



## **POŠKOZENÍ LIDSKÉ LEBKY PŘI DOPRAVNÍCH NEHODÁCH**

Josef Jíra<sup>1</sup>, Jitka Jírová<sup>2</sup>, Marek Kalika<sup>1</sup>, Jana Klečáková<sup>1</sup>

**Summary:** *The paper deals with the problem of injury of the human skull during traffic accidents. The finite element model of the skull is developed from the series of computer tomography scans. The simplified FE model is used for the analysis of displacements and stress state of the skull bone under the concentrated load or uniformly distributed load.*

**Key words:** human skull, injury, traffic accident, FE model

### **1. Úvod.**

Obrovským rozvojem motorismu v posledních desetiletích se značně zvýšil i počet dopravních nehod a úrazů v silničním provozu. U nás v posledních letech vzrostl počet dopravních nehod více než dvakrát. Ročně umírá v České republice v průměru více než 1200 osob, čtyřikrát více je těžce raněných a asi dvacetkrát více lehce raněných.

Třetina usmrcených u nás jsou chodci [1]. V západních zemích se pohybuje podíl chodců na všech usmrcených účastnících silniční dopravy od 39 % ve Velké Británii přes 28 % ve zemích EHS po 19 % v USA (2). Vzhledem k tomu, že v oficiálních statistikách jsou za zemřelé obvykle považováni ti, kteří zemřou do 24 hodin po dopravní nehodě, je zřejmé, že smrtelné důsledky dopravních nehod v delším časovém úseku mohou být pravděpodobně ještě větší. Chodci jsou při dopravní nehodě z hlediska vzniku poranění vždy nejvíce postiženi, protože nejsou v momentu střetu s vozidlem žádným způsobem chráněni. Nejohroženější skupinou chodců jsou staří lidé. Nejčastěji se u chodců vyskytují poranění hlavy (82 %), následuje poškození dolních končetin (58 %) a s výraznějším odstupem pak poškození dalších částí trupu a horních končetin [2].

Nejčastější příčinou silničních nehod je nesprávný způsob jízdy a v 60 % nepřiměřená rychlost. Řidiči s malou praxí zavíní asi 20 % dopravních nehod. V literatuře se uvádí, že alkohol je příčinou nehod asi v 6 %, bohužel, obvykle se závažnými následky.

Na rozsah a závažnost dopravní nehody má vliv především hmotnost silničního vozidla a jeho rychlost v okamžiku střetu, dále směr nárazu a s tím související pohyb po nárazu (odhození, rotace), nerovnost terénu ap. Poranění, která při tom vznikají, nemusí být úměrná závažnosti dopravní nehody; ani při těžkých nehodách nemusí být lidé vůbec zraněni nebo

<sup>1</sup> Prof. Ing. Josef Jíra, CSc., Ing. Marek Kalika, Ph.D., Ing. Jana Klečáková, Ph.D.: Fakulta dopravní ČVUT, Konviktská 20, 110 00 Praha 1, phone/fax: +420-224 213 369, e-mail: {jira, kalika, klecakova}@fd.cvut.cz

<sup>2</sup> Doc. Ing. Jitka Jírová, CSc.: Ústav teoretické a aplikované mechaniky AV ČR, Prosecká 76, 190 00 Praha 9, phone/fax: +420-286 892 509, e-mail: jirova@itam.cas.cz

utrpí jen lehká zranění, a naopak při lehkých nehodách může dojít k těžkým až smrtelným úrazům.

Těžké následky dopravních nehod se projevují nejen na místě nehody samém, ale také i ve sféře sociální. Nejsou výjimkou mladí lidé, kteří se v produktivním věku stávají invalidními. V důsledku úmrtí jednoho či vzácněji obou rodičů při dopravní nehodě se setkáváme s poloosiřelými nebo zcela osiřelými dětmi.

## **2. Biomechanika poranění hlavy [1].**

Hlava u posádek vozidel se nejčastěji zraňuje nárazem do horní části rámu čelního skla, nárazem přímo do skla, do střechy sloupku, přístrojové desky či nárazem do drobných součástí vybavení, např. zpětné zrcátko. Lehčí poranění se projevují oděrkami a krevními podlitinami nebo tržně zhmožděnými ranami. V závažnějších případech, které vznikají při kolizních rychlostech větších než 30 km/h, vznikají kraniocerebrální poranění v podobě zlomenin lebky [3], komoce až konfuze mozku a nitrolebečního krvácení. Předilekčně může být postižena čelní kost a čelní laloky mozku. Při prudkém čelním nárazu spolujezdce bradou na přístrojovou desku nebo deformovanou kapotu, která se nahrnula před dolní okraj rámu čelního skla, může vzniknout kruhovitá zlomenina kolem velkého týlního otvoru, probíhající středními a zadními lebečními jamami. Po nárazu na bradu lze také mnohdy pozorovat trhliny atlantookcipitálního spojení, s maximem v jeho přední části. Při vymrštění postižených z vozidla vznikají nárazem na zem nebo na jiný objekt těžká zranění příznačná pro pád.

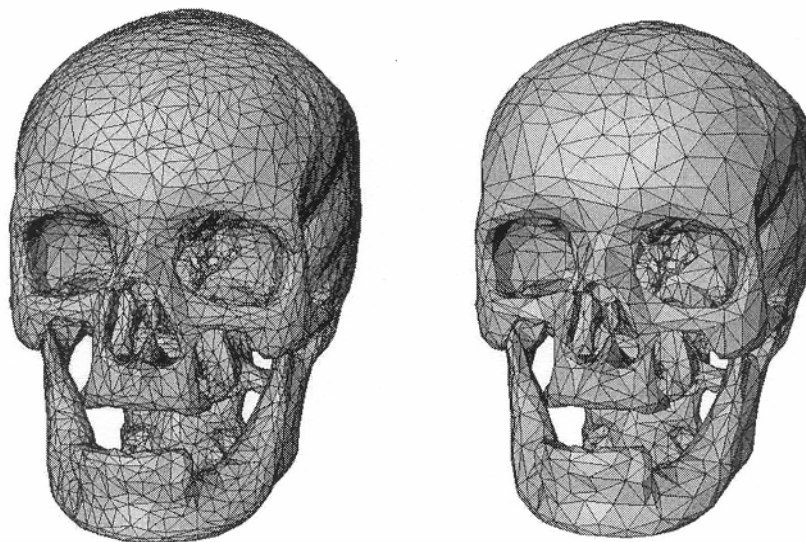
Řidiči jednostopých vozidel, kteří nejsou chráněni karosérií dvoustopých vozů, jsou vystaveni těžkým zraněním, ať již při jízdě nebo při pádu. Pro čelní náraz na překážku jsou příznačná těžká poranění obličeje včetně zlomení lebeční spodiny a pohmoždění mozku. Při nárazu na temeno mohou vzniknout zlomeniny kolem týlního otvoru s pohmožděním mozkového kmene. Při pádu bývá nejčastěji poraněna hlava a končetiny. Ochranná helma chrání hlavu řidiče jednostopého vozidla a jeho spolujezdce jen do jisté míry. Při velkých nárazových rychlostech ustupuje její ochranný efekt do pozadí.

Na vzniku poranění chodce se uplatňují tři základní mechanismy: náraz vozidla do stojícího nebo se pohybujícího se chodce, pád chodce po zasažení na zem nebo na vozidlo a z něho pak na zem, a nakonec možné přejetí chodce. Obvykle platí, že zranění vzniklá nárazem vozidla do chodce lze nalézt na jeho těle ve výši zraňujícího vozu. Ale při větší intenzitě nárazu je tělo chodce vzápětí prudce odhozeno a vznikají závažná poranění způsobená pádem. Při nárazových rychlostech asi od 20 km/h výše, padá chodec horní polovinou na kapotu a hlavou naráží do horních částí karosérie. Začne-li řidič prudce brzdit, sesune se tělo chodce v další fázi před vozidlo nebo do strany a padá na vozovku. Vzniklá zranění jsou příznačná pro pád, přičemž zranění hlavy způsobená nárazem na vozidlo bývají těžší než poranění hlavy způsobená nárazem o zem. Při velké rychlosti vozidla může po nárazu tělo chodce rotovat přes vozidlo a dopadnout za něj na zem. Tehdy dochází k poraněním, která jsou příznačná pro pád z velké výšky. Ke vzniku mnohočetných zlomenin lebečních kostí může dojít rovněž při přejetí člověka vozidlem.

## **3. Simulace poranění lebky metodou konečných prvků.**

Poranění hlavy během dopravních nehod jsou závažným problémem pro lidského jedince, nejen pro složitost léčby, ale mnohdy i z hlediska trvalých následků. Proto je nutno co nejlépe porozumět deformačním procesům v lebeční kosti, které vznikají během nárazu, aby bylo možno neustále zdokonalovat ochranné pomůcky a bezpečnostní předpisy v dopravě. Nezanedbatelný je i přínos těchto poznatků pro léčení takových úrazů.

Pro konstrukci výpočtového modelu lidské lebky pomocí konečných prvků (FE) byly použity údaje získané pomocí počítačové tomografie [4]. Problémem je mimo výstižného popsání geometrie lebky také určení materiálových charakteristik lebeční kosti. Materiál spongiózní kosti je obecně nelineární a nehomogenní s materiálovými vlastnostmi, které se mění podle hustoty kosti. Druh a rozsah zlomeniny závisí na rozměrech, hmotnosti, tvaru, konzistenci a elasticitě předmětu působícího násilí, dále také na směru, rychlosti a místě násilí, na elasticitě lebky a nakonec na možnosti pohybu hlavy v době nárazu. Druh a rozsah poškození lebky při tupém poranění nejsou přímo úměrné velikosti úderné síly, temenní část hlavy vydrží často i velmi velkou údernou sílu. Poškození závisí také na tloušťce lebeční kosti v místě úderu.



Obr. 1. Zjednodušený FE model lebky

Výpočtový FE model je odvozen pro numerické modelování účinku nárazu na lebku během dopravní nehody. V první fázi výpočtového modelování jsme se zaměřili na simulaci účinku tupého nárazu na temeno lebky. Výchozí prostorový model vznikl převedením dat z CT přístroje [5] do metody konečných prvků [6]. K vytvoření prostorového modelu lebky byl použit algoritmus Marching Cubes pro nalezení vnitřního i vnějšího povrchu lebky, dále decimační algoritmus pro snížení počtu trojúhelníkových prvků, vyhlazovací algoritmy a prostorová Delaunayova triangulace pro vyplnění objemu tetrahedrálními elementy [4].

Pro první numerickou studii byl použit v výpočtový model v podobě svislého rovinného řezu vrchlíkem lebky v mediánní rovině. FE model byl zatížen osamělou silou ve směru normály k povrchu a rovnoměrným spojitým zatížením, které působilo ve vybraných uzlech modelu. Výpočet byl proveden v pružném oboru za předpokladu, že vlastnosti prvku jsou homogenní a izotropní. Druhá studie byla provedena pro prostorový model vrchlíku lebky zatížený pouze osamělou silou o stejné velikosti jako v první studii.

modul pružnosti v tahu	17000 MPa
Poissonovo číslo $\mu$	0.26
osamělá síla	25000 N
rovnoměrné spojité zatížení	zat. uzlu $F_n = 2500$ N; počet zat. uzlů $n=10$

Tab. 1. Vstupní údaje pro studie rovinného a prostorového modelu

	Rovinný FE model		Prostorový FE model
	rovn. spoj. zatížení	osamělá síla	osamělá síla
min. svislý posun	- 2,025 mm	- 2,052 mm	-0,026 mm
max. svislý posun	0,318 mm	0,314 mm	0,737 mm
max. hlavní napětí	239,9 MPa	263,212 MPa	254,57 MPa

Tab. 2. Extrémní hodnoty svislého posunu a hlavního napětí

#### 4. Vyhodnocení a závěr.

Studie provedená pro dva rozdílné FE modely zatížené srovnatelným způsobem ukazuje, že rovinný model má z hlediska deformací rozdílnou tuhost ve srovnání s prostorovým modelem. Velikost maximálního hlavního napětí je pro oba FE modely, rovinný a prostorový, prakticky stejná. Výsledky neukazují u rovinného modelu rozdíl mezi účinkem zatížení osamělou silou a rovnoměrným spojitým zatížením, které má náhradní sílu stejně velkou jako je osamělá síla.

Pro analýzu rázových účinků sil na lidskou lebku, které vznikají při dopravních nehodách a jsou příčinou poškození lebky, bude vhodnější prostorový model (obr. 1.). Tento FE model svou tuhostí a možností přesněji vystihnout prostorově proměnné materiálové charakteristiky kosti lebky nám umožní lépe analyzovat deformační procesy v lebce během nárazu a odhalit místa s extrémními napětími.

*Práce je podporována výzkumným projektem MSM 210000024 MŠMT.*

#### Literatura

1. Hájek, S., Štefan, J.: Příčiny, mechanismus a hodnocení poranění v lékařské praxi. Grada publishing, Praha 1996.
2. Vorel, F.: Dopravní nehody chodců. Soud. Lék., 38,1993, No. 4, pp. 32-36.
3. Krejzlík, Z.: Kraniocerebrální poranění při dopravních nehodách. Plzeňský lékařský sborník 1983.
4. Jiroušek, O.: Development of finite element models from CT scans for the use in biomechanics. Reviews of results and the set of selected publications achieved on IBM RS 6000/SP. Publikace VIC ČVUT, leden 2001.
5. Jiroušek, O.: Computer simulation of cementless acetabular cup migration. Proc. of 9<sup>th</sup> FEM Workshop „The Finite Element Method in Biomedical Engineering, Biomechanics and Related Fields, Ulm, Germany, July 18-19, 2002, pp. 95-101.
6. Bednář, M.: Analýza napjatosti lidské lebky při poranění hlavy. Diplomová práce, FD ČVUT 2002.
7. O.Jiroušek, J.Jíra, J.Jírová, J.Kult: Using Ansys FEM System for Solution of Nonlinear Problems in Biomechanics. Sborník konference Česká republika a Slovensko 2001 “9.ANSYS Users Meeting”, SVS FEM Třešť, 24.-26.9.2001, str. I-C-2-1 až I-C-2-6.