

ZMĚNY PŘENOSOVÉ FUNKCE SEGMENTU LIDSKÉHO TĚLA PŘI ŘÍZENÍ AUTOMOBILU

R.Drahorádová*, M.Drahorád, K.Jelen***, P.Kubový******

Summary: V příspěvku je popsáno experimentální stanovení přenosové funkce segmentu lidského těla v závislosti na délce zatížení a její modifikace v důsledku působení monotonie a různých poloh těla. Jsou prezentovány výsledky a závěry z úvodních měření provedených v rámci výzkumu

1. Úvod

Práce se zabývá změnami přenosové funkce vybraného segmentu lidského těla jako odezvy na monotonii vznikající při řízení vozidla, možnostmi jejího praktického měření a reálné kvantifikace ve vazbě na důsledky. Byla zkoumána závislost tvaru a hodnot experimentálně získaných přenosových funkcí v závislosti na délce trvání monotonie a poloze těla řidiče.

Práce vznikla v rámci diplomové práce jako pilotní studie k této problematice řešené na FTVS UK v Praze.

2. Monotonie

Monotonie je popisována jako jednotvárná, opakující se situace, pro kterou je charakteristický výskyt stále stejných podnětů nebo jejich nedostatek. Obecně má tato situace za následek vznik útlumu a zhoršení pozornosti.

V souvislosti s řízením automobilu je monotonie často uváděna ve vztahu se senzorickou stimulací. Tyto situace jsou charakterizovány opakovanými, stále stejnými pohybovými stereotypy. Monotónní situace jsou typické chudým počtem nebo variabilitou podnětů, resp. informací. Jejím extrémem je pak senzorická deprivace a tělesná únava. Tato situace se týká i řidičů na „jednotvárném“ úseku cesty, případně v kombinaci s předchozí tělesnou únavou. Reakce na monotónní činnost je silně individuální, zejména co se týče časové závislosti vlivu monotonie na organismus.

* Mgr.Radka Drahorádová, Mračnická 1054, Praha 10, e-mail: radka.drahoradova@centrum.cz

** Ing.Michal Drahorád, ČVUT v Praze, Fakulta stavební, Katedra betonových a zděných konstrukcí, Thákurova 7, 166 29 Praha 6, tel.: +420 224 354 627, e-mail: michal.drahorad@fsv.cvut.cz

*** Doc. PaedDr. Karel Jelen, CSc., FTVS UK v Praze, Katedra anatomie a biomechaniky, José Martího 31, 162 52 Praha 6 – Veleslavín, tel.: +420 220 172 319, e-mail : jelen@ftvs.cuni.cz

**** Ing.Petr Kubový, FTVS UK v Praze, Katedra anatomie a biomechaniky, José Martího 31, 162 52 Praha 6 – Veleslavín, tel.: +420 220 172 319, e-mail : kubovy@ftvs.cuni.cz

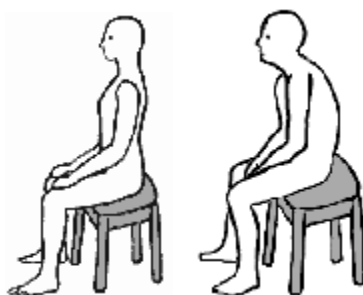
3. Analyzovaný segment lidského těla

Pro vyhodnocení vlivu monotonie na tvar a hodnoty přenosové funkce byl zvolen segment lidského těla zahrnující hlavu, krk a trup.

Důvody pro volbu tohoto segmentu byly ryze praktické. Hlavní důvod lze spatřovat ve vlastním měření přenosové funkce, kdy je „zatížení“ snímáno v místě jeho působení jak na vybraný segment lidského těla tak na lidské tělo jako takové. Vstupní hodnoty měření jsou tak jen minimálně ovlivněny charakteristikami ostatních částí těla, které nejsou do vyhodnocení zahrnuty. Výstupní hodnoty jsou potom měřeny na „opačném“ konci zvoleného segmentu, opět s minimálním vlivem ostatních částí těla.

4. Poloha těla řidiče při měření

Při měření a vyhodnocení vlivu monotonie byly uvažovány dvě polohy těla řidiče, vzpřímená a zhroucená (viz.obrázek 1). Tyto dvě polohy představují dva extrémy v držení těla, které se vyskytují při sezení, resp. řízení vozidla.



Obrázek 1 – Vzpřímená a zhroucené poloha těla řidiče při měření přenosové funkce

Vzpřímená poloha je charakteristická aktivním držením těla, což, díky napětí svalů vzpřimovačů trupu, vede ke zvýšené tuhosti celého analyzovaného segmentu lidského těla. Zhroucená poloha je naopak charakteristická minimálním úsilím o udržení polohy těla což vede k minimalizaci tuhosti celého analyzovaného segmentu. Zároveň se změnou tuhosti analyzovaného segmentu těla však dochází i ke změnám charakteristik útlumu.

Při experimentálním měření přenosových funkcí bylo pro jednoduchost a omezený počet realizovaných měření předpokládáno (a provedeno), že se řidič bedry neopírá o opěradlo sedadla. Tímto krokem se z měření vyloučí neznámé, resp. neměřitelné, vlastnosti „podepření“ analyzovaného segmentu lidského těla.

5. Experimentální měření

Experimentální měření byla provedena jednak v laboratoři a jednak „in situ“, přímo při jízdě vozidlem. Jako primární veličina byla měřena zrychlení, a to akcelerometry osazenými v místě styku analyzovaného segmentu těla (na konstrukci zatěžovací stoličky) a na hlavě figuranta.

5.1 Metodika měření

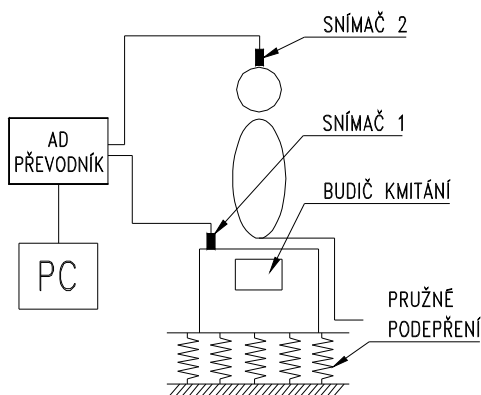
Měření odezvy segmentu lidského těla na vibrační zatížení pro stanovení přenosové funkce bylo prováděno vždy před a po jízdě automobilem, vždy pro dvě polohy těla (viz Poloha těla řidiče při měření). Jízda automobilem v trvání cca 3 hodin zajišťuje dostatečné „namáhání“

těla monotonií pro vyhodnocení jejího vlivu na přenosovou funkci analyzovaného segmentu těla.

Jednotlivá měření probíhala jednak v laboratoři a jednak in situ, přímo ve vozidle. Měření byly vždy minimálně dva rovnocenné celky dat. Při měření nebyla fixována žádná část těla figuranta. Laboratorní měření probíhala v těsné blízkosti vozidla, aby byl „stav“ figuranta po jízdě co nejméně ovlivněn jeho přesunem k zatěžovací stoličce. Při měření ve vozidle nevystupoval figurant během pokusu z vozidla.

5.2 Laboratorní měření

Laboratorní měření byla prováděna na zatěžovací stoličce (schéma viz obrázek 2) sestavené pro účely měření. Na vrstvě pružného materiálu (molitan tloušťky 20 cm) byla provedena pevná podkladní deska, na které byla připevněna jednoduchá dřevěná židle. Na spodní straně židle byl ke konstrukci židle pevně uchycen budič kmitání (viz. obrázek 3). Akcelerometry pro měření byly umístěny jednak na konstrukci židle a jednak na hlavě figuranta.



Obrázek 2 – Schéma uspořádání zatěžovací stoličky



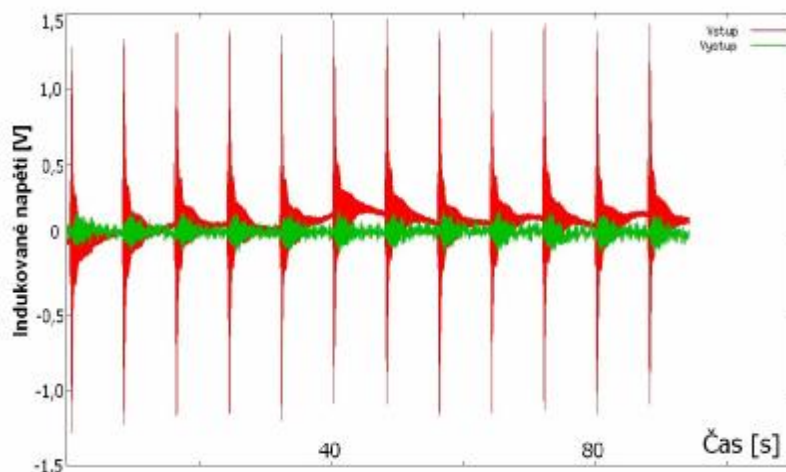
Obrázek 3 – Zatěžovací stolička

Buzení vibračního zatížení pro měření odezvy bylo zajišťováno dvěma zdroji signálu kmitání, tónovým generátorem a zařízením ProgGen. Snímání pomocí AD převodníku DRAK 5 (firma PaPouch) bylo provedeno s vzorkovací frekvencí 5kHz.

Tónový generátor (Tesla EK 344) jako zdroj signálu pro buzení kmitání je charakteristický buzením kmitání s jednou konkrétní frekvencí. Měření odezvy sestávalo ze stanovení odezvy na jednotlivé frekvence měněné v pravidelných intervalech. Rozsah měření byl stanoven v rozmezí 20÷200 Hz. Spodní hranice buzených frekvencí byla omezena rozsahem generátoru. Délka jednoho zatěžovacího cyklu s konstantní frekvencí a amplitudou byla 5s.

Zařízení ProgGen (firma PaPouch) umožňuje naprogramovat průběh budícího signálu podle potřeb měření. Pro vyhodnocení přenosové funkce analyzovaného segmentu lidského těla byl jako průběh budícího signálu zvolen tzv. *sweep*, tj. signál s konstantní amplitudou a

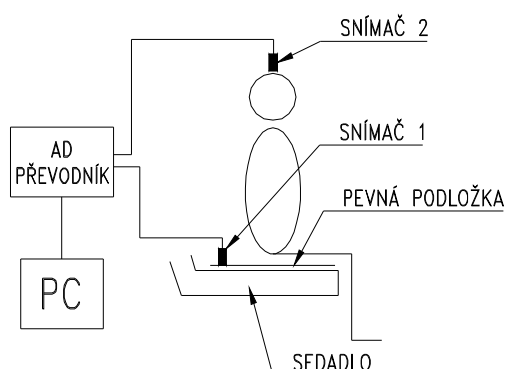
frekvencí rovnoměrně klesající během jednoho cyklu zatížení ze 100Hz na 2Hz. Délka jednoho zatěžovacího cyklu byla 8s. Příklad záznamu z měření je na obrázku 4.



Obrázek 4 – Záznam z měření při buzení zařízením ProgGen

5.3 Měření in situ

Měření in situ byla provedena přímo ve vozidle. Akcelerometry pro měření byly umístěny jednak na hlavě figuranta a jednak na sedadle (schéma měření viz obrázek 5). Akcelerometr umístěný na sedadle byl uložen ve speciálním pouzdře (viz obrázek 6), zajišťujícím jeho polohu vzhledem ke zvolenému souřadnému systému měření, a „přisednut“ figurantem.



Obrázek 5 – Schéma uspořádání měření in situ



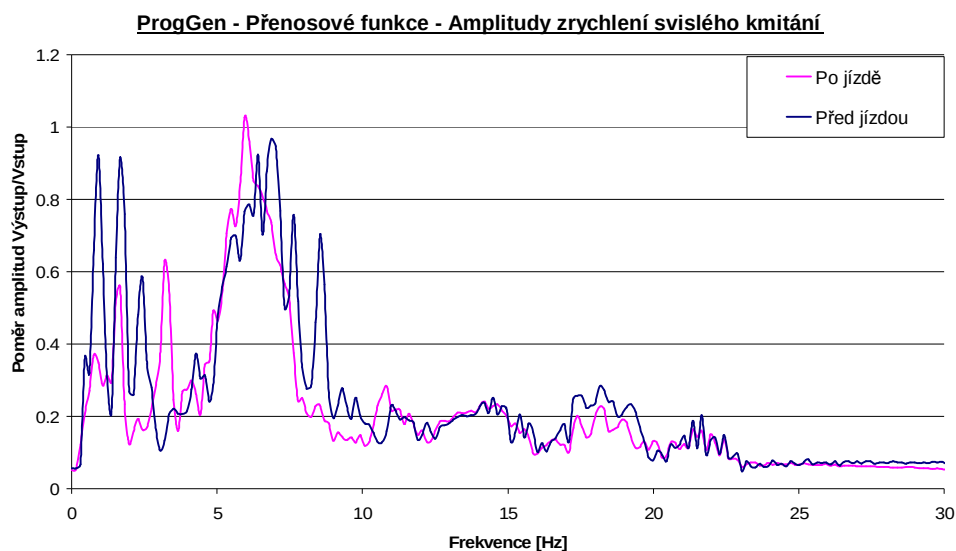
Obrázek 6 – Akcelerometr v přípravku pro měření in situ

Buzení zatížení pro analýzu přenosové funkce analyzovaného segmentu lidského těla bylo zajištěno přímo jízdou vozidla. Pro experimentální měření byla zvolena dlážděná vozovka, čímž bylo zajištěno vhodné a dostatečné silné buzení odpovídající, při zvolené rychlosti (30 km/hod), frekvenčnímu rozsahu buzení při laboratorních měření. Dominantní budící frekvence odpovídající jízdě po kostkách byla cca 80 Hz.

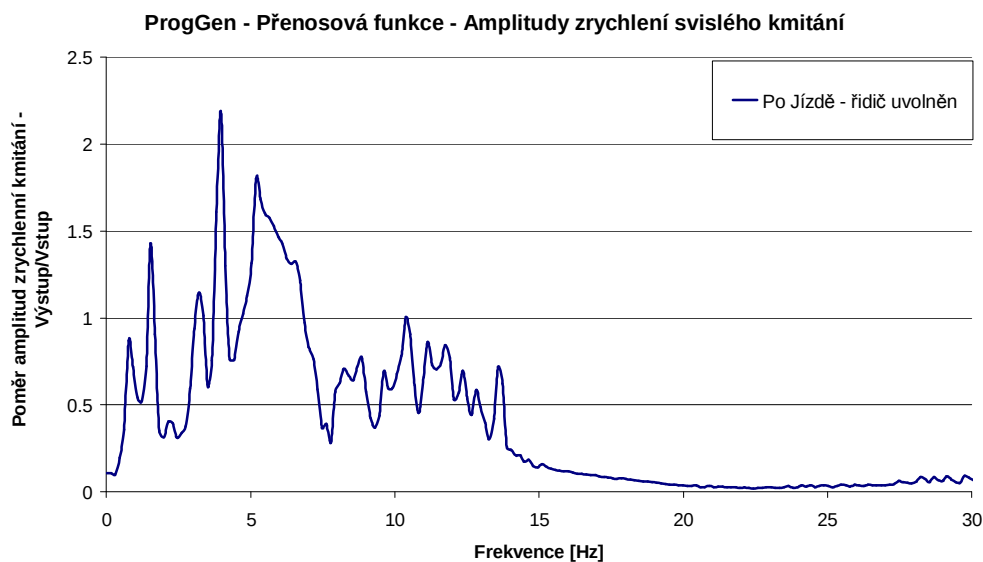
6. Zpracování výsledků

Výsledky měření byly (viz obrázek 4) byly nejprve převedeny z časového do frekvenčního spektra pomocí FFT. Po transformaci získaných křivek byla stanovena přenosová funkce

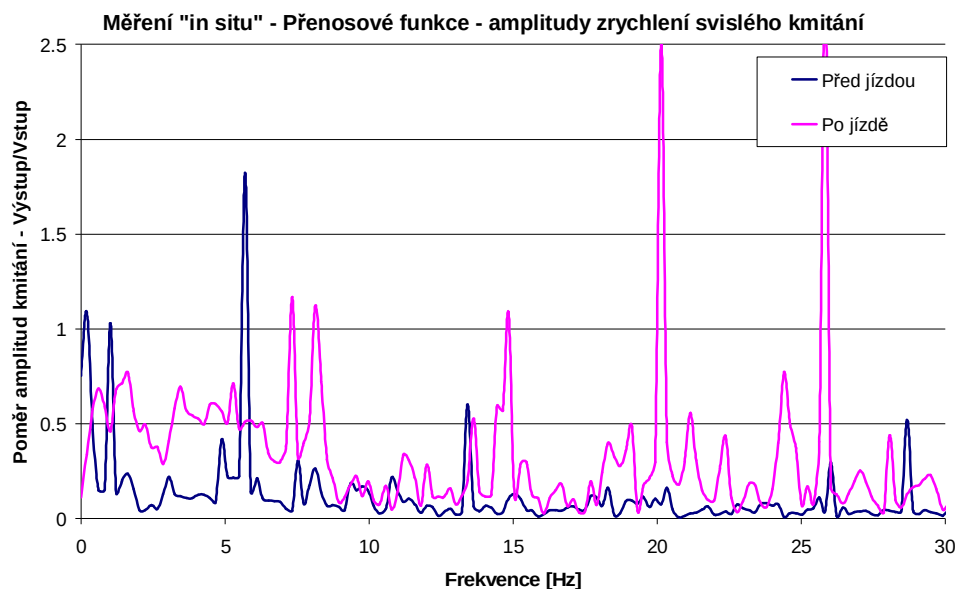
analyzovaného segmentu lidského těla jako poměr výstupního a vstupního signálu získaného z experimentálního měření. Při stanovení přenosové funkce byly respektovány kalibrační vztahy získané pro měření zrychlení soustavou akcelerometrů.



Obrázek 7 – Porovnání přenosových funkcí analyzovaného segmentu lidského těla ve vzpřímené poloze před a po jízdě



Obrázek 8 – Přenosová funkce analyzovaného segmentu lidského těla ve zhroucené poloze po jízdě

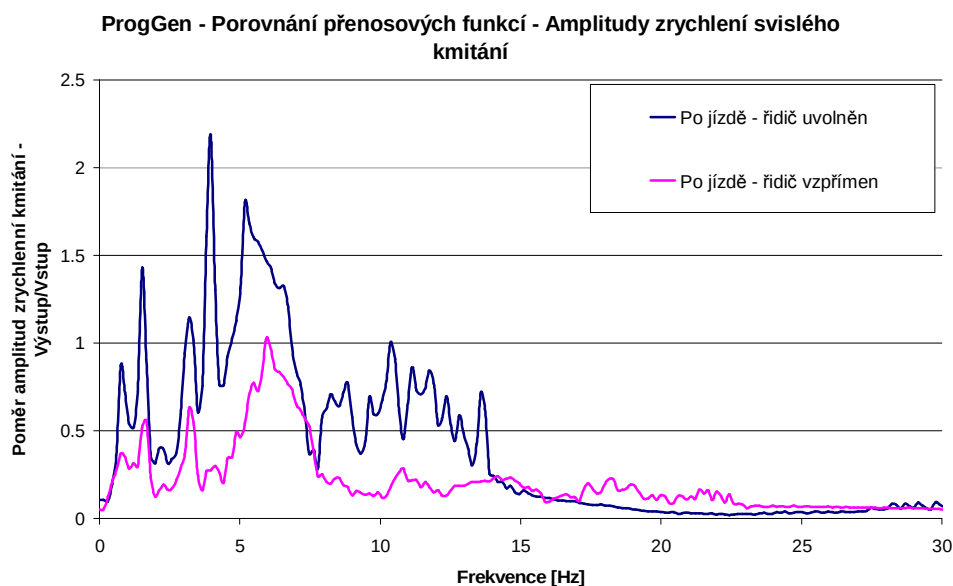


Obrázek 9 – Přenosová funkce analyzovaného segmentu lidského těla ve vzpřímené poloze – měření „in situ“

Při zpracování výsledků se, bohužel, ukázalo, že data z měření „in situ“ jsou zatížena chybou ze špatného nastavení citlivosti akcelerometrů. Z tohoto důvodu jsou vyhodnocené přenosové funkce z měření „in situ“ použity jen jako srovnávací.

7. Vyhodnocení výsledků

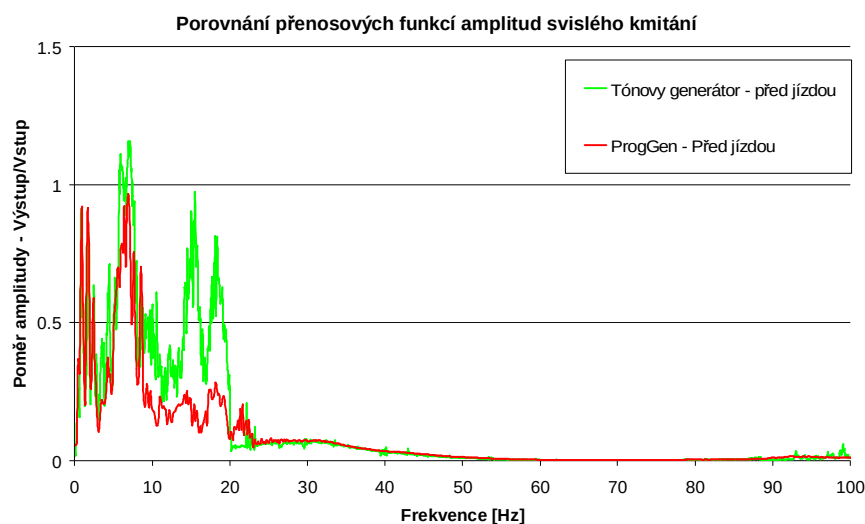
Při porovnání přenosových funkcí analyzovaného segmentu lidského těla, stanovených před a po jízdě vozidlem, tj. po působení monotonie, je patrný signifikantní rozdíl mezi nimi (viz obrázek 7). Rozdíl je způsoben změnami dynamických vlastností analyzovaného segmentu lidského těla v důsledku působení monotonie, přičemž fyziologické příčiny těchto změn nejsou obsahem tohoto příspěvku.



Obrázek 10 – Porovnání přenosových funkcí pro vzpřímenou a zhroucenou polohu těla řidiče

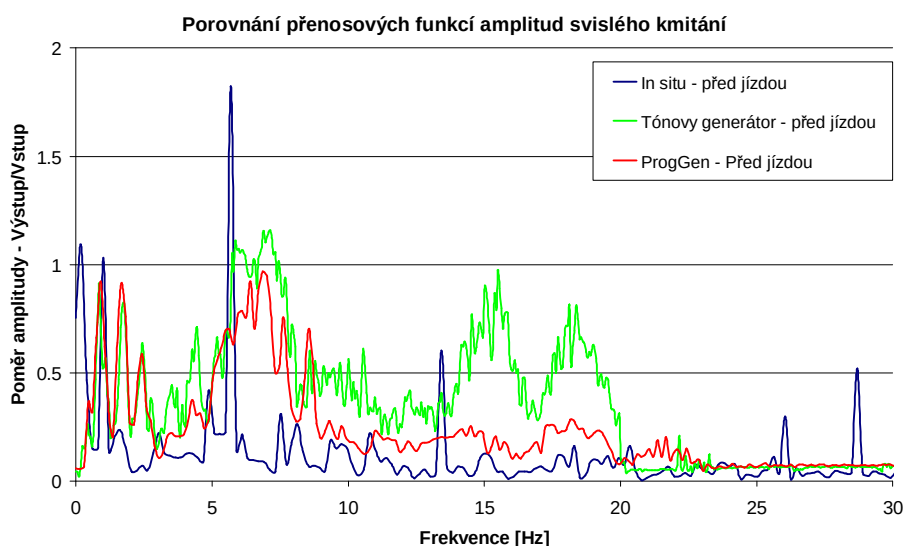
Analogicky lze sledovat významný rozdíl v chování analyzovaného segmentu lidského těla ve dvou zkoumaných polohách těla – vzpřímené a zhroucené. Významné rozdíly jednotlivých přenosových funkcí jsou způsobeny odlišnými dynamickými vlastnostmi analyzovaného segmentu těla v důsledku aktivního držení těla, tj. zapojením vzpřimovačů trupu a následným zvýšením tuhosti celé zkoumané soustavy. Poměr tuhostí jednotlivých soustav (poloh těla) potom koresponduje s amplitudou přenosové funkce (viz obrázek 10).

Z hlediska vyhodnocení odezvy analyzovaného segmentu lidského těla se jeví rozhodující frekvence do 30 Hz, kde jsou obsaženy rozhodující vlastní frekvence zkoumaného segmentu těla (viz obrázek 11). Pro vyšší frekvence je již útlum analyzovaného segmentu lidského těla takový, že není z hlediska vyhodnocení odezvy rozhodující.



Obrázek 11 – Odezva analyzovaného segmentu těla v intervalu 0 ÷ 100Hz

Z porovnání výsledků měření získaných různými způsoby buzení – měření in situ a v laboratoři – (viz obrázek 12) lze konstatovat že shoda jednotlivých měření je, s ohledem na velkou variabilitu vstupních parametrů (únava organismu před měřením, nepřesnosti vznikající z polohy figuranta vzhledem k měřicí aparatuře, atd.), velmi dobrá.



Obrázek 12 – Porovnání přenosových funkcí analyzovaného segmentu lidského těla získaných různými způsoby

8. Závěr

V příspěvku je popsáno experimentální stanovení přenosové funkce segmentu lidského těla v závislosti na délce zatížení a její modifikace v důsledku působení monotonie a různých poloh těla. Důvodem výzkumu je výběr vhodných metod pro stanovení přenosové funkce vybraného segmentu lidského těla, specifikace rozhodujících oblastí odezvy a „kvantifikace“ základních modifikací přenosové funkce v důsledku výše uvedených faktorů. Získané poznatky budou využity pro následující výzkum.

Na základě provedených experimentálních měření lze odvodit základní charakter odezvy analyzovaného segmentu lidského těla na vibrační zatížení a jeho závislost na únavě organismu (době působení monotonie) a poloze těla. Přenosová funkce analyzovaného segmentu se v důsledku zvyšující se doby působení monotonie výrazně mění (a to jak tvar tak amplitudy). Stejně tak dochází ke změně tvaru a amplitud přenosové funkce v důsledku změny polohy těla figuranta (zhroucená / vzpřímená).

S ohledem na skutečnou polohu těla při řízení automobilu a její variabilitu u jednotlivých osob lze pro další praktické výzkumy doporučit modifikaci analyzovaného segmentu lidského těla tak, aby zahrnoval pouze krk a hlavu. Tato modifikace zaručí, avšak za cenu horší měřitelnosti přenosové funkce, relativní stabilitu polohy analyzovaného segmentu v čase.

9. Poděkování

Tato práce vznikla v rámci diplomové práce za podpory Katedry anatomie a biomechaniky a Laboratoře biomechaniky extrémní zátěže, Fakulty tělesné výchovy a sportu University Karlovy v Praze. Práce byla podpořena grantem FT-TA3/131, MPO ČR: Současný stav a vývojové trendy v biomechanice páteře, její implantátové podpory a náhrady.

10. Literatura

Drahorádová R.: Monotony as Possible Cause of Change of Body Segment Transfer Function while Vehicle Driving, Diploma work, Prague 2006