



FREQUENCY RESPONSE FUNCTIONS MODELLING OF THE HUMAN SKULL WITH SIMULATION OF BRAIN TISSUE INFLUENCE

Luděk PEŠEK, Jaromír HORÁČEK, Pavel HENDRYCH*

***Summary:** The frequency dependent transfer functions between various anatomically important points on the skull are modelled using the previously developed finite element (FE) models of the human skull. The influence of the brain tissue is taken into account and the results are compared with the original data obtained by the experimental modal analysis where the effects of soft tissues were simulated by an especially prepared gel.*

1. ÚVOD

Tento příspěvek je věnován modelování funkcí frekvenčních přenosů (FP) a dynamických přechodových dějů v lidské lebce se simulací vlivu mozkové tkáně. Při modelování funkcí FP jsme vyšli z již dříve navržených konečnoprvkových (MKP) modelů lebky člověka s výplní [1,2]. Byly přitom vytvořeny dvě varianty MKP modelu, které se lišily v popisu výplně: a) přes akustické prvky popsané Helmholtzovými rovnicemi spojené s kostí podmínkou interakce a b) pomocí strukturálních 3D měkkých čtyřstěnů spojených s kostí ve všech společných stupních volnosti. Modely vykazovaly ve sledovaném frekvenčním pásmu velmi dobrou vzájemnou shodu ve vypočtených vlastních charakteristikách i dobrou shodu s experimentálními výsledky [3,4]. To nám umožnilo pro výpočet funkcí frekvenčního přenosu a přechodových jevů vybrat z těchto modelů ten výhodnější z hlediska možností vyhodnocení daných závislostí a časové náročnosti jejich výpočtu v programu ANSYS 5.6.

Ukázalo se, že výpočet odezev při integraci plných pohybových rovnic s několika stovkami časových kroků by u těchto modelů trval vzhledem k velikosti MKP úlohy a šířky pásma i přes vysoký výkon pracovní stanice DEC několik dní a je tedy pro rozsáhlejší analýzu nevhodný. U modelu výplně typu b), tvořené strukturálními konečnými prvky, je však možné kromě přímé integrace použít i úspornější řešiče, a to integraci redukovaných pohybových rovnic nebo metodu superpozice vlastních tvarů. Vzhledem k již dříve vypočteným vlastním charakteristikám systému (viz [1]) byla vybrána metoda superpozice. K vyhodnocení funkcí frekvenčního přenosu jsme použili analytický vztah pro výpočet resolventy. Zde jsme opět byli nuceni použít modelu b), neboť u modelu a) nejsou v programu ANSYS 5.6 pro interakční formulaci problému splněny podmínky ortonormálnosti vlastních tvarů, která je nutná pro použití resolventy.

Vypočtené přenosové funkce jsou porovnány s experimentálními daty a použity k posouzení významnosti přenosových cest šíření dynamických rozruchů mezi vybranými významnými anatomickými body na lebce člověka a místem polohy sluchového orgánu (hlemýžďe) ve vnitřním uchu.

* Ing. Luděk Pešek, CSc., Ing. Jaromír Horáček, DrSc., Ing. Pavel Hendrych, Ústav termomechaniky AV ČR, Dolejškova 5, 182 00 Praha 8

2. VZTAHY PRO VÝPOČET FUNKCÍ FREKVENČNÍHO PŘENOSU

Funkce frekvenčního přenosu $h_{j,m}$ nekonzervativního mechanického systému se samoadjungovanými operátory pro konfiguraci j -tý snímač m -tý budič lze získat pomocí resolventy:

$$h_{j,m}(\omega) = \sum_{k=1}^N x_{j,k} (i\omega - \lambda_k)^{-1} x_{k,m} + \sum_{k=1}^N \bar{x}_{j,k} (i\omega - \bar{\lambda}_k)^{-1} \bar{x}_{k,m}, \quad (1)$$

kde N je počet identifikovaných vlastních tvarů, $\lambda_k = -\sigma_k + i\omega_k$ je k -té vlastní číslo, σ_k je konstanta útlumu, ω_k je vlastní frekvence, ${}^T \mathbf{x}_k = (x_{1k}, x_{2k}, \dots, x_{Mk})$ je k -tý vlastní vektor a zobecněná modální matice:

$$\mathbf{V} = [-\mathbf{v}_v -] = \begin{bmatrix} -\mathbf{x}_k - & -\bar{\mathbf{x}}_k - \\ -\lambda_k \mathbf{x}_k - & -\bar{\lambda}_k \bar{\mathbf{x}}_k - \end{bmatrix} \quad (2)$$

splňuje podmínku ortonormality v rozšířeném stavovém prostoru. Vodorovná čárka nad písmeny označuje komplexně sdružené číslo.

S ohledem na složitost modelování disipačních jevů ve vyplněné lebce a vzhledem k dostupným experimentálním údajům jsme se rozhodli k výpočtu frekvenčních přenosů použít vlastních tvarů \mathbf{y}_k normovaných k matici hmotnosti a úhlových frekvencí ω_k vypočtených z konzervativního modelu lebky s výplní typu b) a vliv disipace zahrnout zavedením konstant útlumu, jež byly zjištěny experimentálně.

Pro konzervativní systém lze vztah (1) z podmínky kladené na čitatele jako reálného čísla upravit do tvaru:

$$\mathbf{h}(\omega) = \sum_{k=1}^N \frac{i 2\omega_k \mathbf{x}_k {}^T \mathbf{x}_k}{(\omega_k^2 - \omega^2)}, \quad (3)$$

kde $\mathbf{h}(\omega)$ je matice frekvenčních přenosů. Při ortonormalizaci vlastních vektorů \mathbf{y}_k konzervativního systému k matici hmotnosti dostaneme pro FP vztah

$$\mathbf{h}(\omega) = \sum_{k=1}^N \frac{\mathbf{y}_k {}^T \mathbf{y}_k}{\omega_k^2 - \omega^2}. \quad (4)$$

Porovnáním vztahů (3) a (4) dostáváme

$$\mathbf{x}_k = \frac{\mathbf{y}_k}{\sqrt{2i\omega_k}}. \quad (5)$$

Po dosazení rovnice (5) do rovnice (1) lze po úpravě psát

$$h_{j,m}(\omega) = \sum_{k=1}^N y_{j,k} [2\omega_k (-\omega - (-i\sigma_k - \omega_k))]^{-1} y_{k,m} + \sum_{k=1}^N -y_{j,k} [2\omega_k (-\omega - (-i\sigma_k + \omega_k))]^{-1} y_{k,m}. \quad (6)$$

3. PARAMETRY MKP MODELU LEBKY S VÝPLNÍ A MODÁLNÍ ANALÝZA NUMERICKÉHO MODELU

Vytvořený MKP model lebky člověka (viz [1]) se skládá z 30 500 konečných prvků výplně, 17 500 prvků lebeční kosti a z celkového počtu 9 311 uzlů (viz obr.1). Geometrie a MKP model lebeční kosti byly získány zpracováním dat pořízených z CT [2] pro tutéž lebku, která byla podrobena experimentální modální analýze [3]. Pro okrajové podmínky bylo uvažováno volné zavěšení, které bylo realizováno i v experimentu.

Materiálové konstanty kosti a výplně byly zvoleny následovně:

- kost: modul pružnosti $E_k = 0.446 \cdot 10^{10}$ Pa, Poissonova konstanta $\mu_k = 0.21$, hustota $\rho_k = 1410$ kg/m³ (prvky SOLID72).

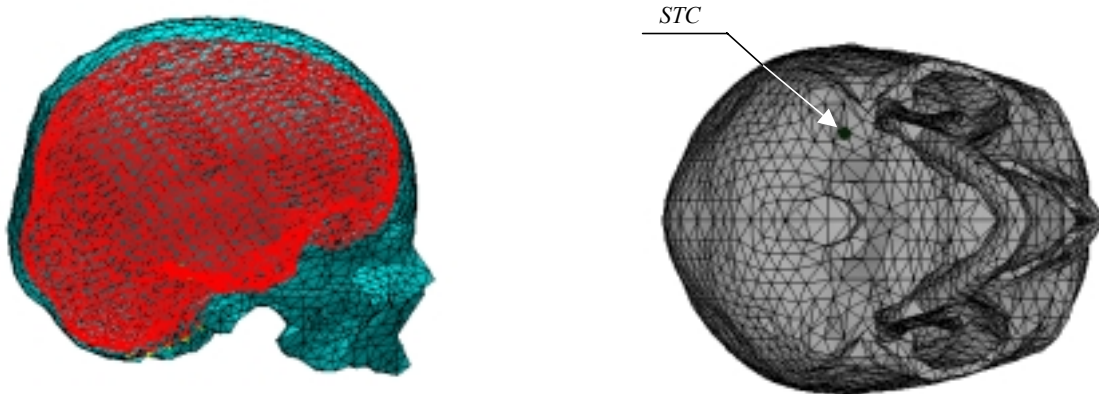
- b) výplň: modul pružnosti $E_v=12 \cdot 10^3$ Pa, Poissonova konstanta $\mu_v=0.499999$, hustota $\rho_v=1030$ kg/m³ (strukturální prvky SOLID72).

Problém výpočtu vlastních hodnot numerického modelu byl realizován Hausholderovou redukovanou metodou s definováním tzv. řídicích stupňů volnosti (MDOF – master degrees of freedom). Jako řídicí stupně volnosti byly vybrány všechny stupně volnosti všech uzlů ležících na rozhraní mezi kostí a výplní.

Prvých šest vypočtených vlastních frekvencí je uvedeno v Tabulce 1. Konstanty útlumu pro jednotlivé vlastní frekvence byly dopočítávány z hodnoty poměrného útlumu 7%. Tato hodnota byla stanovena na základě výsledků experimentální modální analýzy lebky s výplní [3]. Příslušné nejnižší tři tvary kmitání jsou uvedeny v příspěvku [1]. Protože MKP model lebky byl vytvořen jako symetrický vůči mediánní rovině M jsou liché tvary symetrické vůči této rovině a sudé tvary antisymetrické.

Tabulka 1- Vypočtené nejnižší vlastní frekvence lebky s modelem měkkých tkání [1]

I	1.	2.	3.	4.	5.	6.
f_i [Hz]	1021.1	1102.1	1316.3	1409.0	1415.8	1509.5



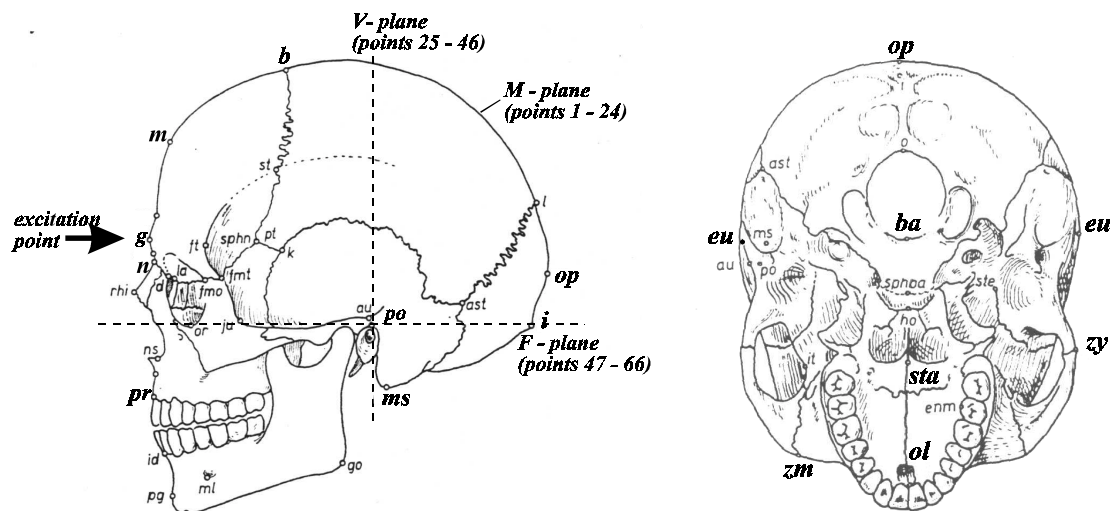
Obr. 1 MKP model lebky člověka s vyznačením polohy hlemýždě (STC).

4. ANALYTICKÉ A EXPERIMENTÁLNÍ VÝSLEDKY PRO FUNKCE FREKVENČNÍCH PŘENOSŮ

Přenosové funkce byly experimentálně i teoreticky vyšetřovány ve třech anatomicky významných rovinách (viz obr. 2):

1. M- mediánní rovina určená body *n* (nasion), *m* (metopion) a *i* (inion);
2. F- tzv. frankfurtská horizontála určená body *po* (porion) a *i* (inion);
3. V- vertikální rovina, která je kolmá na rovinu F a protíná se s ní v bodech *po* (porion).

Z hlediska studia přenosu zvuku kostním vedením ke sluchovému orgánu vnitřního ucha z různých míst na lebce člověka byly funkce FP sledovány i v několika dalších antropometricky definovaných bodech: *sta* (staphylion) – na okraji tvrdého patra, *zy* (zygion) – na jařmovém oblouku, *ms* (mastoideale) – na spodním výběžku kosti spánkové, *ol* (orale) – na horní čelisti, *STC* – na spodině lebeční v místě kontaktu s vnitřním uchem (hlemýžděm), *op* – nejvíce dozadu položený bod na týlní kosti a *g* (glabella) – zvýšené místo na dolním okraji čelní kosti.

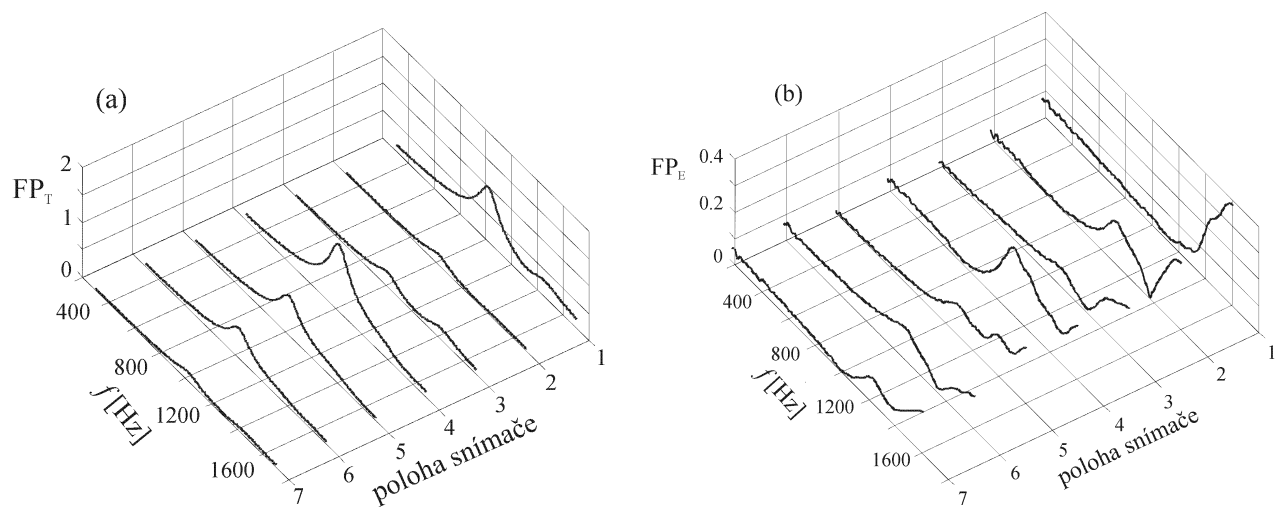


Obr. 2 – Místa měřících rovin a bodů na lebce člověka.

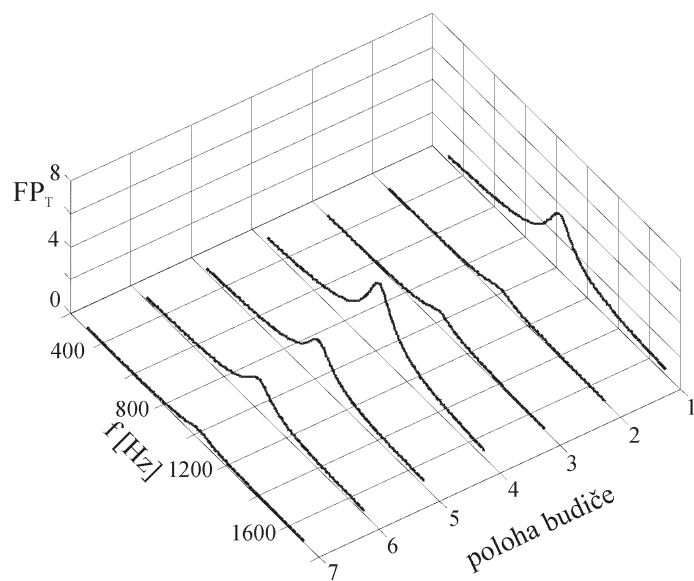
Na obr. 3 jsou pro srovnání analytického výpočtu FP ze vztahu (6) a experimentálních dat pro modální analýzu lebky s výplní vyneseny funkce FP pro konfigurace budič-snímač ve směru normál k vnějšímu povrchu lebky v několika antropologicky významných bodech lebky - viz obr. 1 se zakreslenými body *sta*, *zy*, *ms*, *ol*, *STC*, *op*, *g*, *m*. Frekvenční pásmo pro výpočet FP bylo zvoleno v rozmezí 200-1600 Hz s frekvenčním krokem 8 Hz.

Na obr. 3 jsou vypočtené a naměřené funkce FP pro buzení lebky v místě *g* (glabella) a pro odezvu sledovanou v několika výše uvedených antropometrických bodech. Vypočtené a naměřené průběhy funkcí FP si většinou navzájem kvalitativně odpovídají pokud vezmeme v úvahu určité nepřesnosti ve snímaných směrech kmitání i v umístění snímače vibrací na složitě tvarovaném povrchu lebky. K tomu přistupují další skutečnosti vyplývající z toho, že konečnoprvkový model je symetrický k mediánní rovině *M* a byl buzen právě v ose symetrie (v bodě *g*). Proto v teoretických průbězích FP nejsou obsaženy příspěvky druhého tvaru kmitání, který je antisymetrický vzhledem k této rovině. Ve výpočtu funkcí FP byl použit modul pružnosti stejný pro suchou i mokrou kost. To je též jedním z možných důvodů proč rezonanční frekvence zjištěné experimentálně leží poněkud výše než odpovídající rezonanční frekvence u vypočtených funkcí FP.

Na obr.4 jsou uvedeny vypočtené funkce FP pro konfigurace několika míst buzení a místa odezvy snímané v bodě *STC*. Nejvíce byl vybuzen první vlastní tvar kmitání s frekvencí 1021 Hz. Z obrázku je patrné, že největší amplitudy funkcí FP mezi vybranými body jsou u konfigurací: 1) *sta-STC*, 4) *ol-STC* a 5) *STC-STC*, přičemž body *ol* a *sta* přísluší místům buzení na tvrdém patru. Podobné závěry vyplynuly i z experimentů, kde byl zjištěn největší přenos vibrací k místu vnitřního ucha (k bodu *STC*) z bodu *sta* na konci tvrdého patra (viz [4]).



Obr. 3 Funkce FP mezi konfiguracemi budič-snímač: 1) *g-sta*, 2) *g-zy*, 3) *g-ms*, 4) *g-ol*, 5) *g-STC*, 6) *g-op*, 7) *g-m*; a) – vypočtené FP_T , b) – naměřené FP_E .



Obr. 4 Analyticky vyhodnocené funkce FP mezi konfiguracemi budič-snímač: 1) *sta-STC*, 2) *zy-STC*, 3) *ms-STC*, 4) *ol-STC*, 5) *stc-STC*, 6) *op-STC*, 7) *m-STC*.

5. ZÁVĚR

Výpočty funkcí frekvenčních přenosů mezi vybranými antropometrickými body na lebce člověka ukázaly přijatelnou shodu s experimentálními údaji a potvrdily adekvátnost vytvořeného MKP modelu lebky pro dynamické analýzy i simulace. Zároveň byla teoreticky podpořena hypotéza o významnosti okolí konce tvrdého patra k zajištění přenosu řeči člověka k vlastnímu sluchovému orgánu kostním vedením. V současnosti je snahou aplikovat výše uvedenou metodu modální superpozice i na numerické řešení odezvy lebky s výplní při rázovém zatížení, které bylo realizováno v experimentu [3].

6. LITERATURA

- [1] Pešek, L., Horáček, J., Hendrych, P. (2000): Numerické modelování a modální analýza lebky člověka se simulací vlivu mozkové tkáně. In: Proc. of Interaction and Feedbacks 2000, ÚT AV ČR, 28.-29. 11. 2000, pp. 173-176 (ISBN 80-85918-58-7)
- [2] Horáček, J., Formánek, P., Hendrych, P., Pešek, L. (2000a): FE model of the human skull for dynamic analysis. In: Sb. Biomechanika člověka 2000, 24.-25.11.2000, Olomouc pp. 45-48 (ISBN 80-244-0193-2).
- [3] Horáček, J., Veselý, J., Trnka, J., Veselý, E. & Vohradník, M. (2000): Dynamic behaviour of the human skull. In: Proc. of Eng. Mechanics'2000, May 15-18, 2000, Svatka, Vol. 3, pp. 125-130
- [4] Horáček J., Veselý, J., Vohradník, M. (1999): Dynamics of the human skull. In.: Proceedings of the Fourth European Conference on Structural Dynamics EUROLYN'99, Prague, 7-10 June 1999, Balkema, Rotterdam, 1999, pp. 187-192.

Příspěvek byl vypracován v rámci řešení komplexního grantového projektu GA ČR č. 106/98/K019: Matematicko-fyzikální modelování vibroakustických systémů v biomechanice hlasu a sluchu člověka.