

TOLERANCE LEBKY A MOZKU NA VNĚJŠÍ MECHANICKÉ PŮSOBENÍ

Jiří Straus¹

Abstrakt

Poranění lebky a dále mozku patří mezi poranění velmi častá a velmi frekventovaná jsou smrtelná poranění. Proto jsou forenzní biomechanická aplikace značně důležitá pro proces vyšetřování závažné trestné činnosti, kdy pachatel útočí na oběť směrem na hlavu. Zatížení hlavy při tupém poranění nebo impulsní zatížení lze kvantifikovat řadou parametrů. Biomechanická analýza umožňuje vyjádřit toleranci organismu na vnější zátěž podle velikosti dynamické složky síly a velikosti záporného zrychlení v intervalu zatížení. Toleranci organismu zatížení hlavy lze vyjádřit jako funkci záporného zrychlení v době destrukce, vnější síly a nitrolebního tlaku

1. OBECNĚ K PROBLÉMU

Tupá poranění hlavy jsou významná jednak pro její exponovanou polohu, ale též proto, že skoro vždy při napadnutí druhou osobou se stává přímo objektem ta část těla, ve které je životně důležitý orgán. Při biomechanickém posuzování poranění lebky je nutné především přihlížet ke skutečnosti, že zlomenina lebky sama o sobě nemusí být provázena vážným poraněním mozku a jeho plen, naopak i bez poranění lebečních kostí může jít o úraz smrtelný. Všechna poranění lebky jsou spojena s nějakým, třeba sebemenším poraněním mozku (PAVROVSKÝ 199).

Jako zlomenina lebky je označováno každé porušení celistvosti jedné nebo více kostí lebních, způsobené násilím. Násilí, které je vyvolává, je způsobeno buď úderem tvrdým předmětem nebo nárazem hlavy o tvrdý předmět. Ke vzniku zlomeniny je ovšem třeba přitom zapotřebí, aby hlava poskytla působícímu násilí jistý stupeň odporu, neboť jinak by se prostě vlivem nárazu odklonila a ke zlomenině by nedošlo. Není-li zabráněno pohybu hlavy tím, že např. spočívá na tvrdém předmětu, uchyluje se hlava vlivem nárazu pohybem v kloubu atlantookcipitálním a atlantoepistrofálním. Uchýlení hlavy od působícího násilí je omezeno rozsahem pohyblivosti v uvedených kloubech, který je dán zejména jejich poměrně neporušenými vazy. Tyto vazy někdy působí jako protisíla proti účinku násilí na lebku. Přitom se hlava může vychylovat různými směry, mimo jiné ji násilí působící shora může vtlačovat proti páteři. Tento způsob násilí a pohybu lebky není nikterak vzácný, dochází k němu např. při dopadu lebky na zem nebo při nárazu hlavy o stěnu auta, vlaku apod. při dopravních nehodách, stejně tak i při dopadu těžkých předmětů na temeno lebky.

Druh a rozsah zlomeniny závisí na několika činitelích:

1. na rozměrech, hmotnosti, tvaru, konzistenci a elasticitě předmětu působícího násilí,
2. na směru, rychlosti i místě násilí,
3. na elasticitě lebky,
4. na možnosti pohybu hlavy po nárazu.

¹ Straus, Jiří, prof.PhDr. DrSc., katedra kriminalistiky Policejní akademie ČR v Praze, 974 828 504, straus@polac.cz

Předměty malého rozměru obvykle vyvolávají, je-li síla, která působí na lebku větší než elasticita lebečních kostí, ohraničené zlomeniny typu zlomenin z prohnutí, kdežto předměty o velké ploše zlomeniny typu fisur. Místo, kde násilí působí, udává rovněž druh zlomeniny a rozhoduje popřípadě o tom, zda vůbec ke zlomenině dojde. Úlohu tu má zejména tloušťka lebky a velikost zakřivení příslušného místa.

Lebeční kosti se vyznačují značnou elasticí. Přitom lamina externa má větší elasticí než lamina interna. Bylo prokázáno, že klenba lební se může prohnout, aniž dojde ke zlomenině kosti. Stupeň elasticí se mění s věkem, a to tak, že s přibývajícím věkem elasticí ubývá. Důvodem je přibývání vápenatých solí v kostech. Tím si lze vysvětlit, že u starších lidí spíše vznikají roztržité zlomeniny, kdežto u mladých lidí, u nichž je elasticí větší, spíše zlomeniny vpáčené. Aby došlo ke zlomenině, je tedy třeba, aby násilí, které vyvolává prohnutí lebečních kostí, bylo větší, než je elasticí lebky. Překoná-li násilí právě elasticí a jde o předmět malého rozměru s dostatečně velkou rychlostí, dojde ke zlomenině.

Položme si na začátku otázku - Existuje přesně a exaktně kvantifikovatelná hranice tolerance organismu na extrémní dynamické zatížení hlavy ?

Tolerancí organismu člověka na extrémní dynamické situace je myšlena jeho snášenlivost (odolnost) vůči nadkritickým velikostem sil, zrychlení a napětí, které mohou způsobit poranění organismu, které ještě lze přežít, anebo již přežít nelze. Pak hovoříme o poraněních smrtelných. Tato poranění vznikají, když je překročena kritická hodnota tolerance organismu na dynamické působení. Hranice tolerance jsou však značně široké a individuální a proto je kromě individuálního kasuistického přístupu nezbytná kinematická a dynamická analýza. Pečlivý kasuistický přístup je potřebný nejen pro věcné biomechanické poznání, ale i proto, že jde občas o vážné aplikace biomechaniky při vyšetřování a soudním posuzování trestných činů z hlediska forenzní biomechaniky.

Podstatné pro studium tolerance organismu na dynamické situace je sledování vztahů mezi mechanickými podněty a reakcemi organismu na různě zvolené rozlišovací úrovni daného systému či subsystému, který se potom stává systémem. Pro posouzení dynamického zatížení organismu má zejména význam zjištění mechanických dat:

- rychlosti ($v(t)$) a zrychlení $a(t)$, jimž byly vystaveny sledované tkáně (orgány, orgánové soustavy, organismus jako celek,
- gradienty zrychlení $a(t)$, tj. rychlosti zrychlení,
- lokalizace, velikosti a směry sil působících na organismus, případně i síly, vznikající uvnitř sledovaného organismu,
- vzniklá napětí,
- síly v závislosti na dráze (práce, energie) a závislosti na čase, impulsy sil, hybnosti a případně i další výkony.

Přes dlouhodobý sběr informací v oblasti medicíny, poznatků z různých experimentů s lidskou i zvířecí lebku a z matematicko-mechanických modelů, jež se snaží nahradit mechanicky, strukturálně a materiálně složitou lebku s mozkiem, zůstává mnoho otázek nejasných. Také pro různost odchylek při určování mezních hodnot tolerance různými autory nelze zatím uspokojivě a rychle, jak by to uvítala znalecká praxe, vyřešit přesněji ve všech případech kauzální požadavek: „mechanická příčina-klinický a anatomicko-patologický následek“.

Snaha nalézt kritické hodnoty tolerance má dlouhou historii. Významnou etapu představují rozsáhlé experimenty zaměřené na vlivy akcelerace a decelerace na člověka, zvířata (šimpanzi) a loutky v různé poloze (obličejem vpřed či vzad) v letech 1947 - 1951, spjaté zejména se jménem STAPP, J.P.

Následující léta přinesla velmi mnoho dalších poznatků, jejichž systematické a přehledné utřídění není však jednoduché. Také kritické hodnoty tolerance jsou individuálně odlišné, údaje mnohdy mezerovité, přibližné a experimentální postupy jsou popsány mnohdy příliš povšečně.

Vzhledem k četnosti výskytu a závažnosti poranění, které lze s jistým poraněním ještě lze přežít, a které přesahuje kritickou hodnotu, dochází ke smrtelnému poranění a přežít jej nelze, byla věnována pozornost zejména toleranci lebky a mozku na mechanické působení při tzv. tupém nárazu. Empirická data získaná při mnoha měřeních tupých nárazů lebky na tupý povrch (člověk, psi, opice), byla shrnuta do sumární „WAYNE-STATE křivky tolerance“. Tato křivka se objevuje v různé literatuře např. PATRICK (1967), GADD (1966), HICKLING-WERNER (1973) ap. Uvedenou křivku tolerance je možné využít pro různé směry nárazu lebky a případně i pro jiné orgány.

2. „CONTRECOUP“ KONCEPCE POŠKOZENÍ MOZKU

Při nárazovém působení vnější síly je třeba odlišit:

- a) nárazové mechanické působení na různé části kostry lebky včetně spodiny lebeční
- b) mechanické působení na mozek, vyvolané působením na kostru lebky.

Hlavní důsledky o různé závažnosti mechanického působení na mozek jsou:

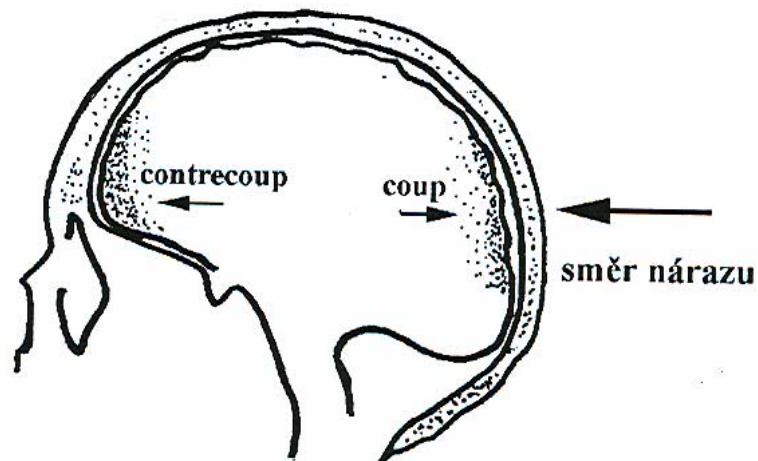
- otřes mozku (commotio cerebri)
- pohmoždění mozku (contusio cerebri).

Ponecháme-li stranou přímé pohmoždění mozku kostními fragmenty při destrukci kostry lebky silným vnějším nárazem, jeví se jako velmi přijatelný výklad pro otřes i pohmoždění mozku pomocí tzv. „contrecoup“ (či Herdtheorie“, „Unterdruchtheorie“).

Koncepce „contrecoup“ uvádí tento základní mechanismus:

Při vnějším nárazu dojde k lokální deformaci kostní části dovnitř lebky a ke vzrůstu vnitrolebního tlaku v přilehlé části mozku. Tlaková vlna se pak šíří k protilehlým částem mozku, kde vznikne přetlak, zatímco tlak v místě vnějšího nárazu poklesne. Rychlé střídání vzrůstu a poklesu tlaku vyvolává složité relativní pohyby a smykové síly, poškozující mozkovou tkáň. Zejména nebezpečné jsou údery do temenní a spánkové oblasti lebky. Smykové síly vznikají pochopitelně při náhlém rotačním zrychlení lebky např. při k.o. v boxu.

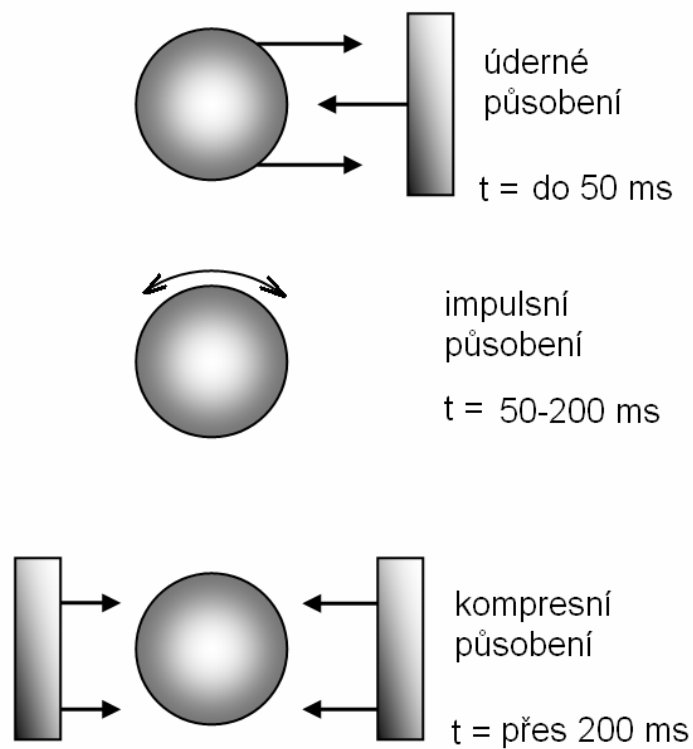
Poškození mozku může mít velmi různou závažnost a může být nevratné i smrtelné. Opakované mírné otřesy mozku (např. při boxu) mohou vést k poškození jemných struktur mozku a ke snížení kvality jeho funkce.



Obrázek č. 1 – Koncepte „contrecoup“ - schéma

Z hlediska biomechanického hodnocení lze rozlišit tři druhy tupého úderu do hlavy, rozlišujeme (obr.)

- úderné působení $t \leq 50$ ms
- impulsní působení $50 \text{ ms} \leq t \leq 200$ ms
- Kompresní působení $t \geq 200$ ms



Obrázek č. 2 – Typy úderů do hlavy

Značně nehomogenní struktura mozku je zřejmě příčinou neobyčejně složitého způsobu šíření tlakových vln. Vzrůst tlaku v některé části mozku často vůbec nesouhlasí s místem vnějšího úderu na lebku. To jednoznačně vyplývá z experimentů na zvířatech a na anatomických preparátech.

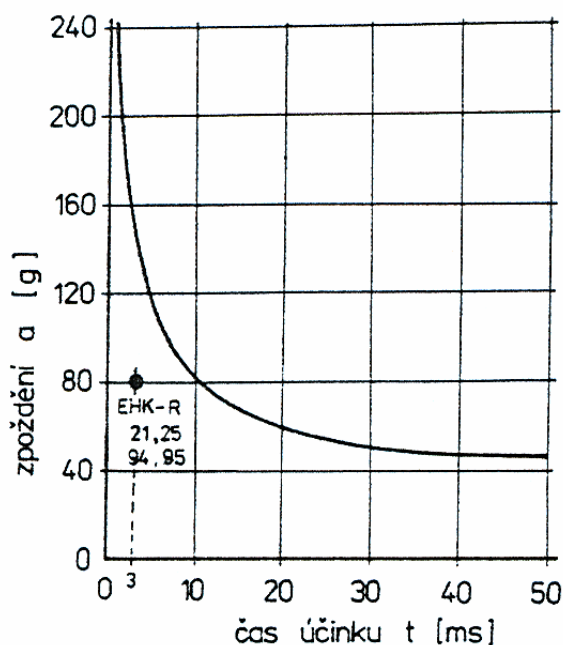
Při biomechanické analýze poškození mozku a lebky nás zajímají první dva druhy zatížení, tj. úderné působení (při destrukčním čase do 50 ms) a působení impulsní (destrukce lebky v čase od 50 do 200 ms).

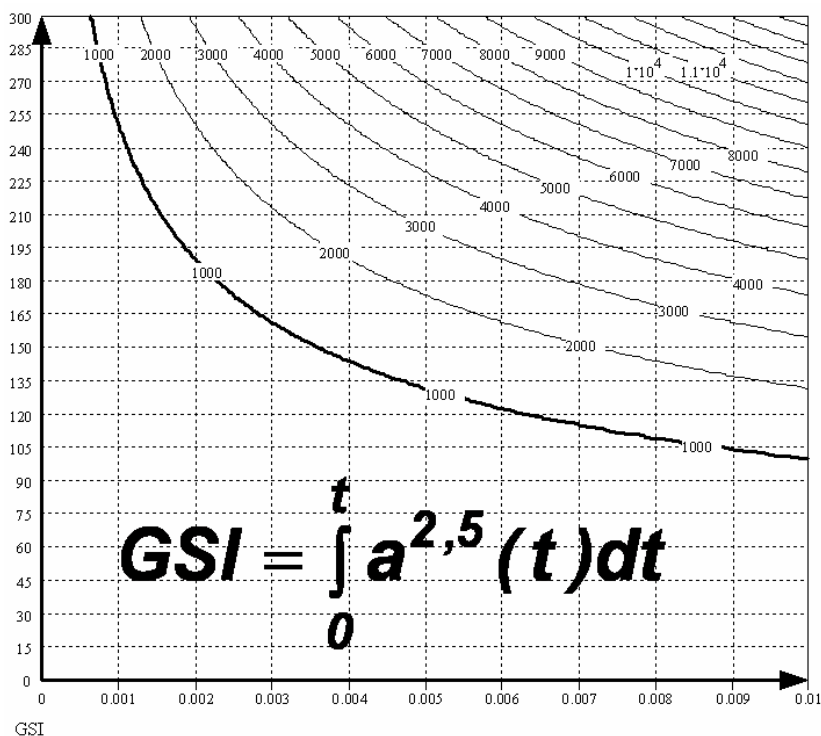
Pro rozbor mechanických příčin a traumatických následků a při posuzování hodnot tolerance se jeví jako velmi praktický semiempirický tzv. „GADD INDEX OF SEVERITY“ (GSI). Výpočtem tohoto indexu (GADD 1966) lze odlišit tolerované a netolerované kinematické podmínky tupého nárazu a dále řešit různé dynamické souvislosti s ohledem na traumatické následky nárazu. Index GSI lze vyjádřit jako integrál algebraické funkce

$$GSI = \int_0^t a^{2,5}(t).dt$$

kde a je zrychlení při nárazu.

Tento index signalizuje, že při překročení kritické hodnoty $GSI \geq 1000$ vznikají podmínky pro počátek netolerovaného nebezpečného tupého nárazu. Kinematické podklady závislosti zrychlení ($g(t)$) na čase pro výpočet hodnoty GSI pro různé tvary pulsů je znázorněno na obr. 1.





Obrázek č. 3 – Průběh hodnot funkce GSI

3. KRITICKÉ HODNOTY POŠKOZENÍ LEBKY A MOZKU

Kritické hodnoty, naměřené různými autory, jsou často rozdílné. Dále uváděný přehled hodnot má proto hlavně význam informativní. Příklady různých kritických hodnot tolerance, shromážděné od různých autorů na základě jejich mechanických a traumatických poznatků, uvádí přehledně následující tabulka.

	Maximální hodnota zrychlení (m.s ⁻²)	Autor
Otřes mozku (comotio cerebri)	a = 350 g	Schneider podle Ziffer (1955, 1957, 1964)
	a = 300-600 g (zvířata)	Chandler (1953)
	a = 280-400 g (opice, kočky) a = 80-120 g (člověk)	Sellier-Unterharnscheidt (1962)
Tlak intrakraniální (Pa)		
	147 150 Pa po dobu 6 - 12 ms	Lissner-Gurdjian (1966)
	206 010 Pa po dobu do 6 ms	Patrick (1966)
	Maximální hodnota zrychlení (m.s⁻²)	
Zhmoždění mozku	a = 350 - 500 g	Schneider podle Ziffer

(contusio cerebri)		(1955, 1957, 1964)
	Tlak intrakraniální (Pa)	
	196 200 Pa po dobu 6-12 ms	Lissner-Gurdjian (1966)
	Maximální hodnota zrychlení (m.s⁻²)	
Fraktura lebky (s mozkiem) při pádu na betonovou či ocelovou desku	a = 515 g při fraktuře klenby lební	Ziffer (1956)
	a = 500 - 700 g při fraktuře v oblasti čela	
	Maximální zátěžová síla při fraktuře klenby lební	
	F = 25 750 N	
	Tlak na vnitřní straně klenby lební	
	858 375 Pa	
	Tlak spánkový	
	206 010 Pa	Haynes-Lissner (1962)

Tabulka č. 1 – Příklady různých kritických hodnot tolerance

	Tlak (kp.cm⁻²), Pa (N.m⁻²)	Autor
Otřes mozku (comotio cerebri)	1,0 kp.cm ⁻² (intrakraniálně)=10000 kp. m ⁻² = 98100 Pa (po dobu 6-12 ms)	Lissner-Gurdjian (1960); Patrick (1966)
	Mírný otřes	
	1,5 kp.cm ⁻² =15000 kp. m ⁻² = 147150 Pa (po dobu 6-12 ms)	
	2,1 kp.cm ⁻² =21000 kp. m ⁻² = 206010 Pa (žádné poranění mozku při t < 6 ms)	
	2,1-6,3 kp.cm ⁻² = 206010-618030 Pa (při t = 1 ms)	Ellis (1964)
Pohmoždění mozku (contusio cerebri)	2,0 kp.cm ⁻² = 20000 kp. m ⁻² = 196200 Pa (po dobu 6-12 ms)	Lissner-Gurdjian (1960)

Tabulka č. 2 – Příklady různých kritických hodnot tolerance

Přehled kritických hodnot při fraktuře mozkové části lebky při „tupém nárazu“ jsou uvedeny v následující tabulce

Maximální hodnota zrychlení při vzniku zlomeniny lebeční	$a_{\max} = 515 \text{ g}$
Maximální zátěžná síla při zlomenině klenby lební	$F_{\max} = 25\,750 \text{ N}$
Hydrostatický tlak na vnitřní straně klenby lební při zlomení	$P = 8,75 \text{ kp.cm}^{-2} = 87500 \text{ kp. m}^{-2} = 858375 \text{ Pa}$
Zrychlení při fraktuře lebky v oblasti čela	$a_{\max} = 500\text{-}700 \text{ g}$ $a_{\text{eff}} = 200\text{-}300 \text{ g}$

Tabulka č. 3 – Hodnoty pro náraz lebky (s mozkem a měkkými částmi) na betonovou desku s výšky 1,8 m (Ziffer 1965)

Normy pro přežití pro impulsní působení ($t = 50 - 200 \text{ ms}$) jsou uvedeny v následující tabulce

Tabulka - Normy pro přežití podle DIN (SRN 2001- EU), hodnoty nesmějí překročit tyto hodnoty

Část těla	Záporné zrychlení-zpomalení	
	průměr	max.
Hlava	55 g	80 g
Hrudník	40 g	50 g
Pánev	46 g	50 g

Tabulka č. 4 – Normy pro přežití

Z hlediska poranění hlavy a mozku můžeme předpokládat dvě varianty, a to:

1. Dopadající objekt neprojde lebkou. Mozek může být velmi vážně zraněn, aniž by došlo k prasknutí lebky.
2. Dojde k úderu do hlavy a v důsledku působení větší síly dojde k fraktuře lebečních kostí a následně i k mozkové tkáni

Vznik fraktury lebečních kostí

V uvažované variantě předpokládáme, že úder do hlavy je veden do mozkové části hlavy a v důsledku působení větší síly vznikají fraktury lebečních kostí.

Byla provedena řada experimentů s cílem zjistit vztah mezi morfologií poranění lebky, silou úderu, tloušťkou lebečních kostí a různou sférickou velikostí tupého předmětu, jímž bylo způsobeno traumatické poranění.

Velmi zajímavý a svým způsobem ojedinělý výzkum provedl MOGUTOV (1984) metodou modelování poranění na mrtvých tělech mužského i ženského pohlaví ve věku 20 - 65 let, doba od smrti nepřekročila 36 hodin do začátku experimentů. Mrtvolky, na nichž byly prováděny experimenty odpovídaly svým somatotypem a zdravotním stavem průměrnému vzorku populace, při úmrtí netrpěly žádnou chorobou svalově-kosterního aparátu. Modelování místa úderu bylo do temenní části hlavy, vektor síly byl kolmý k temeni hlavy, síla úderu byla snímána tenzometrem. Na úderném zařízení se měnilo sférické kulové zařízení o poloměru 3, 6 a 8 cm, s každým takovýmto předmětem bylo působeno na lebku, snímána síla úderu a popsán charakter poranění. Po každém úderu do hlavy mrtvolky byly odstraněny měkké tkáně hlavy, změřena síla lebeční kosti a popsán charakter poranění. Tloušťka lebečních kostí v místě poranění bylo stanoveno jako aritmetický průměr z celkem 8 měření jak v místě úderu, tak v nejbližším okolí úderu.

Celkem bylo provedeno 76 experimentů rovnoměrně rozdělených do třech skupin v závislosti na sférickém poloměru úderného zařízení (3, 6 a 8 cm). Analýza charakteru traumatu na lebce umožnila vytvořit 4 základní skupiny poranění, odlišujících se vzájemně kvantitou a objemem poranění. První skupinu tvoří bodové poranění, druhá skupina je tvořena kráterem, třetí skupina kráterem s radiálními prasky a čtvrtá skupina s transversálními i radiálními prasky.

Poloměr sférického předmětu /cm/	Síla úderu /N/	Tloušťka kosti /cm/	Gaussova křivka /cm ⁻² /
3	9 986	0,68	0,0174965
6	6 605	0,63	0,0141357
8	12 691	0,68	0,0215053
Střední hodnota	9 761	0,66	0,0177125

Tabulka č. 5 – První skupina traumatických poranění

Poloměr sférického předmětu /cm/	Síla úderu /N/	Tloušťka kosti /cm/	Gaussova křivka /cm ⁻² /
3	7 457	0,53	0,0178827
6	7 183	0,51	0,0178961
8	8 389	0,57	0,0166567
Střední hodnota	7 677	0,54	0,0174785

Tabulka č. 6 – Druhá skupina traumatických poranění

Poloměr sférického předmětu /cm/	Síla úderu /N/	Tloušťka kosti /cm/	Gaussova křivka /cm ⁻² /
3	6 889	0,44	0,0169109
6	6 664	0,42	0,0154798
8	7 330	0,40	0,0208760
Střední hodnota	6 961	0,42	0,0177555

Tabulka č. 7 – Třetí skupina traumatických poranění (kráter s radiálními prasky)

Poloměr sférického předmětu /cm/	Síla úderu /N/	Tloušťka kosti /cm/	Gaussova křivka /cm ⁻² /
3	7 428	0,45	0,0115937
6	7 311	0,44	0,0132695
8	6 978	0,37	0,0146809
Střední hodnota	7 239	0,42	0,0131813

Tabulka č. 8 – Čtvrtá skupina traumatických poranění (kráter s radiálními a transversálními prasky)

Zatížení hlavy a mozku způsobené zpožděním

Předpokládáme, že zranění hlavy je způsobeno dopadem na hlavu a zranění hlavy způsobuje pohyb hlavy. Pohyb hlavy je charakterizován nepružnou kinematikou těla, kinematika je obvykle vyjádřena jako lineární zrychlení a většina funkcí pro zranění hlavy je založena na zrychlení působící na mozek v důsledku náhlého brždění.

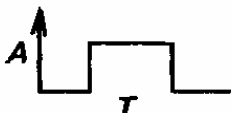




Obecně jsou přijímány funkce GSI a HIC pro zjištění odolnosti organismu a zjištění tolerance organismu. Graficky lze obě funkce vyjádřit.

Zranění hlavy vzniká, pokud pohyb přesáhne maximální krajní limit zatížení. V biomechanické literatuře bylo navrženo mnoho způsobů zjištění závažnosti zranění mozku a zrychlení. Takováto zranění mozku byla založena na pozorování dopadových odezev mrtvol, zvířat, dobrovolníků nebo nehod. Limity každé této možnosti jsou dobře známy ve skupinách biomechanických inženýrů. Několik funkcí pro zranění hlavy bylo popsáno v posledních 40 letech. Souhrn těchto funkcí provedl Newman. Mezi další kinematické funkce zranění hlavy je index zranění (GSI).

$$GSI = \int_0^t a^{2.5}(t) \cdot dt$$

kde $a(t)$ je lineární zrychlení hlavy (v gravitačních jednotkách) a t je doba trvání dopadu (v sekundách).

Hodnoty indexu GSI porůzné typy pulsů jsou vyjádřeny v následující tabulce

Typ pulsu	Maximální zrychlení A_m	Efektivní zrychlení A_e
	$GSI = T A_m^{2.5}$	$GSI = T A_e^{2.5}$
	$GSI = T \left(\frac{A_m}{1.65} \right)^{2.5}$	$GSI = T (1.21 A_e)^{2.5}$
	$GSI = T \left(\frac{A_m}{1.41} \right)^{2.5}$	$GSI = T (1.04 A_e)^{2.5}$
	$GSI = T \left(\frac{A_m}{1.68} \right)^{2.5}$	$GSI = T (1.31 A_e)^{2.5}$
	$GSI = T \left(\frac{A_m}{1.37} \right)^{2.5}$	$GSI = T (1.14 A_e)^{2.5}$

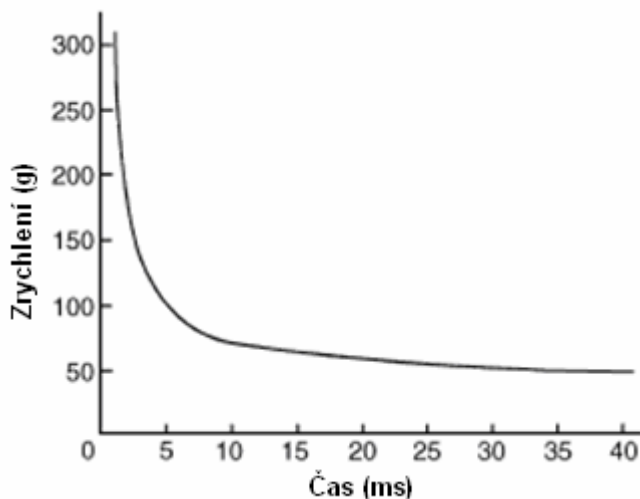
Tabulka č. 9 – Hodnoty indexu GSI pro různé typy pulsů

Další dobře známé kritérium zranění je HIC.

$$HIIC = \left[\frac{1}{(t_2 - t_1)} \int_{t_1}^{t_2} a(t) \cdot dt \right]^{2.5} (t_2 - t_1)$$

„Wayne State“ křivka tolerance a „Gadd index of Severity“ (GSI) při „tupém nárazu“ na lebku

Empirická data, získaná při mnoha různých měřeních tupých nárazů lebky, byla využita jako podklad ke stanovení tolerance lebky na trauma a shrnuta do sumární tzv. „Wayne State“ křivka tolerance (obr. WS křivka).



Obrázek č. 4 – „Wayne State“ křivka tolerance při „tupém nárazu“ na lebku

Data byla získána při nárazech lidské lebky na čelo na plochý tuhý povrch, ale i u psů a opic. Získané hodnoty se v biomechanické literatuře používají ve formě „Wayne State“ křivky a GSI i pro jiné směry nárazu a i pro jiné orgány.

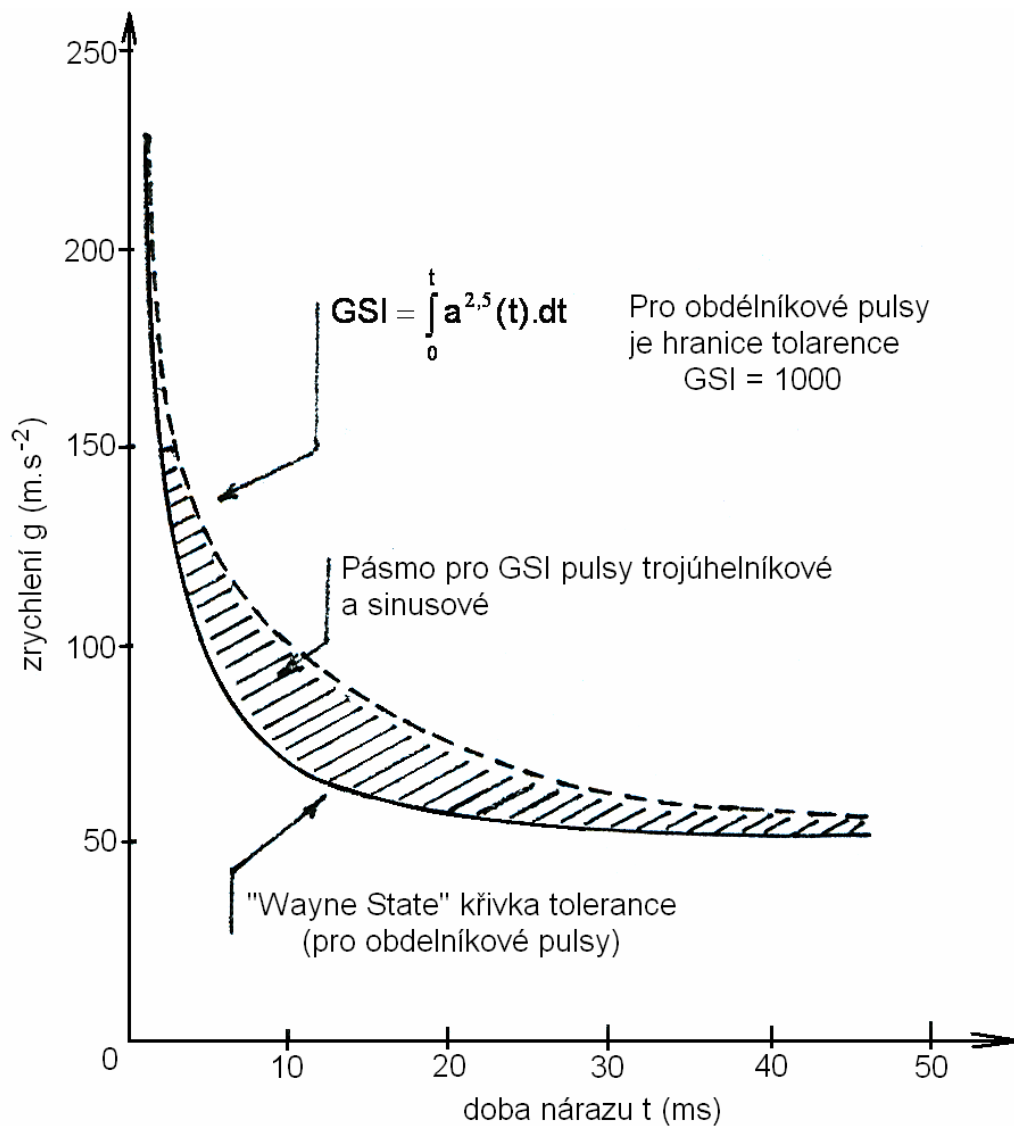
„Wayne State“ křivka a tolerance „Gadd index of Severity (GSI)“ vymezují hranice tolerance při zpoždění lebky, resp. Pro nitrolební tlaky, jejichž změny jsou rozhodující pro snesitelné či životu nebezpečné smykové síly. Vzniklé při nárazu, jež poškozují mozek v důsledku deformace lebky a setrvačných sil.

Jako kritérium tolerance byla vzata fraktura lebky u pulsů 2 – 5 ms (mrtvolý) a u živých dobrovolníků bylo kritérium bezvědomí či lehký otřes mozku u pulsů přibližně nad 40 ms.

Křivka se opírá o tzv. efektivní zpoždění a hodnoty nad křivkou jsou hodnoceny jako životu nebezpečné, hodnoty pod křivkou lze přežít. Křivka se objevuje v různé literatuře, např. PATRICK (1967), GADD (1966), HICLING-WENNER (1973). Je tendence tuto křivku využívat i při jiných nárazech lebky než pouze ve směru na čelo, ale i pro jiná přetížení orgánů těla.

Zrychlení lebky byla obvykle měřena na opačné straně hlavy než působil náraz.

Při biomechanickém posuzování poškození lebky je velmi praktický a užitečný tzv. „GADD Index of Severity“ GSI (Gaddův index vážnosti), který rovněž odděluje při dosažení kritické hodnoty GSI = 1000 vážné a smrtelné úrazy lebky od úderů, jež lze přežít (GADD 1966). Na obr. 5 jsou znázorněny obě závislosti („Wayne State of Tolerance a „GADD Index of Severity“) pro obdélníkové pulsy efektivního zrychlení a pásmo pro pulsy pilovité (trojúhelníkové) a sinusové. Využití obou semiempirických závislostí je vždy vhodné konfrontovat s údaji v tabulce „Lidské tolerance těla při nehodě“



Obrázek č. 5 – Závislosti „Wayne State of Tolerance a „GADD Index of Severity“ pro obdélníkové pulsy efektivního zrychlení a pásma pro pulsy pilovité (trojúhelníkové) a sinusové.

Nejvyšší zrychlení (maximálně)	Trvání zrychlení (maximálně)	„Gradient“ zrychlení (maximálně)	Tlak, tah (maximálně)	Důsledek
200 g (ve směru a.p., p.a.)	70 ms	1370 g/s	$33 \text{ N/cm}^2 =$ $= 0,0033 \text{ Pa}$	lze přežít
			$18,5 - 22 \text{ N/cm}$ $= 0,00185-0,0022 \text{ Pa}$	zaznamenány první příznaky šoku
Obličej vpřed, pásky 7,5 cm 25 g	100 ms			pouze malé kardiovaskulární symptomy
45 g 5 g	40 ms 1 ms			žádné symptomy
50 g		1200 g/s		všeobecně se soudí, že nelze přežít
Obličej vzad 40,4 g (82,6 g max. při rezonanci 12-14 Hz)	40 ms	2139 g/s (3826 g/s)	 (31 N/cm^2)	jeden případ, nejtěžší symptomy šoku
Letadlo, centrifuga 3 g 5-6 g 6-7 g 9-12 g	delší působení			zastřené vidění „blackout“ bezvědomí (ze sníženého návratu venózní krve z mozku bezvědomí, smrt

Tabulka č. 10 –Tolerance lidského těla při nehodě či přetížení a při optimálním rozložení tlaku na tělo (soubor autorů)

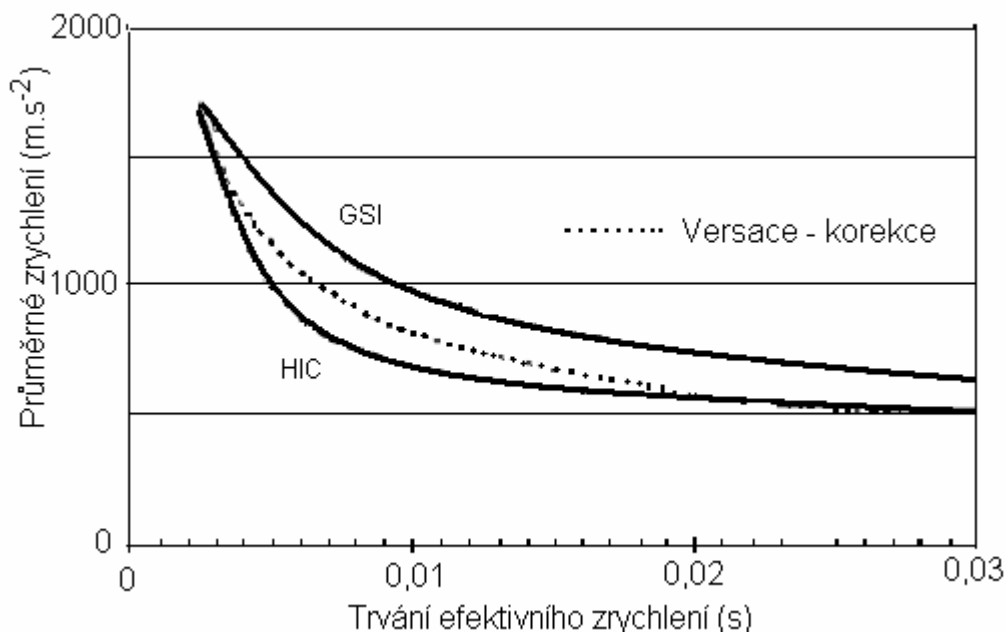
Pozn.: Vlivy rezonančních frekvencí na zranitelnost orgánů při nárazovém zatížení jsou značně nejasné.

Gaddův index a Wayne State Tolerance byly pro potřeby soudního inženýrství nahrazeny Gaddovou aproximací, někdy označovanou také jako Versace korekce. Versace

navrhl několik empirických korelací WST křivky, která se později označuje jako Gaddova aproximace. Jedna z těchto aproximací je taková, kde exponent 2,5 byl nahrazen jednoduše 2. Taková funkce:

$$GSI_{\text{aprox}} = \int_0^t a^2(t) dt$$

V rovnici Versace korekce je hodnota záporného zrychlení a vyjádřena v jednotkách metru za sekundu na druhou, na obr. 6 je uvedena Versace korekce spolu s původní WST křivkou a Gaddovou aproximací.



Obrázek č. 6 – Porovnání WST křivky s aproximacemi.

Bylo pozorováno, že rovnice Versace korekce lépe vystihuje rozsah hodnot od 5 do 30 msc než Gaddova rovnice. Důležitější je, že tato aproximace může mít významný fyzikální dopad. Rovnice (4) může být přepsána jako:

$$\frac{v^2}{t} = 6737$$

kde v je změna rychlosti hlavy. Toto vyjádření používá jednotky, které jsou v přímém vztahu ke kinetické energii nebo k výkonu. Toto pozorování je založeno na hypotéze, že zranění hlavy koreluje k velikosti změny kinetické energie během dopadu. Tuto myšlenku poprvé popsal Di Lorenzo před 30 lety. Bohužel v této době byla dostupná pouze neúplná data pro odvození nové funkce pro zranění hlavy. Ve skutečnosti byl koncept zaměřen ke zjištění optimálního zrychlení tvaru křivky.

ZÁVĚR

Hodnoty tolerance organismu na vnější zátěž jsou v biomechanické literatuře velmi intenzivně studovány. Hranice tolerance hlavy na vnější zátěž je závislá na tom, zda se jedná o úderné (50 ms) nebo impulsní působení (50-200 ms). Hranici tolerance organismu lze stanovit pouze na základě nepřímých údajů (mrtvoly, zvířata, dobrovolníci, figuríny). Kriterium tolerance organismu je primárně závislé na přetížení mozkové tkáně v okamžiku destrukce. Orientačně se studuje také velikost nitrolebního tlaku a velikost vnější síly, zejména jejího maxima dynamické složky při úderu.

Jako kriterium tolerance lze stanovit

1/ Index zranění (GSI).

$$GSI = \int_0^t a^{2,5}(t).dt$$

$a = 80-120 \text{ g}$ (123 g pro $t = 6 \text{ ms}$)

Kriteriem tolerance je $GSI = 1000$

Pro impakt do 30 ms je výhodné uvažovat

$$GSI_{\text{aprox}} = \int_0^t a^2(t).dt$$

2/ Kritický nitrolební tlak je

$p = 206010 \text{ Pa}$ – otřes mozku

$p = 618030 \text{ Pa}$ – smrt

3/ Kritická vnější síla při úderu je

$F = 4 \text{ kN}$ (vznik fraktur)

$F > 7 \text{ kN}$ (vznikají radiální a transversální prasky lebky)

LITERATURA :

- (1) GADD,C,W.: *Use of weighted impulse criterion for estimating injury hazard*. In: Proc. Tenth Stapp Car Crasch Conf., New York: Soc.Auto Engrs., 1966, 195.
- (2) HICKLING,R.-WENNER,M.L.: *Mathematical model of a head subjected to an axisymmetric impact*. *J. of Biomechanics*, 6, 1973, 4, 115 - 132 s.
- (3) CHANDLER,K.N.: *Gegenrtiges Wisswen über Kopfvarletzungen und Kopfschutz*
- (4) *durch Schutzhelme*. London: Road Research Laboratory, Division Traffic and Safety, 1953, 332 s.
- (5) KARAS,V.-STRAUS,J.: *Tolerance organismu člověka na některé extrémní dynamické situace*. In: Biomechanika člověka 96, 6.národní konference, Tichonice: ÚTAM AV, 1996, 97-100 s.
- (6) LISSNER,H.R.-GURDJIAN,E.S.: *Experimental cerebral contusion*. New York: ASME, 1960, 273 s.
- (7) MALMEISTERS,A.-KNETS,I.: *Sovremenije problemy biomechaniky*. Riga: Zinatije, 1983, 220 s.
- (8) PATRICK,L.M.: *Head impact protection*. Toronto: J.B.Lippicott co, 1966, 196 s.
- (9) PAVROVSKÝ,J.: *Poranění lbi a mozku*. Praha : Avicenum, 1977, 158 s.
- (10) SELLIER,K.-UNTERHARNSCHEIDT,F.: *Untesuchungen zur Mechanik der gedeckten Schädelhirn verletzungen*. München: Georg Thieme,Stuttgart, 1962, 367 s.
- (11) STAPP,J.P.: *Human and chimpanzee tolerance to linear decelerative force*. Ohio: Wrigth Air Development Center, 1952,352 s.
- (12) VERSACE, J. *A Review of the Severity Index*. Ford Motor Co, New York: Society of Automotive Engineers, 1999.
- (13) ZACIORSKIJ,V.M.-ARUNIN,A.S.-SELUJANOV,V.N.: *Biomechanika dvigatělnogo apparata čeloveka*. Moskva: FiS, 1981, 185 s.
- (14) ZIFFER,D.: *Ein Prüfverfahren für Motorradfahrer-Schutzhelme*. Dr.-Ing.Diss. Stuttgart: TH, 1956, 166 s.