

ENERGY-BASED EVALUATION METHOD OF DISSIPATIVE PROPERTIES OF A BIOMECHANICAL SYSTEM

J. Barbora, J. Mevald¹

Summary: *Many hardly acceptable simplifying assumptions are related to vibration load evaluation of biomechanical system, concerning sitting driver or passenger, and its interaction with mechanical system of the seat. The study is focused on those assumptions and presents other important factors, yet neglected when optimizing seats in terms of population range. The interaction of the biomechanical system and the seat is more or less given by the individual driver – seat couple. The study proposes peak values of the energy flow rate, its participation on the dissipation, total dissipation during the time of exposition and energy flow rate density as the criteria*

1. Úvod

Přenos vibrací do biomechanického systému sedícího řidiče je kromě závislosti na vstupním signálu do sedačky dán interaktivními vlastnostmi dvojice sedačka – řidič. Tyto vlastnosti se často posuzují odděleně. Měří se impedance biomechanického systému buzeného tuhou deskou [Holmlund]. Zpracování výsledků se provádí pomocí komplexních veličin, které platí pro lineární a harmonické procesy. Pomocí impedance se navrhují zátěžové moduly, které mají aproximovat reálnou biomechanickou soustavu. Sedačka se hodnotí vtlačováním skořepiny (tuhá tvarovka) nahrazující tvar přibližně průměrného těla. Zanedbávají se rozdílné typy uvnitř populačního vzorku a jeho rozdílné vlastnosti. Je třeba si položit otázku, zda zmíněnými přístupy, vzhledem k silným interaktivním nelinearitám, se nedopouštíme příliš velkých a nepřijatelných zjednodušení.

Zkušenosti ukazují, že interakce ve stykové zóně jsou na každém členu ovlivněny mnoha faktory. Na straně biomechanického systému rozhodují např. tvar stykové zóny (daný „přírodou“), tuhost a tlumení tkání, předpětí oděvu a jeho viskoelastické vlastnosti při dlouhodobém zatížení, aj.

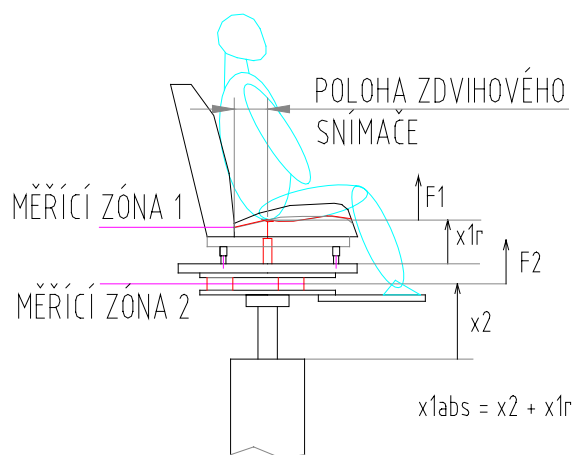
Na straně sedačky má vliv např. tvar polštáře (daný návrhářem), viskoelastické vlastnosti výplně sedačky, předpětí potahových vrstev, typ tkaniny a její viskoelastické chování. Některé charakteristické typy materiálů sedaček a jejich dynamické charakteristiky jsou popsány ve zprávách [Fridrichová], [Círk]. Lze předpokládat, že vlastnosti každé dvojice sedačka a řidič jsou individuální se specifickými přenosovými charakteristikami, které se u jednotlivých dvojic mohou významně lišit. Přitom je třeba respektovat nelinearity systému.

¹ Doc. Ing. Jaromír Barbora, CSc., KST, FS, TU v Liberci, Hálkova 6, 461 17 Liberec 1, +42 606 202 294,
Doc. Ing. J. Mevald, CSc., KMP, FS, TU v Liberci, Hálkova 6, 461 17 Liberec 1, +42 48 5354 145,
josef.mevald@tul.cz

V našem výzkumu jsme se zaměřili na nový postup hodnocení vibroizolačních vlastností sedaček na základě kritérií odvozených z energetického toku ze změřených silových účinků a rychlostí ve dvou měřicích zónách. V hydrodynamické laboratoři (HDL) Technické univerzity v Liberci jsme aplikovali postup na dvou automobilových sedačkách s cílem posoudit, která může lépe vyhovovat danému souboru populačního vzorku při hodnocení podle disipované energie. Energetické hodnocení u biomechanických systémů se objevuje v pracích [Holmlund], [Dobry]. U [Holmlund] není přesně vymezen pojem absorpce a disipace energie. Autor uvádí, že maximální absorpce probíhá, je-li síla a rychlost ve fázi $\Phi=0$. V článku [Lundström] uvádí, že absorbovaná energie je potřebná pro udržení chodu pro vyrovnání disipace vnitřním útlumem. Z příspěvku vyplývá, že absorbovaná energie se rovná disipované energii. V textu se pokusíme oba procesy rozlišit.

2. Použitý přístup

Základní schéma uspořádání experimentu v HDL je na obr. 1. Při měření usilujeme o získání informace o okamžitém průběhu rychlosti a síly od klidové rovnovážné polohy ve dvou zónách. Definujme si pro řešený případ biomechanický systém (sedícího člověka) na polštáři sedačky jako dvě kontinua v kontaktu, u kterých definujeme pružnost, tlumení a setrvačnost, popř. vlastnosti aktivních členů.



Obr. 1 Schéma experimentu v HDL

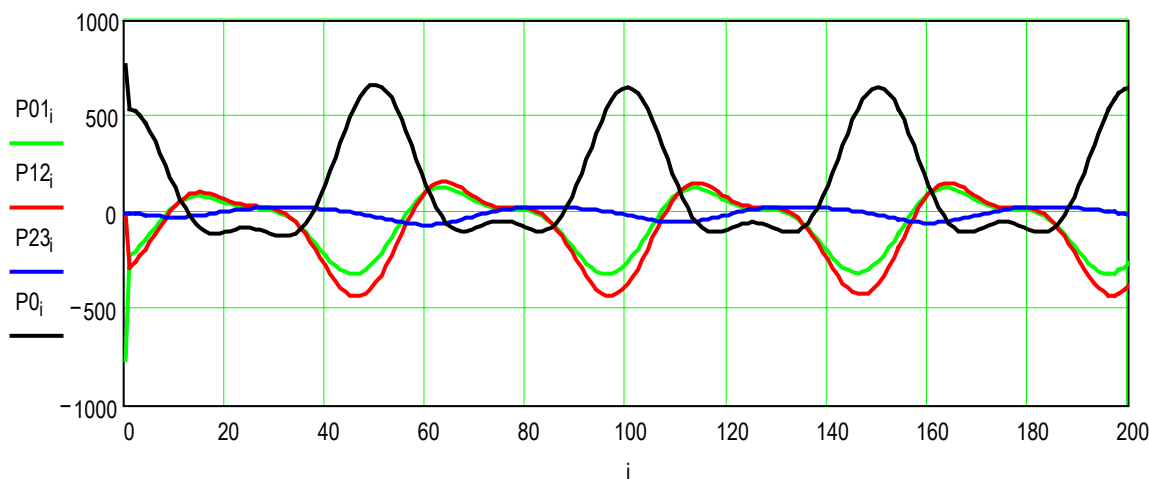
(případně v budoucnu v několika bodech) a naměřenou hodnotu přiřadíme ostatním elementům. Náhrada vychází z předpokladu o tvaru kontaktní plochy podle obr. 3.

V měřicí zóně 2 mezi budičem a sedačkou měříme silové poměry třemi silovými snímači a rychlost získáme derivací polohového signálu budiče. Cílem je sledovat větvení energetického toku do disipace a akumulace jak u sedáku, tak i u těla řidiče. Disipační proces je nevratná transformace mechanické energie na energii tepelnou probíhající v tlumicích členech, která odchází jiným kanálem, než prochází mechanická energie. Akumulace odpovídá energii, která se v určitých fázích vibrační periody přechodně uloží do pružných a hmotnostních členů a v jiné fázi se znovu uvolní a může se vrátet původním kanálem, případně přenášet stykovou zónou do okolních členů.

Energetický tok, tj. výkon P_1 zónou 1 (analogicky s tepelným tokem) je rychlost průchodu energie E kolmo na orientovanou plochu, v našem případě rovinou proloženou v místě měření kolmo na směr buzení. Zřejmě bude platit (pro měření tlakovou folií)

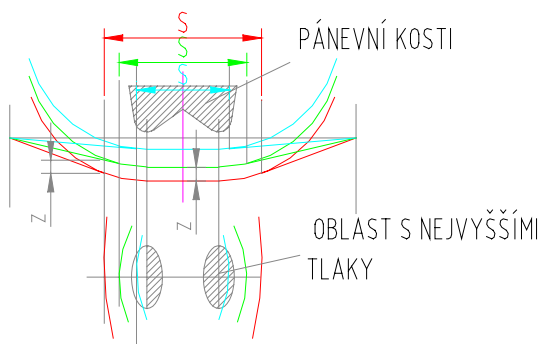
$$P_1 = \frac{dE_1}{dt} = \sum_s p \cdot v_e \Delta S = F_1 \cdot v_1 \quad [W]. \quad (1)$$

kde F_l výsledná okamžitá síla, v_l okamžitá rychlost v zóně 1, p elementární kontaktní tlak, v_e je okamžitá rychlost elementu, ΔS plošný element, $p \cdot v_e = q$ představuje elementární hustotu energetického toku. Polarita síly je určena od rovnovážné klidové polohy. Podobně v zóně 2



Obr.2 Časové průběhy výkonů u modelu sedačky s pasivní 2- hmotovou zátěží

$$P_2 = \frac{dE_2}{dt} = F_2 \cdot v_2 \quad [W]. \quad (2)$$



Obr. 3 Změna kontaktní plochy na zdvihu

Typické časové průběhy výkonů ze simulace popsané v odst. 3 jsou na obr. 2. Záznam odpovídá intervalu 1s při harmonické buzení o frekvenci 4 Hz. Časový průběh vstupního energetického toku (výkonu) v místě buzení P01 je označen černě a jeho energie daná integrací přes dobu expozice dává zřejmě kladnou hodnotu. Naopak disipované energetické toky (výkony) P01 v polštáři a ve viskoelastických vazbách modelu zátěže P12 a P23 po integraci odpovídají záporným hodnotám energie, přičemž součet všech disipovaných energií se rovná budící energii.

Během měření neumíme od sebe oddělit okamžité účinky akumulačních složek (pružných, setrvačných a gravitačních) od složek disipačních. Protože posun k záporným hodnotám způsobují pouze tlumicí složky, lze ze střední hodnoty usoudit na disipaci. (Netlumená soustava má nulovou střední hodnotu výkonu za dobu periody.) Lze stanovit pouze průměrnou hodnotu disipačního výkonu za dobu periody T pro zónu 1:

$$P_1 \text{ dis stř} = \frac{1}{T} \cdot \int_0^T P_1 dt. \quad (3)$$

Podobně pro zónu 2

$$P_2 \text{ dis stř} = \frac{1}{T} \cdot \int_0^T P_2 dt. \quad (4)$$

$P_{1dis\ stř}$ představuje disipační výkon mařený nad zónou 1, podobně $P_{2dis\ stř}$ představuje disipační výkon mařený nad zónou 2, tedy mařený jak v biomechanické části (těle), tak i v mechanické části sedačky.

Střední disipační výkon mařený v sedáku je dán rozdílem

$$P_{dis\ sed\ stř} = P_{2\ dis\ stř} - P_{1\ dis\ stř}. \quad (5)$$

Rozdíl okamžitých průběhů toků zónou 2 a 1 představuje tok prošlý do akumulace tak i do disipace v sedáku

$$P_{sed} = P_2 - P_1. \quad (6)$$

Protože kontaktní folie nám umožňuje zároveň určit i okamžitou kontaktní plochu, kdy elementární tlak je větší než nula, pak okamžitá střední hustota toku q stř je dána

$$q_{stř} = \frac{P_1}{S}, \quad (7)$$

kde S je okamžitá kontaktní plocha; její změna v závislosti na zdvihu je patrná z obr. 3. Při $q_{stř}$ je fiktivně rovnoměrně rozdělená hustota po stykové ploše.

Maximální kontaktní tlaky se vyskytují v oblasti sedacích kostí. Nejvyšší hustotu toku lze očekávat v okamžiku špičkové hodnoty toku, t.j. ve fázi mezi záporným maximem rychlosti a záporným maximem síly. Pro srovnávání bude vhodné definovat $\Delta S_{90-100\%}$ jako plochu odpovídající 90% až 100% maximálního kontaktního tlaku; potom

$$q_{\max(90-100\%)} = \sum_S p_{90-100\%} \cdot \Delta S_{90-100\%} \cdot \Delta v. \quad (8)$$

Efektivní hodnota okamžitého výkonu daná vztahem pro zónu 1

$$P_{ef1} = \sqrt{\frac{1}{T} \cdot \int_0^T P_1^2 dt} \quad (9)$$

představuje ekvivalentní tok stejnosměrného charakteru (činný výkon) jak do akumulace, tak i do disipace.

Podobně pro zónu 2 efektivní hodnota okamžitého výkonu pro zónu 2 je dána vztahem

$$P_{ef2} = \sqrt{\frac{1}{T} \cdot \int_0^T P_2^2 dt}. \quad (10)$$

Dalším ukazatelem je disipovaná práce L v zátěži za dobu expozice T_{ex} (14 400 s.)

$$L = P_{1dis\ stř} \cdot T_{ex}. \quad (11)$$

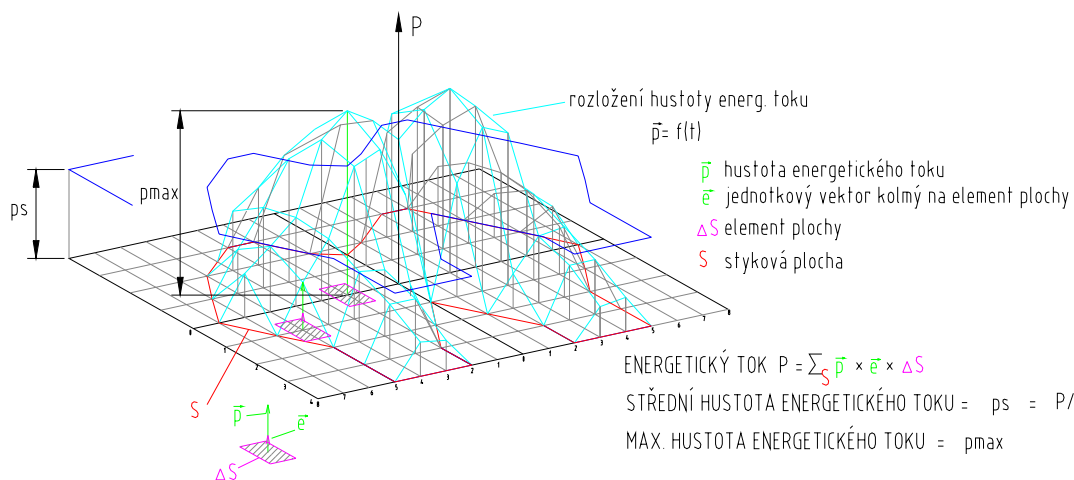
Uvedené ukazatele je možné vztáhnout na 1 kg hmotnosti biomechanické zátěže. Lze předpokládat, že skutečné poměry budou složitější a např. disipovaná energie se bude transformovat pouze v určité lokalitě bez podílu celkové biomechanické zátěže.

Na obr. 4 jsou naznačeny základní představy použitých pojmů.

Výhody navržené soustavy hodnocení:

1. Předložená kritéria jsou funkční i při nelineárních vlastnostech hodnocených systémů.

2. Umožňují sledování změn vlastností i při dlouhodobém zatěžování, kdy lze očekávat změny interakcí vlivem tečení a relaxace u obou soustav
3. Hodnocení je použitelné u harmonického buzení, náhodného signálu ale i jiných procesů.



Obr. 4 Rozložení hustoty energetického toku

Poznámky k současným možnostem:

Styková zóna mezi sedačkou a biomechanickým systémem: ideální by bylo měřit v každém tlakovém elementu i okamžitou rychlost. Lze očekávat, že tvar kmitu ve stykové zóně, zvláště při vyšších frekvencích může mít rozdílný tvar. Zatím hodnocení v tomto směru není dostupné. V úvahách v provedeném přístupu předpokládáme základní kmit, tj. že všechny body styku mají stejnou rychlost, či přesněji zanedbáváme změnu rychlosti směrem ke kraji stykové zóny. V obr. 3 je naznačeno očekávání zdvihu ve stykové zóně v řezu v úrovni sedacích kostí. Směrem ke kraji se bude amplituda zmenšovat. Ve směru ke kraji se také snižuje i kontaktní tlak. Výkon resp. hustota toku prošlá elementem ve skutečnosti bude nižší než při uvedeném předpokladu.

Vlastní hodnocení a hledání odpovědi na otázku, která sedačka bude vhodnější pro daný populační vzorek a daný vstupní signál lze formulovat takto:

1. čím menší bude disipace energie v populačním vzorku
2. bude-li stejná disipace probíhat při nižší hladině záporného špičkového toku.
3. poměrem efektivní hodnoty $P_{efl}/P_{l\text{dis}}$ stř při stejné disipaci
4. pro soubor populačních vzorků bude rozhodovat menší hodnota souhrnné disipované energie konkrétní sedačky

Energetický tok a hustota energetického toku je veličina, která nemůže být zcela potlačena, protože je zároveň nositelem důležitých informací o dynamickém stavu vozidla, vnímaných tělem přes sedačku. Při vibracích vykazuje největší změny. Při dokonalém odpružení by řidič ztratil či lépe omezil významně kontakt s vozidlem. (Kamiony s dokonalým odpružením vykazují velmi tragické dopravní nehody.) Bude ještě nutný výzkum jak horní tak i dolní hranice hustoty energetického toku.

Dále jsou uvedeny některé výsledky experimentálního vyšetření disipace energie a maximálního toku na dvou sedačkách při zatížení zátěžovým modulem a člověkem.

Z provedených měření je zřejmé, že nejsou zcela stejné výsledky při zatěžování sedaček zátěžným modulem a reálnou biomechanickou zátěží. Modul je dvuhmotový dle ISO 5982

(starší verze). Budicí signál byl harmonický max. hodnota 0.2 g. Původní záměr byl ověřit hodnocení naznačenou metodou na širším populačním vzorku. Z důvodů platnosti ČSN EN ISO 13090 jsou měření odložena z důvodů schválení zařízení pro zkoušky etickou komisí. Dvojice sedaček byla hodnocena kritériem disipované energie za dobu expozice zátěžným modulem. Sedačka „nová“ ukazuje nižší disipaci v zátěži.

Hodnocení sedaček naznačeným postupem se bude dále prověřovat na širším populačním vzorku současně při sledování subjektivních pocitů.

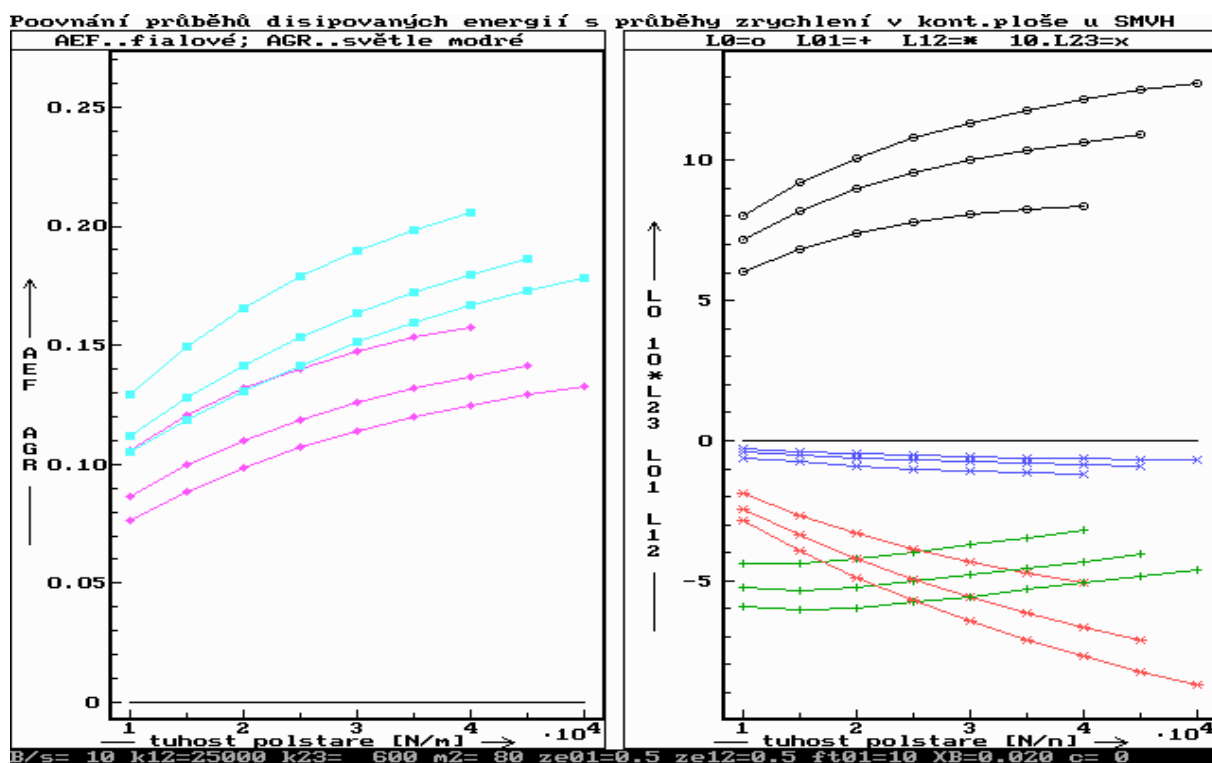
Experimentální vyšetřování bylo podloženo simulačním modelováním.

3. Simulace dvouhmotové zátěže v sérii na nelineárním modelu polštáře sedačky

Jako příklad jednoho z mnoha simulačních experimentů je na obr.5 uvedeno porovnání průběhů vyšetřených hodnot modifikovaných zrychlení AEF a AGR v levém okně s průběhy hodnot energií v pravém okně. Průběhy celkové vstupní kladné energie značíme černě, záporné disipované energie v polštáři zeleně a ve vazebním členu hlavní hmoty červeně, resp. u vedlejší hmoty modře. V obou oknech jsou průběhy vypočteny v závislosti na rostoucí tuhosti polštáře sedačky při třech úrovních zátěže: 40 kg (nejkratší průběhy), 60 kg (střední) a 80 kg (nejdelší průběhy). Modifikované hodnoty zrychlení jsou vypočteny ze zrychlení $a(t)$ v kontaktní ploše mezi polštářem sedáku a zátěží, přičemž

$$AEF = kef \cdot \frac{1}{T} \cdot \int_0^T |a(t)| dt, \quad AGR = kgr \cdot \sqrt[4]{\frac{1}{T} \cdot \int_0^T (a(t))^4 dt}, \quad (12)$$

kde koeficienty kef , resp. kgr , upravují vhodně velikost AEF , resp. AGR pro společné zobrazení pro daný rozsah parametrů, T značí dobu expozice při simulačním experimentu.



Obr. 5 Porovnání průběhů kinematických veličin s průběhy energií za dobu expozice T

Ukazuje se, že s rostoucí tuhostí polštáře sedačky rostou modifikovaná zrychlení i celková dodaná energie do modelu systému společně s absolutními hodnotami disipovaných energií ve vazbách modelu zátěže, zatím co absolutní hodnota disipované energie v polštáři se při větších tuhostech zmenšuje. Kromě toho je patrné, že s rostoucí hmotou zátěže sedačky se zmenšují modifikovaná zrychlení, ale absolutní hodnoty sledovaných energií se naopak zvětšují s výjimkou disipované energie ve vedlejší hmotě.

4. Závěr

Předložená experimentální studie hodnocení sedaček řidiče vychází z měření energetického toku ve dvou zónách. Umožňuje oddělit od celkového toku tok do disipace a to jak u biomechanického systému tak i u sedačky a sledovat podrobněji interakce mezi biomechanickým systémem a sedačkou. Interakce se jeví jako charakteristická pro danou dvojici. Protože tok a jeho hustota jsou pro řidiče přenašeči důležitých informací o dynamickém stavu na podvozku vozidla, měla by hustota toku existovat v určitém rozpětí. Toto lze dosáhnout přizpůsobovacím členem, který bude optimalizovat rozložení kontaktních poměrů sedáku pro konkrétní dvojici. Sebedokonalejší odpružení sedačky jako celku při nevhodném rozložení toku a jeho hustoty po stykové ploše může být významným zkreslujícím faktorem při přenosu informací o dynamických dějích. Energetický tok vstupuje jednak do akumulace a jednak do disipace nad zónou 1. Podobně pro zónu 2 ve styku obou buzených systémů s budičem.

Výchozím cílem tohoto výzkumu je vyšetření optimálních parametrů sedačky, zejména její tuhosti, popř. tlumení, podle hmotnosti řidičů s ohledem na jejich rozměrové a somatické odlišnosti. Je zřejmé, že neexistuje optimální tuhost sedáku, která by vyhovovala celé populaci řidičů, podobně jako nemůže vyhovovat jedna poloha sedáku pro všechny řidiče. Doporučuje se proto zaměřit další výzkum především na výzkum a vývoj sedáku s nastavitelnou tuhostí.

5. Poděkování

Tato práce vznikla s podporou Výzkumného záměru MSM 4674788501. Děkujeme pracovníkům HDL ing. Tomáši Zůbkovi a ing. Janu Petříkovi za provedení experimentu a zpracování výsledků.

6. Literatura

Holmlund, P., Lundström, R., Lindberg, L., (1999) Mechanical impedance of the human body i vertical direction, *Applied Ergonomics* 31(2000) 414 – 422

Fridrichová, L., Mevald, J: Optimalizace tuhosti čalouněného automobilového sedáku předpětím potahového materiálu. *Sborník semináře. Zvolen 2005. s 13-17*

Cirkl, D., (2006) Mechanické vlastnosti polyuretanové pěny, *Doktorská disertační práce TUL Liberec, leden 2006*

Lundström, R., Holmlund, P., (1998) Absorption of energy during whole – body vibration exposure, *Journal of Sound and Vibration* (1998) 215(4), 789-799

Dobry, M., W., (2002) Energy analysis of mechanical and biomechanical systems, *XX Symposium – Vibrations in physical systems (2002) Poznaň*