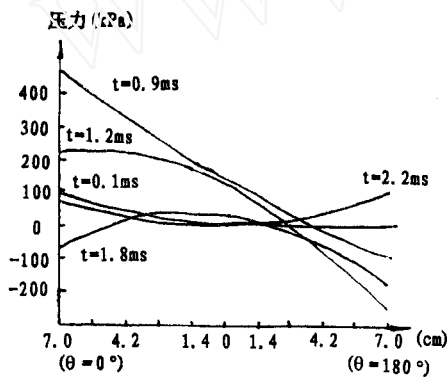


图 3 冲击轴线上的脑组织压力响应^[19]

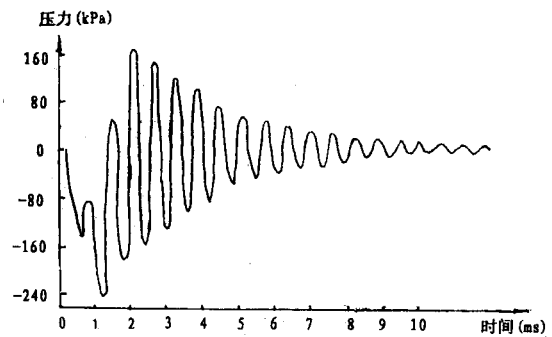


图 4 对冲点处脑组织压力衰减曲线^[19,20]

④**椭球壳模型** Goldsmith (1972)^[23] 指出颅骨的形状实际上更接近于椭球，长短轴之比大约是 4/3。Merchant 和 Crispino (1974)^[24] 和 Chan (1974)^[25] 分别提出了轴对称椭球壳模型，为了对比，他们都同时计算了球壳模型。Merchant 和 Crispino (1974)^[24] 的模型是一个充满液体的弹性(椭)球壳(有矩理论)，并用有限差分法计算在峰值为 3.72MPa，持续时间为 0.06ms、分布在 15° 角(椭)球冠上的矩形脉冲载荷下的椭球壳和球壳的响应。对于球壳，在撞击处的压力范围为 ±2.00MPa，对椭球壳为 +1.50—-3.00MPa。在对冲点，球壳的最大负压为 -0.20MPa，而椭球壳为 -0.30MPa。Chan (1974)^[25] 考虑了颅骨和脑组织的粘性，研究了有粘弹性球芯的粘弹性球壳和椭球壳，并用有限元法求解了轴对称撞击。载荷持续时间从 1ms 到 5ms 不等，峰值为 6.9MPa，分布在 20° 角(椭)球冠上。对于球壳和椭球壳模型，载荷脉冲都没有被放大，而且对冲点处的最大负压比撞击点处的小。Talhauni 和 DiMaggio (1975)^[26] 将颅脑看成是内部充满无粘可压液体的弹性椭球壳，用有限差分法分别研究了在长轴和短轴上受阶跃载荷的动力响应，并指出当载荷作用于短半轴上时，颅脑更容易受到损伤。Misra (1978)^[27] 提出的模型与 Chan(1974) 等^[25] 的类似，他计算了矩形、半正弦、不对称三种脉冲载荷在不同持续时间下颅骨内的正应力和剪应力，但没有计算脑组织中的压力响应。

⑤**实体模型** Hardy 和 Marcal (1971)^[28] 用颅骨的实体形状建立了人颅骨(无脑组织)的三维静态有限元模型，分别考虑了单一材料和变厚度的层合材料，载荷分别作用在正

面和侧面。计算结果表明, 颅骨具有良好的抵抗面部载荷的性能, 它很快由弯曲应力状态转变到薄膜应力状态。Khailil 和 Hubbard (1977)^[26], Ruan 等 (1991)^[30], Shugar 和 Katona (1975)^[31] 分别用二维有限元实体模型研究了颅脑撞击损伤。Ward 等 (1975)^[32], Shugar (1977)^[33] 以及 Hosey 和 Liu (1982)^[34] 先后用三维有限元实体模型进行了研究。Ward 的模型模拟了刚性颅骨内的脑组织响应 (其中考虑了硬脑膜进入脑组织内的皱褶)。刚性假设可能就是不能预测对冲点处颅内的真实负压的原因^[35]。脑组织仅仅在颅内振动。因为颅脑损伤常常是与颅骨变形有关, 所以这样的模型明显是不适合预测损伤的。Shugar 的模型用层合材料来模拟颅骨, 用流体或粘弹性态来模拟脑组织, 它真实地模拟了颅骨几何形状, 但是这个模型是双面对称的, 不能用来研究侧面撞击响应, 并且无法施加三维载荷, 该模型的计算结果也没有与实验数据作比较。Hosey 等的模型是一个非常全面的模型, 它包含了头-颈复合体的许多元素, 但是也未能用实验加以验证。王以进等 (1992)^[36] 用三维有限元法分析了颅脑在气流冲击载荷作用下的非线性动力响应问题, 得到了头部应力波的传播规律、颅脑损伤容限和延髓损伤特点, 证实了对冲点处的空化损伤理论, 并指出前额受冲击比枕骨受冲击更具危害, 因为前额受冲击时在延髓处产生的对冲负压使延髓内的中枢神经受损, 以致危及生命。Ruan 等 (1994)^[37] 用三维有限元模型计算了头颅撞击响应, 模型中用紧密粘接的层合壳来模拟颅骨, 用壳内充满的无粘介质来模拟脑组织, 还包含了一个流体薄层来模拟脑脊液。他们计算了脑组织中 5 个点的压力-时间历程, 并与 Nahum 和 Smith (1976)^[38] 及 Nahum 等^[35] 的尸体实验数据进行了比较, 吻合程度很好。图 5 给出了额骨受撞击时撞击点和对冲点处脑组织的压力响应, 图 6 给出了枕骨受撞击时撞击点和对冲点处脑组织的压力响应, 可以发现当枕骨受撞击时, 额骨叶中的对冲压力比当额骨受撞击

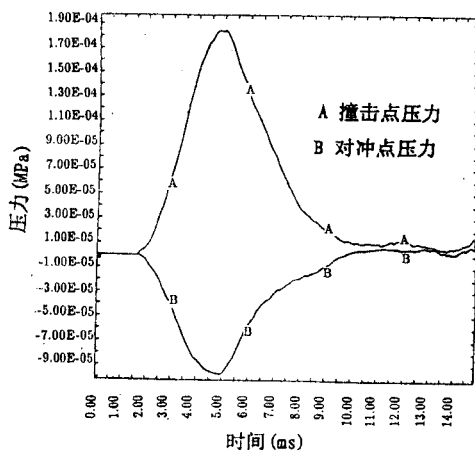


图 5 额骨受撞击时撞击点和对冲点的压力响应^[37]

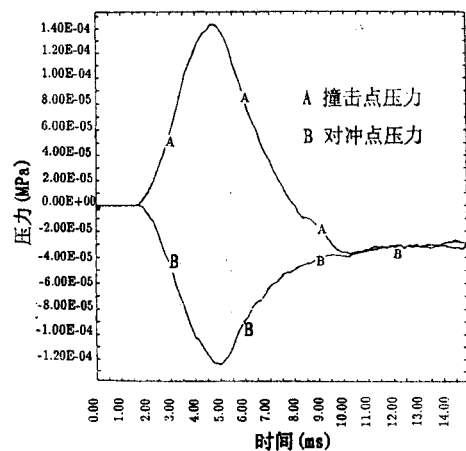


图 6 枕骨受撞击时撞击点和对冲点的压力响应^[37]

时枕骨区中的对冲压力高, 这个结论解释了临床上发现的当枕骨受撞击时发生对冲伤的可能性比额骨受撞击时的大。丁祖荣和马靖东 (1990)^[39] 在 1990 年就研制了内装液体的颅骨-颈椎模拟系统, 在施加摆锤撞击后测量了颅内液体的压力响应, 实验结果与 Ruan (1994)^[37] 的上述结论相同, 这从实验的角度证实了 Ruan 的计算模型。他们还发现, 与固定约束相比, 粘弹性颈约束能吸收较多的撞击能量, 明显降低颅骨内应力的峰值, 起到了保护颅骨的作用

用,但是却使对冲点附近的脑组织负压绝对值增大。这说明受撞击时松弛的颈比紧张的颈更容易造成脑组织的空化损伤。

⑥**头盔-头颅球壳模型** 这种模型对于劳动安全、交通、航空、军事等防护问题有直接意义。Khalil等(1974)^[40]提出的模型是用一个充满水的铝球壳来模拟颅脑,上面罩以两层分别由泡沫聚苯乙烯和铝制成的半球壳,来模拟头盔。假设脑组织为无粘液体,颅骨为弹性或粘弹性材料,头盔为弹性材料。他们用有限元法求解了该模型在轴对称冲击载荷下的响

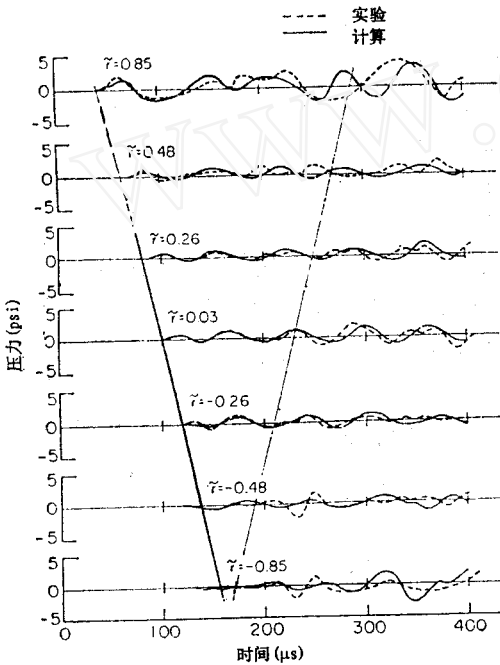


图7 液体中的压力响应^[40]

应,并做了实验比较,壳体应变和液体压力都吻合很好,另外,还用真实的头盔-颅脑系统进行了实验,考虑到头盔-颅骨和球壳力学模型在几何形状上的差异,其实验结果和计算结果的相关性还是相当好的。脑组织中的压力响应见图7(图中 r 的意义同图1),与Kenner和Goldsmith(1972)^[6]的结果(见图1)相比较可以发现,由于头盔保护,脑组织中的压力减小到无头盔保护的十分之一左右,其中泡沫聚苯乙烯吸能很多。这种模型还被进一步复杂为有五、六个组成部分的系统。Saczsalski和Richardson(1978)^[41]提出的模型把脑组织视为不可压缩材料,外面分别是球壳形的线弹性硬脑膜、线弹性颅骨、非线性头皮,头盔也是球壳形,分成内外两层,内层为高度非线性材料,外层为线弹性材料。他们用非线性有限元法分别求解了有头盔和无头盔下的撞击响应,其计算结果用实验得到了验证。

5 结束语

综上所述,20多年来,人头颅受直接撞击作用的力学分析已取得很大进展,解释了临床中提出的许多脑损伤问题。借鉴已有成果与现在的工作可以看出,本课题的研究趋向将有下列几个方面:①在模型中考虑硬脑膜(含脑镰和脑幕)、脑蛛网膜、软脑膜、脑脊液的影响;②进一步研究颅骨层合材料和脑组织各部分的力学性能参数;③在撞击处考虑接触问题;④进一步使模型接近颅脑实际形状,并考虑颈部支持和脊柱的影响;⑤使模型能够区分不同冲击部位(面部、侧部、后部和顶部等)的影响;⑥进行对比实验,以验证所提出的计算模型。

参 考 文 献

- 1 柯乃普 R T. 等. 空化与空蚀, 水利水电科学院译, 水利出版社 (1981)
- 2 Goldsmith W. The physical process producing head injury. Proc. Head Injury Conf. Lippincott, Philadelphia (1966) : 350—382
- 3 Engin A E. The axisymmetric response of a fluid-filled spherical shell to a local radial impulse—a model for head injury. *J. Biomech.*, 2 (1969) : 325—341
- 4 Benedict J V, Harris H E, von Rosenberg D U. An analytical investigation of the cavitation hypothesis of brain damage. *Trans. ASME, J. Basic Engng.*, 92 (1970) : 597—603
- 5 Liu Y K, Chan H S, Nelson J. Intracranial pressure wave propagation in closed head impact. Proc. Summer Computer Simulation Conf., Boston, M A. (1971) : 984—994
- 6 Kenner V H, Goldsmith W. Dynamic loading of a fluid-filled spherical shell. *Int. J. Mech. Sci.*, 14 (1972) : 557—568
- 7 Kenner V H, Goldsmith W. Impact on a simple physical model of the head. *J. Biomech.*, 6(1973): 1—11
- 8 Advani S H, Owings R P. Structural modelling of the human head, ASCE Preprint No. 2228 (1974)
- 9 Chan H S, Liu Y K. The asymmetric response of a fluid-filled spherical shell—a mathematical simulation of a glancing blow to the head. *J. Biomech.*, 7 (1974) : 43—59
- 10 Jamison C E, Marangoni R D, Glaser A A. Viscoelastic properties of soft tissues by discrete model characterization. *J. Biomech.*, 1 (1968) : 33—46
- 11 Fallenstein G T, Hulce V D, Melvin J W. Dynamic mechanical properties of human brain tissues. *J. Biomech.*, 2 (1969) : 217—226
- 12 Galford J E, McElhaney J H. A viscoelastic study of scalp, brain and dura. *J. Biomech.*, 3(1970): 211—222
- 13 Hickling R L, Wenner M L. Mathematical model of a head subjected to an axisymmetric impact. *J. Biomech.*, 6 (1973) : 115—132
- 14 Melvin J W, Robbins D H, Roberts V L. The mechanical behaviour of the dipole layer in the human skull in compression. In: Developments in Mechanics, Vol.5, Proc. of the 11th Midwest Conf. on Mechanics, Iowa State University Press (1970) : 811—818
- 15 Akkas N. Dynamic analysis of a fluid-filled spherical sandwich shell—a model of the human head. *J. Biomech.*, 8 (1975) : 275—284
- 16 Engin A E, Akkas N. Application of a fluid-filled spherical sandwich shell as a biodynamic head injury model for primates. *Aviation, Space and Environmental Medicine*, 49 (1978) : 120—124
- 17 Gordon S L, Moskowitz G D, Byers R K. Analysis of a multi-layered spherical head impact model. ASME Paper No.73-DET-113 (1973)
- 18 Misra J C, Chakravarty S. A free-vibration analysis for the human cranial system. *J. Biomech.*, 15 (1982) : 635—645
- 19 焦大宾, 吴文周, 杨桂通. 人头颅受撞击作用的力学模型分析. 生物力学研究与应用 (杨桂通、岑人经主编), 华南理工大学出版社, 广州 (1990) : 119—124
- 20 焦大宾, 吴文周, 杨桂通. 人头颅受撞击作用的力学分析. 中国生物医学工程学报, 11 (1992) : 141—149
- 21 吴文周, 焦大宾, 雷刚, 徐中林. 人头颅受非轴对称撞击作用的力学分析. 生物力学进展 (杨桂通, 吴望一, 刘延柱, 陈君楷主编), 科学出版社, 北京 (1993) : 244—249
- 22 焦大宾, 吴文周, 雷刚, 徐中林. 人头颅力学模型的实验分析. 生物力学进展 (杨桂通, 吴望一, 刘延柱, 陈君楷主编), 科学出版社, 北京 (1993) : 250—252
- 23 Goldsmith W. Biomechanics of head injury. In: Fung Y C, Perrone N, Anliker M(eds). *Biomechanics, its Foundations and Objectives*, Prentice Hall, Englewood Cliffs, NJ (1972) : 585—634
- 24 Merchant H C, Crispino A J. A dynamic analysis of an elastic model of the human head. *J. Biomech.*, 7 (1974) : 295—301
- 25 Chan H S. Mathematical model for closed head impact. Proc. 18th Stapp Car Crash Conference (1974) : 557—578
- 26 Talhauni O, DiMaggio F. Dynamic response of a fluid-filled spheroidal shell—an improved model for studying head injury. *J. Biomech.*, 8 (1975) : 219—228
- 27 Misra J C. Stress in a human skull due to pulse loading. *Ing. Arch.*, 47 (1978) : 329—337
- 28 Hardy C H, Marcal P V. Elastic analysis of a skull. Technical Rep. No.8, Div. of Engr., Brown University (1971)

- 29 Khalil T B, Hubbard R P. Parametric study of head response by finite element modeling. *J. Biomech.*, **10** (1977) : 119—132
- 30 Ruan J S, Khalil T B, King A I. Human head dynamic response to side impact by finite element modeling. *Trans. ASME J. of Biomechanical Engineering*, **113** (1991) : 276—283
- 31 Shugar T A, Katona M G. Development of a finite element head injury model. *J. ASCE Engng Mech. Div.*, **101** (1975) : 223—239
- 32 Ward C C, Thompson R B. The development of a detailed finite element brain model. Proc. 19th Stapp Car Crash Conf. (1975) : 641—670, SAE Paper 751163
- 33 Shugar T A. Transient structural response of the linear skull-brain system. Proc. 19th Stapp Car Crash Conf (1975) : 581—614
- 34 Hosey R R, Liu Y K. A homeomorphic finite element model of the human head and neck. In: Gallagher R H, Simon B R, Johnson T C, Gross J F(eds). *Finite Element in Biomechanics*, John Wiley and Sons (1982) : 379—401
- 35 Nahum A M, Smith R, Ward C C. Intracranial pressure dynamic during head impact. Proc. 21st Stapp Car Crash Conf., SAE Paper No. 770922 (1977)
- 36 王以进, 李永丰, 陈跃敏, 秦颂. 人体头部的瞬间动力学响应, 第三届全国计算力学会议论文集——计算力学理论与应用, 科学出版社, 北京 (1992) : 200—203
- 37 Ruan J S, Khalil T, King A I. Dynamic response of the human head to impact by three-dimensional finite element analysis. *Trans. ASME J. of Biomechanical Engineering*, **116**, Feb (1994) : 44—50
- 38 Nahum A M, Smith R. An experimental model for closed head impact injury. Proc. 20th Stapp Car Crash Conf., SAE Paper No. 760825 (1976)
- 39 丁祖荣, 马靖东. 颅内液对撞击载荷的压力响应, 生物力学研究与应用 (杨桂通, 岑人经主编), 华南理工大学出版社, 广州 (1990) : 44—48
- 40 Khalil T B, Goldsmith W, Sackman J L. Impact on a model head-helmet system. *Int. J. Mech. Sci.*, **16** (1974) : 609—625
- 41 Saczalski K, Richardson E Q. Nonlinear numerical prediction of human head/helmet crash impact response. *Aviation, Space, and Environmental Medicine*, **49** (1978) : 114—119

A REVIEW ON THE MECHANICAL ANALYSIS OF HUMAN HEAD UNDER DIRECT IMPACT

Yang Yiqian Ma Hezhong

Institute of Solid Mechanics, Beijing University of Aeronautics and Astronautics, Beijing 100083

Xue Fei

Institute of Atomic Energy, Beijing 102413

Abstract The present paper gives a historical summary of the mechanical analysis of human head under direct impact in recent years. Three kinds of biomechanical mechanisms of brain injury are introduced and follows a detail review on some ideal models that have been employed in the researches. And the research trends in this field are discussed.

Keywords *head; direct impact; dynamic response; brain injury*