

## MEASUREMENT AND ANALYSIS OF DYNAMIC PROPERTIES OF ACTIVE SANITARY COACH

**R. Votrubec\*, M. Sivčák\***

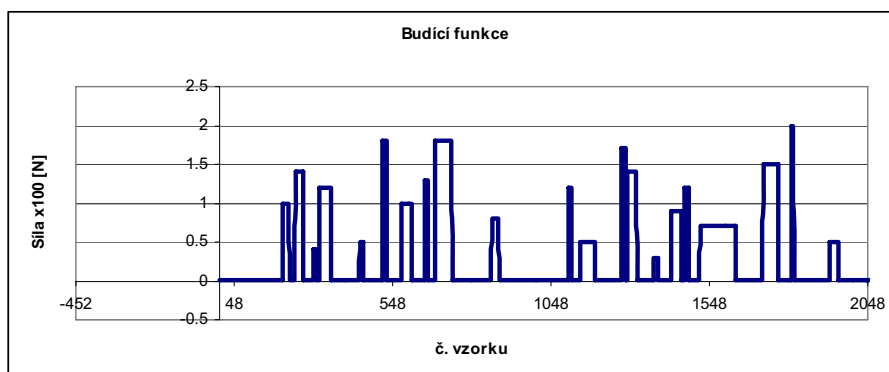
**Summary:** *The paper deals with measure and analysis of dynamic system of active sanitary coach. The main aim was to determine natural frequency of whole system. Two solutions were realized. First measured data were processed with commercial analyzer. Next the system was controlled to initial horizontal position and data were analyzed by means of Fourier transform in Maple.*

### 1. Úvod

Určení vlastních frekvencí systému měřením bylo prováděno v hydrodynamické laboratoři Technické univerzity v Liberci dvěma způsoby. V prvním případě byl systém buzen krátkými silovými pulzy vyvolanými kladívkem a gumovou palicí. Vlastní frekvence poté byly určeny pomocí komerčního analyzátoru. V druhém případě byl již systém osazen akčními členy a řídicí elektronikou a pro dosažení rovnovážné polohy bylo použito mnohem sofistikovanější metody než v prvním případě. V okamžiku dosažení rovnovážného stavu byla regulace odpojena a systém buzen intenzivními rázy. Vyhodnocení bylo prováděno pomocí Fourierovy transformace v MAPLE.

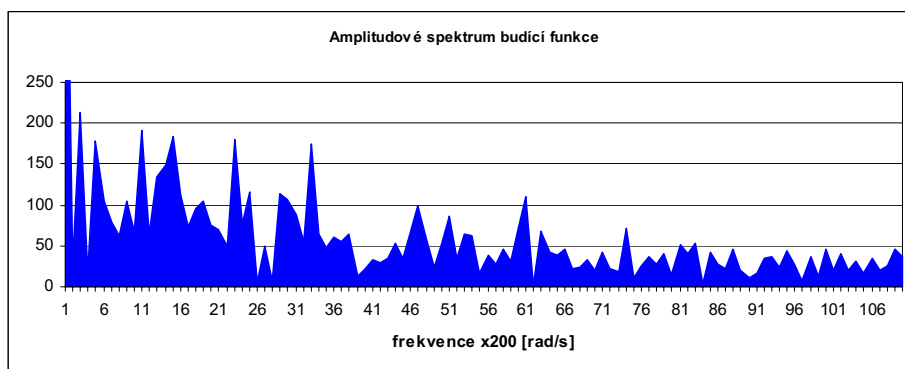
### 2. Měření vlastních frekvencí analyzátozem

Na obr. 1 je ukázán možný případ budící funkce realizované náhodnými údery kladiva do rámu lehátka. Jedná se o modelový příklad signálu složeného z několika náhodně po sobě jdoucích skokových funkcí. Na obr. 2 její amplitudové spektrum..



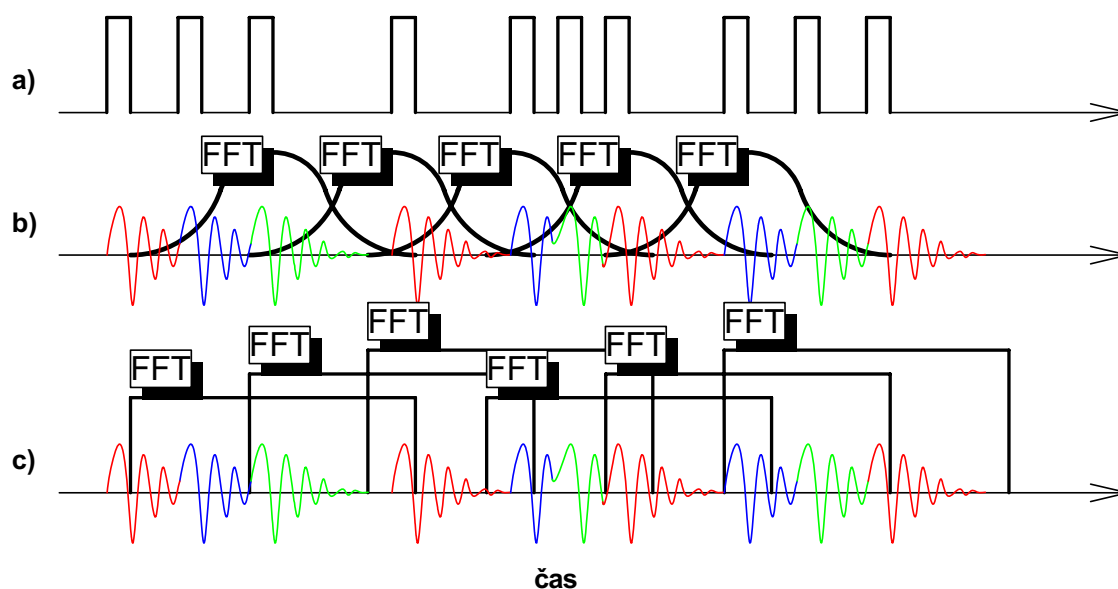
Obr. 1 Budící funkce

\* Ing. Radek Votrubec, Ph.D., Ing. Michal Sivčák: Department of Applied Cybernetics, Technical University of Liberec, Studentska 2; 461 17 Liberec CZ; tel.: +420 485 351 111, fax: +420 485 351 112; e-mail: radek.votrubec@tul.cz



Obr. 2 Amplitudové spektrum budící funkce

Jak vyplývá z obr. 2, je systém buzen funkcí, jež dostatečně pokrývá potřebný frekvenční rozsah pro vybudění vlastních frekvencí systému. Analyzátor v reálném čase vytváří pomocí Rychlé Fourierovy transformace (FFT) amplitudové spektrum odezvy systému, snímané akcelerometrem, na budící funkci. Tuto analýzu provádí několikrát v průběhu měření v závislosti na předem určené metodě vyhodnocení, obr. 3.

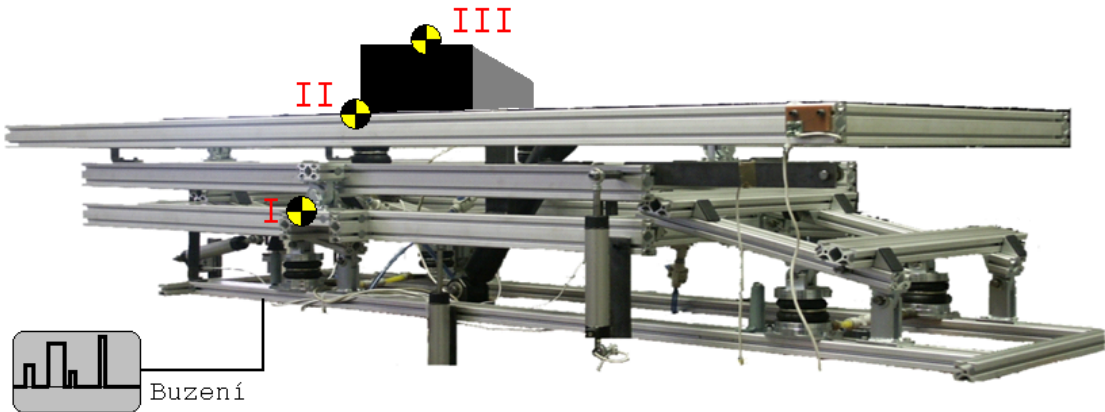


Obr. 3 a) budící funkce, b) schéma metody Hanning, c) schéma metody Rectangle

Na budící funkci reaguje mechanický systém odezvou, kterou analyzujeme postupně v jednotlivých oblastech. Jednotlivé FFT analýzy lze průměrovat, nebo zaznamenávat pouze maximální hodnoty amplitud náležících příslušné frekvenci. V případě měření vlastních frekvencí sanitního lehátka bylo použito metody zaznamenávání velikosti maximálních špiček spektra.

Experimentální měření vlastních frekvencí sanitního lehátka bylo provedeno pro ověření správnosti matematické simulace. Lehátko bylo zatíženo závažím o hmotnosti 80 kg. Těžiště závaží bylo posunuto o 200 mm ve směru jedné osy a o 120 mm ve směru druhé osy. Po zatížení se uvedl systém do rovnovážné polohy tak, aby se vnější i vnitřní rám nacházel ve vodo-

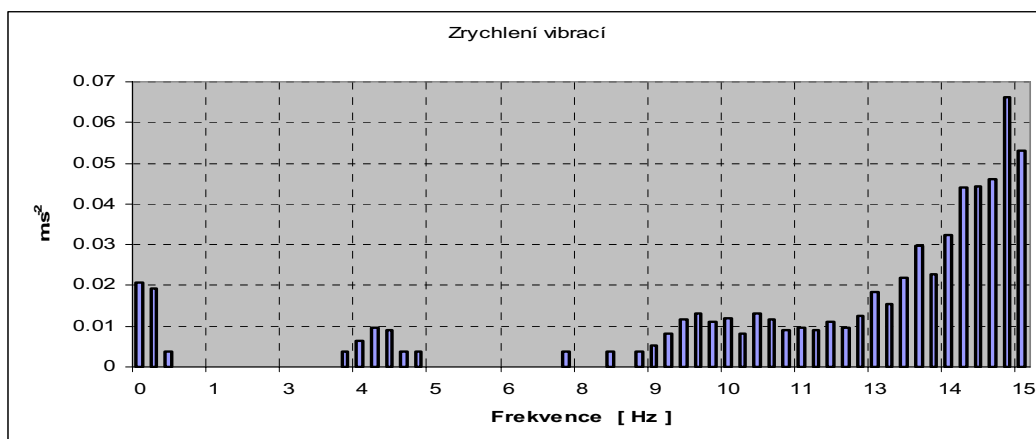
rovné poloze a úhel mezi ramenem paralelogramu a dolní základnou byl  $26^\circ$ . Tímto postupem bylo přesně dosaženo momentové rovnováhy, ale pouze přibližně rovnováhy silové. K systému byl následně připojován snímač zrychlení, obr.4, a systém byl buzen aperiodickou skokovou funkcí, tj.náhodnými údery kladívka nebo kladívka a gumové paličky do dolní základny.



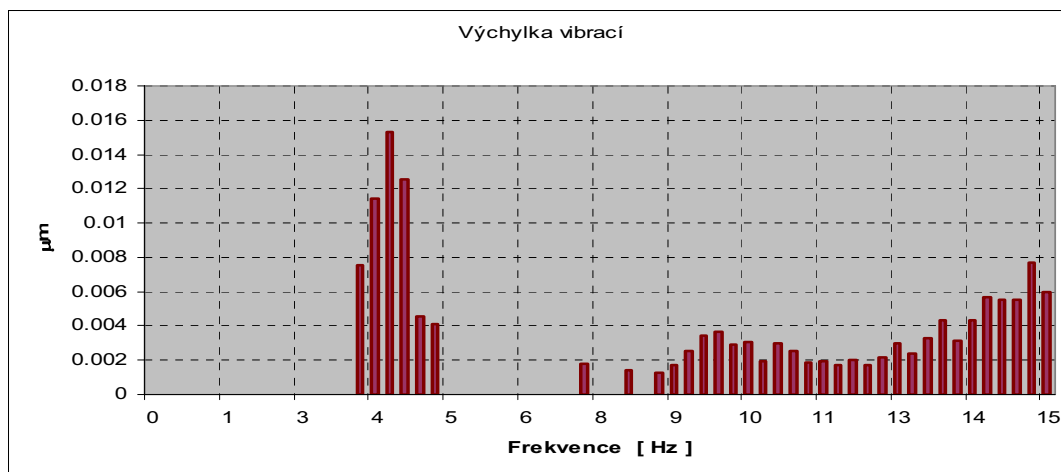
Obr. 4 Schéma měření vlastních frekvencí systému

Odezva na buzení byla měřena akcelerometrem připevněným postupně v místech I, II a III a naměřená data okamžitě vyhodnocována analyzátozem fy. Brüel & Kjaer. Po zpracování dat získaných z analyzátoru v programu Excel ihned vidíme tvar a velikost amplitud v závislosti na frekvenci a tudíž lze snadno určit, kde se s největší pravděpodobností hledané vlastní frekvence sanitního lehátka nalézají.

Pozice I: Snímač byl připevněn k hornímu rámu lehátka a buzení bylo realizováno údery kovovým kladívkem do dolní základny. Při tomto rozvržení byl získaný signál výrazně ovlivněn šumy a frekvence pod 4Hz nebyly zaznamenány.

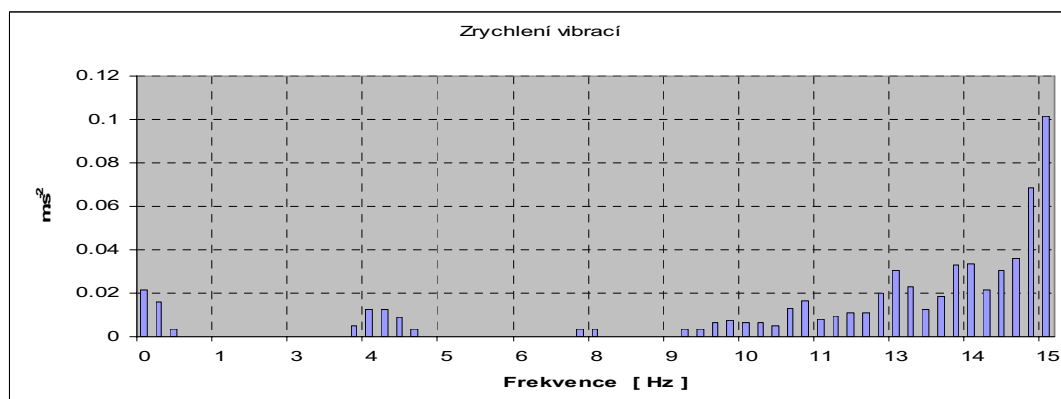


Obr. 5 Amplitudové spektrum zrychlení – Pozice I

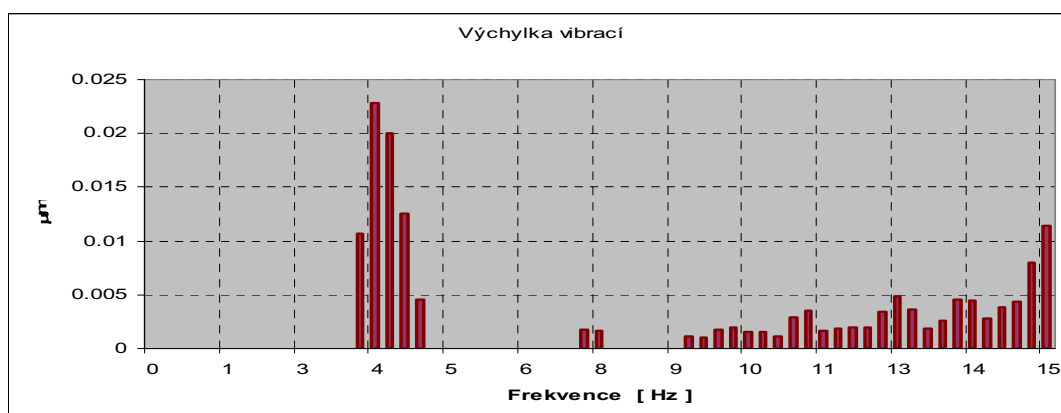


Obr. 6 Přepočtené amplitudové spektrum výchylky – Pozice I

Pozice II: Snímač byl připevněn k vnitřnímu rámu lehátka a buzení bylo realizováno údery kovovým kladivkem do dolní základny. Nižší frekvence náležící natočením vnějšího a vnitřního kardanova rámu se opět neprojeví.

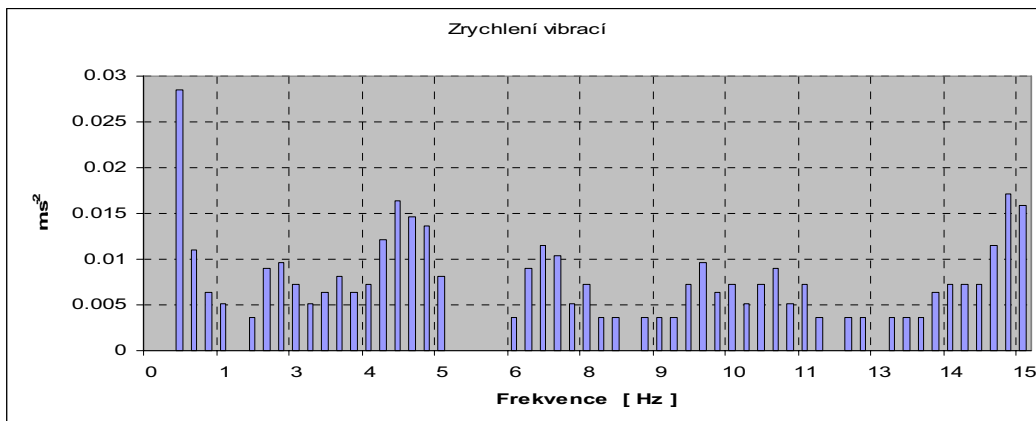


Obr. 7 Amplitudové spektrum zrychlení – Pozice II

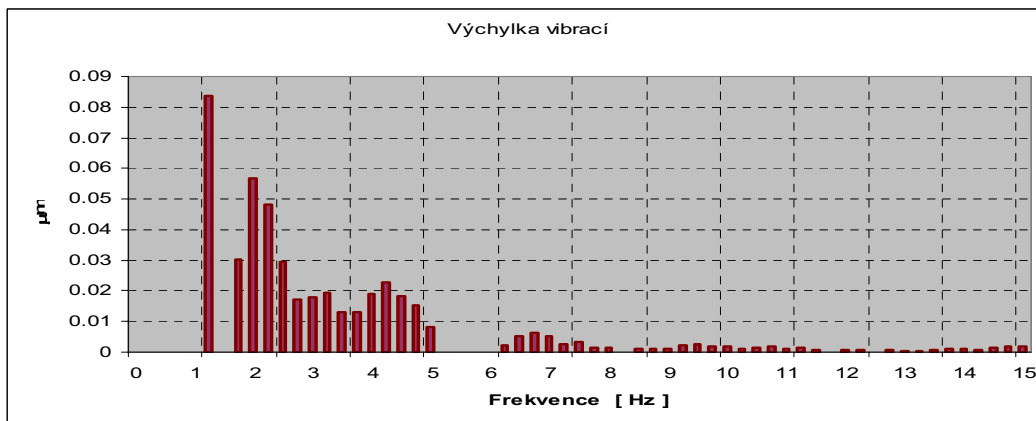


Obr. 8 Přepočtené amplitudové spektrum výchylky – Pozice II

Pozice III: Vzhledem k velké citlivosti předchozích měření na odezvu způsobenou chvěním špatně připevněného příslušenství lehátka (kabely, přívodní hadice tlakového vzduchu,...) a na druhou stranu nízkou citlivostí snímače na odezvy náležící nízkým frekvencím, byl snímač připevněn přímo na hmotu simulující pacienta. Tato hmota odfiltruje chvění s nízkou intenzitou způsobené nedokonalou konstrukcí lehátka a příslušenstvím a na druhou stranu se na ní výrazněji projeví odezva na intenzivní budící puls s delší dobou působení. Buzení bylo realizováno kombinací náhodných úderů gumovou paličkou, která vyvolá déle trvající puls pro zvýraznění nižších frekvencí, a kovovým kladívkem, které vyvolá kratší puls než palička a lépe zvýrazní vyšší vlastní frekvence.



Obr. 9 Amplitudové spektrum zrychlení – Pozice III



Obr. 10 Přepočtené amplitudové spektrum výchylky – Pozice III

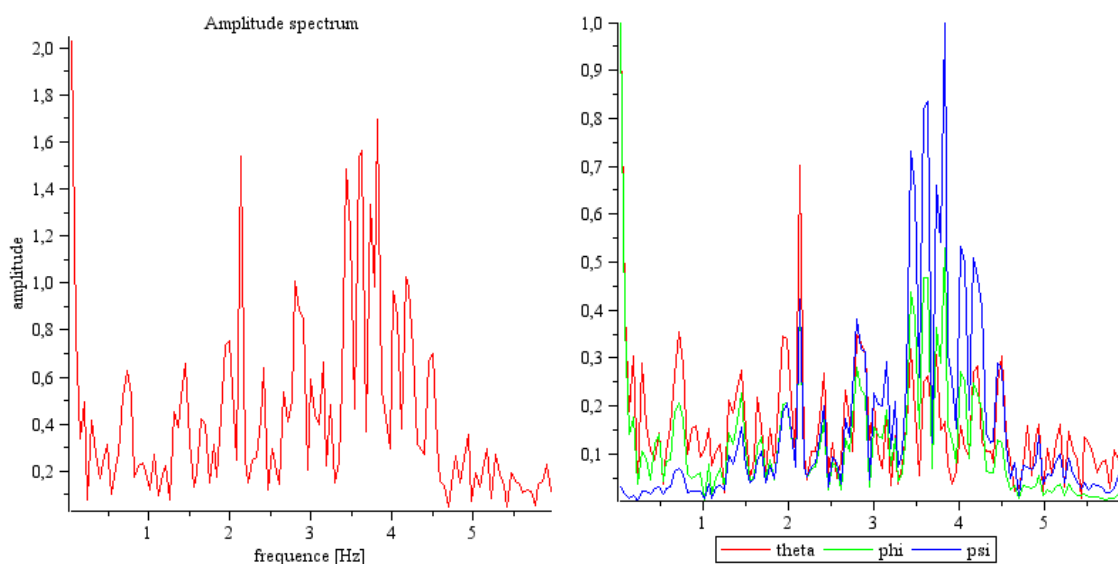
Při této konfiguraci se již zřetelněji projeví zvýšená frekvence v oblasti 2.1, 3.2 a 4.3 Hz. Vysoká amplituda v okolí 1 Hz svým tvarem neodpovídá vlastní frekvenci dynamického systému a jde zřejmě o chybu způsobenou špatnou citlivostí snímače pro nízké frekvence nebo náhodným součtem chyb a šumů, popř. kombinací obojího. Pokud tyto frekvence porovnáme s vypočtenými 2.1, 2.9 a 3.9 Hz, zjistíme, že velmi dobře odpovídají provedené numerické simulaci a na základě tohoto srovnání lze předpokládat, že jsme se při výpočtu nedopustili žádných hrubých chyb.

### 3. Měření vlastních frekvencí DFT

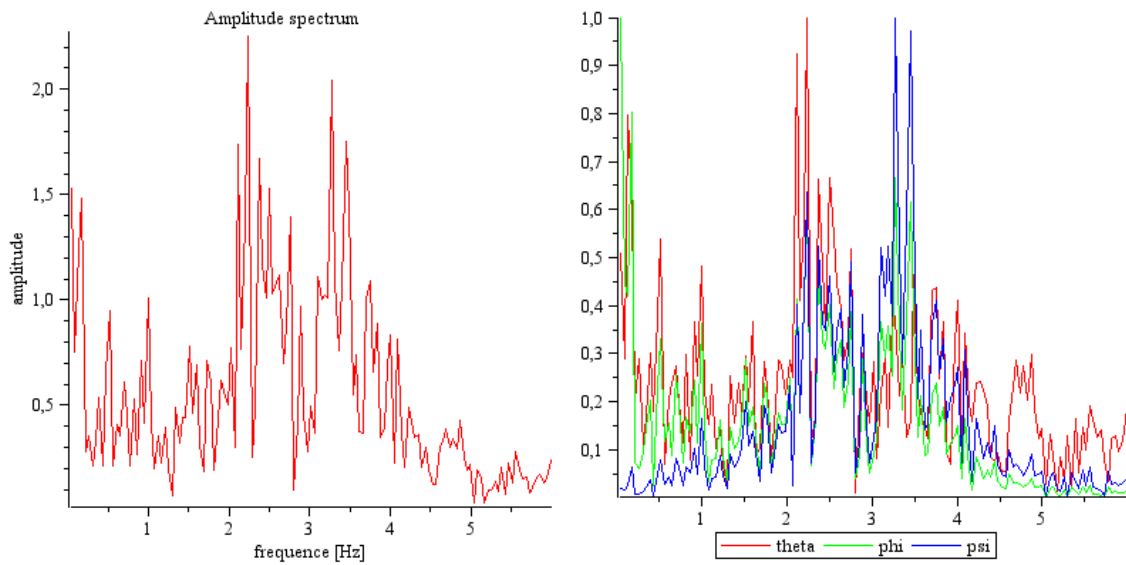
Na základě zkušeností s předchozím měřením bylo rozhodnuto provést ještě ověřovací měření vlastních frekvencí systému sanitního lehátka poněkud odlišnou metodou. V předchozím případě se příliš neosvědčil použitý akcelerometr a proto jsme se rozhodli nahradit ho třemi snímači polohy umístěnými tak, aby reagovaly na změny tří základních stupňů volnosti. Naopak se osvědčilo buzení dlouhými intenzivními rázy např. gumovou palicí nebo kopnutím. Lehátko bylo osazeno snímači tlaku a výchylky a tlakový vzduch přiváděný k pružinám byl řízen pomocí elektropneumatických ventilů. Celý systém je ovládán pomocí řídicího počítače se systémem LabView. Takto rozšířený systém umožňuje velmi přesně dosáhnout rovnovážné polohy a to při splnění momentové i silové podmínky rovnováhy. Při kvalitním dosažení silové rovnováhy na kardanových rámech je síla přenášená ložisky minimální (ideálně nulová) a z toho vyplývají také minimální pasivní odpory působící na systém.

Lehátko bylo postupně zatěžováno závažím o hmotnosti 50, 80, 100 a 120 kg. Těžiště zatěžujících hmot bylo umístěno na dvě zvolená místa ložné plochy ( $x = 130$  mm,  $y = 350$  mm a  $x = 80$  mm,  $y = 80$  mm). Pro každou kombinaci závaží a jeho polohy byl systém automaticky ustaven do rovnovážné polohy a následně byla tato regulace vypnuta. Po spuštění záznamu měřených dat ( $3 \times$  výchylka a  $5 \times$  tlak) byl systém buzen intenzivními stochastickými rázy po dobu přibližně 20 vteřin.

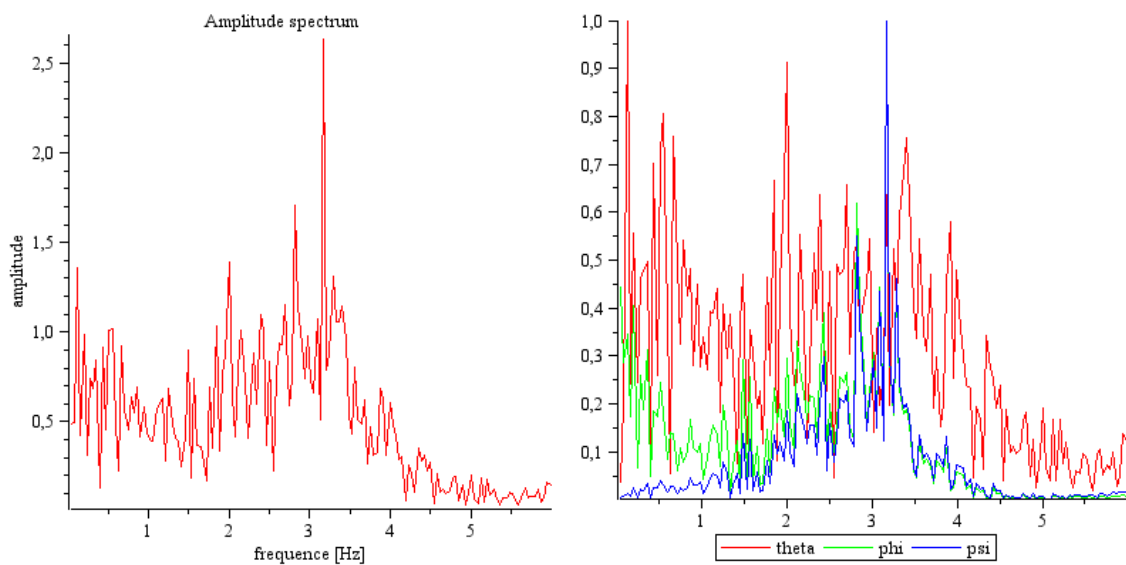
Naměřená data byla importována do systému MAPLE a analyzována pomocí Diskrétní Fourierovy transformace. Amplitudová spektra signálů z jednotlivých snímačů polohy (theta – paralelogram, phi – první rám, psi – druhý rám) byla následně normalizována k dosažení shodné váhové funkce jednotlivých spekter a následně sečtena.



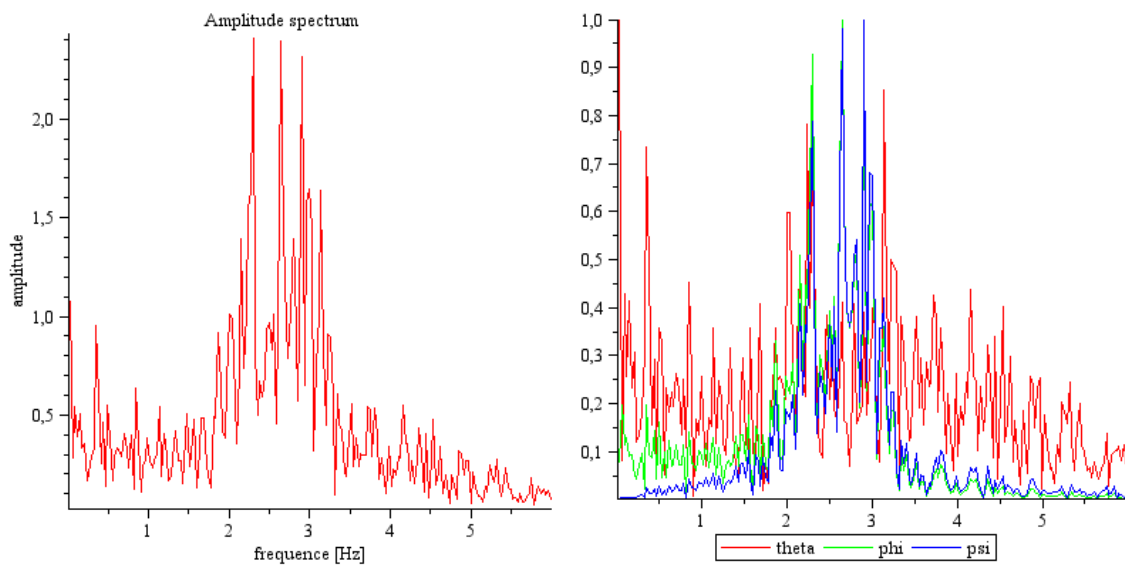
Obr. 11 Amplitudové spektrum (nalevo) a dílčí amplitudová spektra (napravo) pro polohu závaží ve směru osy  $x$  80 mm a  $y$  80 mm, hmotnost závaží je 50 kg



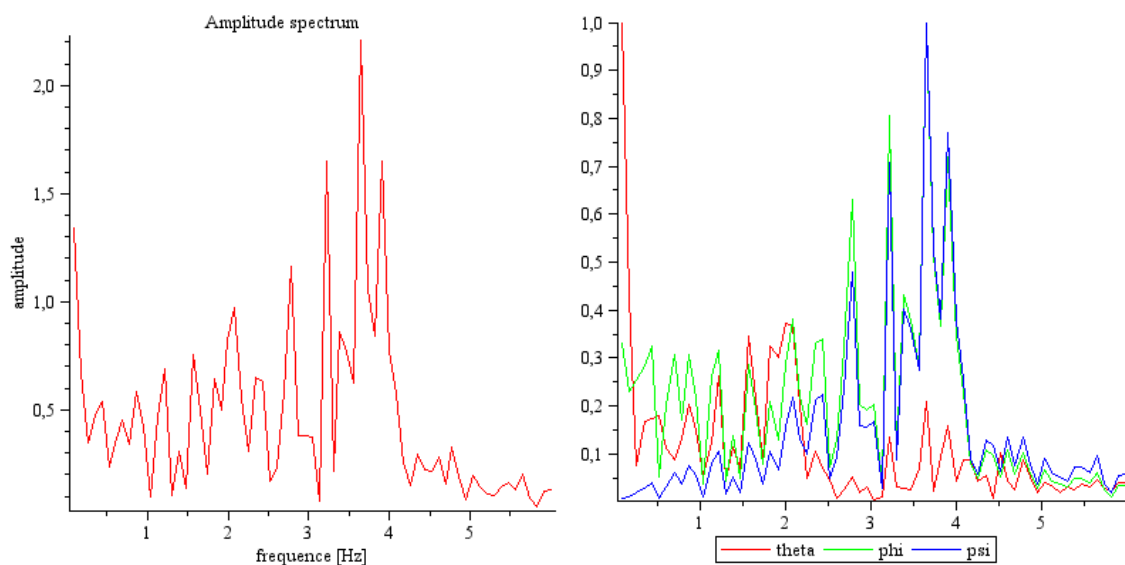
Obr. 12 Amplitudové spektrum (nalevo) a dílčí amplitudová spektra (napravo) pro polohu závaží ve směru osy x 80 mm a y 80 mm, hmotnost závaží je 80 kg



Obr. 13 Amplitudové spektrum (nalevo) a dílčí amplitudová spektra (napravo) pro polohu závaží ve směru osy x 80 mm a y 80 mm, hmotnost závaží je 100 kg

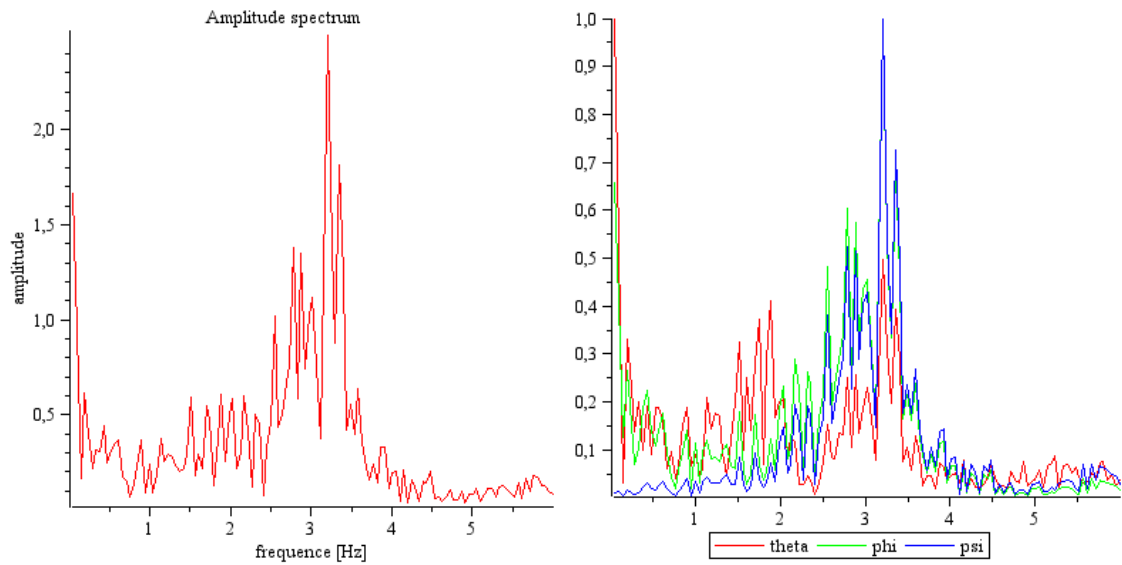


Obr. 14 Amplitudové spektrum (nalevo) a dílčí amplitudová spektra (napravo) pro polohu závaží ve směru osy x 80 mm a y 80 mm, hmotnost závaží je 120 kg

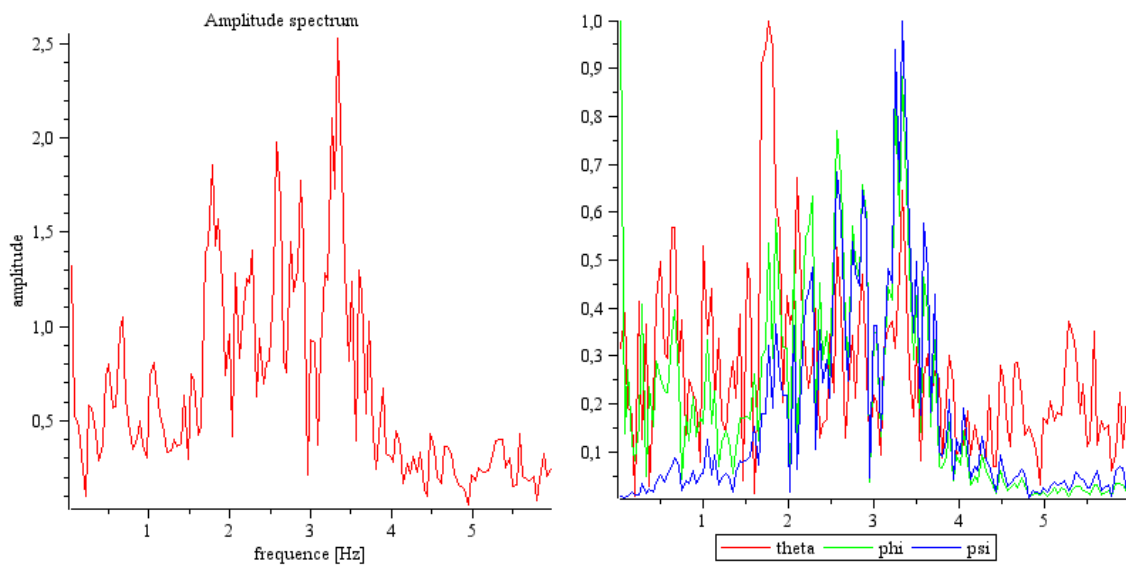


Obr. 15 Amplitudové spektrum (nalevo) a dílčí amplitudová spektra (napravo) pro polohu závaží ve směru osy x 130 mm a y 340 mm, hmotnost závaží je 50 kg

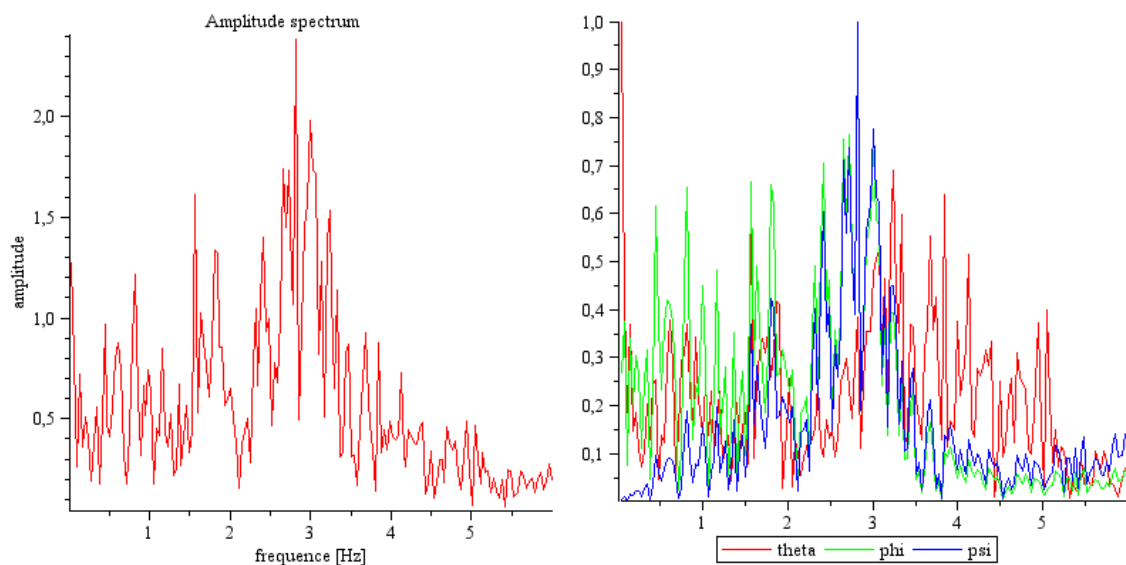




Obr. 16 Amplitudové spektrum (nalevo) a dílčí amplitudová spektra (napravo) pro polohu závaží ve směru osy x 130 mm a y 340 mm, hmotnost závaží je 80 kg



Obr. 17 Amplitudové spektrum (nalevo) a dílčí amplitudová spektra (napravo) pro polohu závaží ve směru osy x 130 mm a y 340 mm, hmotnost závaží je 100 kg



Obr. 18 Amplitudové spektrum (nalevo) a dílčí amplitudová spektra (napravo) pro polohu závaží ve směru osy x 130 mm a y 340 mm, hmotnost závaží je 120 kg

Přehled naměřených vlastních frekvencí systému shrnuje tab. 1.

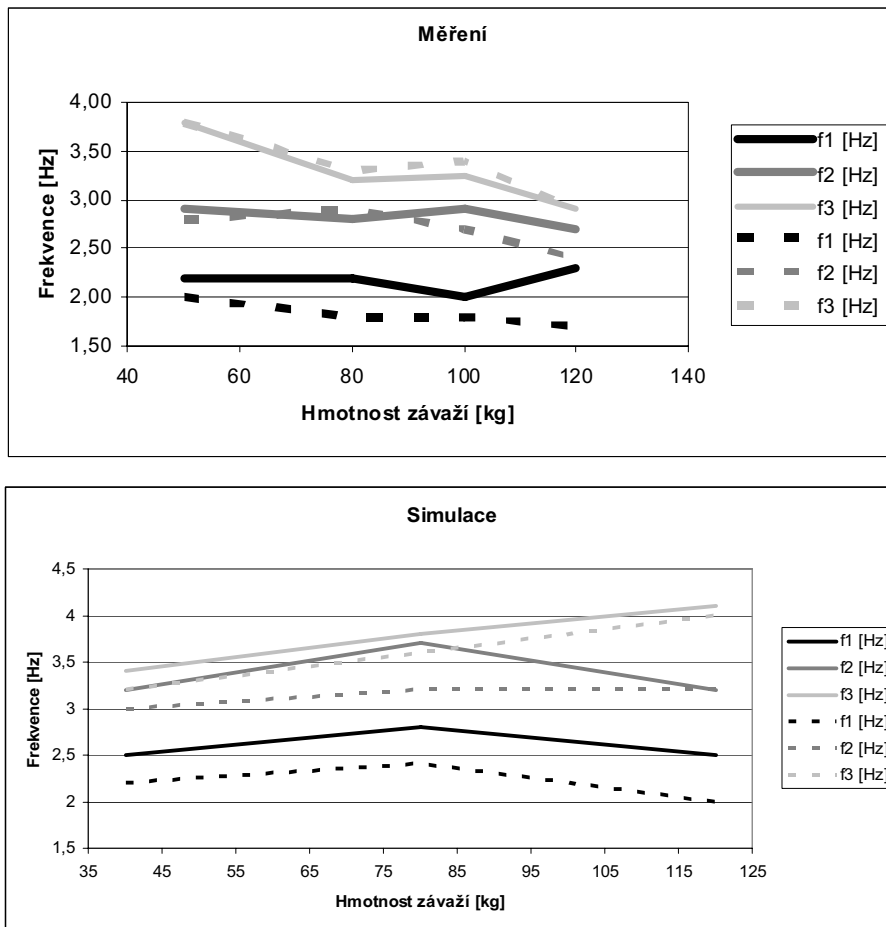
Tab. 1 Naměřené vlastní frekvence systému

	m [kg]	x [mm]	y [mm]	f1 [Hz]	f2 [Hz]	f3 [Hz]
1	50	80	80	2,2	2,9	3,8
2	80	80	80	2,2	2,8	3,2
3	100	80	80	2,0	2,9	3,25
4	120	80	80	2,3	2,7	2,9
5	50	130	340	2,0	2,8	3,8
6	80	130	340	1,8	2,9	3,3
7	100	130	340	1,8	2,7	3,4
8	120	130	340	1,7	2,4	2,9

Numerickými simulacemi byly získány vlastní frekvence pro hmotnosti pacienta 40-120 kg v tab. 2.

Tab. 2 Simulované vlastní frekvence systému

	m [kg]	x [mm]	y [mm]	f1 [Hz]	f2 [Hz]	f3 [Hz]
1	40	80	80	2,5	3,2	3,4
2	80	80	80	2,8	3,7	3,8
3	120	80	80	2,5	3,2	4,1
4	40	130	200	2,2	3,0	3,2
5	80	130	200	2,4	3,2	3,6
6	120	130	200	2,0	3,2	4,0



Obr. 19 Porovnání měření a simulace

#### 4. Závěr

Dvěma metodami bylo provedeno měření vlastních frekvencí sanitního lehátka. Výsledky získané měřením a numerickou simulací se vzájemně liší v průměru o 12% (maximální odchylky činí až 25% pro hmotnost 120kg). Tyto odchylky mohou být způsobeny mnoha vlivy mezi něž jistě patří zanedbání pasivních odporů v numerické simulaci, absence transportního lehátka na ověřovacím vzorku (hmotnost závaží u experimentu v sobě zahrnuje i hmotnost lehátka, zatímco v numerickém experimentu vystupuje pouze hmotnost pacienta – transportní lehátko je napevno zabudováno do numerického modelu), momenty setrvačnosti lidského těla použitého v numerických simulacích jsou odlišné od momentů setrvačnosti ocelového závaží použitého při měření. Jako mnohem závažnější rozdíl mezi experimentem a simulacemi se jeví klesající třetí vlastní frekvence se zvyšující se zátěží během experimentu a naopak rostoucí trend těže frekvence při numerických simulacích. Bude nutné odhalit příčinu nesouladu těchto dvou průběhů a podrobně je analyzovat.

#### 5. Acknowledgement

This work was supported by the subvention from Ministry of Education of the Czech Republic under Contract Code MSM 4674788501.