



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA STAVEBNÍ
FACULTY OF CIVIL ENGINEERING

ÚSTAV STAVEBNÍ MECHANIKY
INSTITUTE OF STRUCTURAL MECHANICS

**ANALÝZA DYNAMICKÉHO CHOVÁNÍ
ŠTÍHLÝCH KONSTRUKCÍ A NÁVRH ZAŘÍZENÍ
NA OMEZENÍ VIBRACÍ**

ANALYSIS OF DYNAMICAL BEHAVIOUR OF SLENDER STRUCTURES
AND DESIGN OF DEVICE TO REDUCE VIBRATION

DISERTAČNÍ PRÁCE
DOCTORAL THESIS

AUTOR PRÁCE
AUTHOR

Ing. Tomáš Hanzlík

VEDOUCÍ PRÁCE
SUPERVISOR

doc. Ing. VLASTISLAV SALAJKA, CSc.

BRNO 2018

ABSTRAKT

Práce se zabývá modelováním buzení konstrukce chodce a získáním odpovídající dynamické odezvy konstrukce. Trend moderních štíhlých konstrukcí klade vyšší důraz na výstižnost modelování dynamického buzení chodce, které je však obtížné z důvodu inteligentního chování chodců a biologické podstaty modelovaného chodce.

První část práce se zabývá tradičními modely buzení chodce, založenými na aplikaci silového působení chodců na model konstrukce. Modely jsou zkoumány na konkrétní štíhlé lávce pro mnoho různých variant buzení s cílem prozkoumat specifika aplikace silového buzení a výpočtu odezvy konstrukce.

V druhé části práce jsou vyvíjeny biomechanické modely chodce, zahrnující setrvačné síly, pro výpočet interakce chodce s konstrukcí. Parametrické studie prováděné na zjednodušených modelech konstrukcí zkoumají vliv návrhových parametrů biomechanických modelů na dynamickou odezvu. Cílem je získat výstižnější model systému chodec-konstrukce pro zpřesnění návrhu konstrukcí.

V části práci je zkoumán také návrh dynamického pohlcovače kmitání pro omezení vibrací vyvolaných chodci. Dynamickému pohlcovači kmitání jsou věnovány parametrické studie, které se zabývají vlivem návrhových parametrů pohlcovače na účinnost a konstrukční požadavky zařízení. Cílem je prozkoumat návrhové parametry a jejich vliv na efektivní a ekonomický návrh zařízení.

V práci byly vyvinuty dva biomechanické modely, jednoduchý biomechanický model s jedním svislým stupněm volnosti a bipedální model člověka při chůzi. Modely prokázaly určitou míru interakce při buzení lehkých lávek jedním člověkem. Bipedální model pak také vnesl částečný vhlad do mechaniky chůze a příčin kontaktních sil chodce.

KLÍČOVÁ SLOVA

Štíhlá konstrukce, Buzení konstrukce chodce, Dynamická odezva konstrukce, Dynamický pohlcovač kmitání, Kontaktní síly chodce, Biomechanický model chodce, Interakce chodce s konstrukcí

ABSTRACT

This thesis deals with the modeling of pedestrian excitation of structures and obtaining the corresponding dynamic response of the structure. The trend of modern slender structures places more emphasis on the accuracy of modeling pedestrian dynamic excitation, which is difficult because of the intelligent behavior of pedestrians and the biological nature of the modeled pedestrian.

First part of the thesis deals with traditional models of pedestrian excitation, based on application of pedestrian ground force to the model of construction. Models are explored on a model of slender footbridge for many different excitation variants in order to explore the specifics of the force excitation application and the structure response calculation.

In second part of the thesis biomechanical pedestrian models are developed, including inertial forces, to calculate the pedestrian interaction with the structure. Parametric studies carried out on simplified structural models research the influence of design parameters of biomechanical models on dynamic response. The aim is to obtain a more accurate model of the pedestrian-construction system for refinement of the design of structures.

The design of a tuned mass dampers for the reduction of pedestrian induced vibrations is also explored. Tuned mass dampers are devoted to parametric studies that deal with the influence of design parameters of the damper on the efficiency and design requirements of the device. The aim is to explore the design parameters and their influence on the efficient and economical design of the device.

In the thesis were developed two biomechanical models, a simple biomechanical model with one vertical degree of freedom and a bipedal model of a human walking. Models have proven a certain degree of interaction when exciting light footbridges by one pedestrian. Bipedal model then also brought a partial insight into the mechanics of walking and the causes of pedestrian contact forces.

KEYWORDS

Slender structure, Pedestrian excitation of structure, Dynamic response of structure, Tuned mass damper, Pedestrian contact forces, Biomechanical model of pedestrian, Pedestrian-structure interaction

BIBLIOGRAFICKÁ CITACE

HANZLÍK, T. *Analýza dynamického chování štíhlých konstrukcí a návrh zařízení na omezení vibrací*. Brno, 2018. 156 s. Disertační práce. Vysoké učení technické v Brně. Fakulta stavební. Ústav stavební mechaniky. Vedoucí disertační práce doc. Ing. Vlastislav Salajka, CSc.

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem disertační práci zpracoval samostatně a že jsem uvedl všechny použité informační zdroje.

V Brně dne _____

Ing. Tomáš Hanzlík
autor práce

PODĚKOVÁNÍ

Tímto bych chtěl poděkovat mému školiteli panu doc. Ing. Vlastislavu Salajkovi, CSc. za vedení v doktorském studiu, směřování při tvorbě této práce a mnoho cenných rad a připomínek při dokončování práce.

Také chci poděkovat mé rodině, přítelkyni Ivě a nejbližšímu okolí za jejich trpělivost a poskytnutou podporu, nezbytnou pro vypracování této práce.

OBSAH

1. ÚVOD.....	10
2. SOUČASNÝ STAV ŘEŠENÉ PROBLEMATIKY.....	13
2.1 Modelování účinku chodců na konstrukce.....	13
2.1.1 Modelování osoby.....	13
2.1.1.1 Náhrada chodce silovými účinky.....	13
2.1.1.2 Fyzikální model chodce.....	15
2.1.1.3 Mechanické vlastnosti stojícího/sedícího člověka a změna chování konstrukce v důsledku přítomnosti osob	17
2.1.2 Modelování více osob.....	18
2.1.2.1 Zjednodušené modely.....	18
2.1.2.2 Vlastnosti dopravního proudu.....	19
2.1.2.3 Synchronizace chodců.....	20
2.1.3 Stanovení dopravního zatížení a návrhových situací.....	22
2.1.4 Posouzení konstrukce z hlediska komfortu uživatelů.....	22
2.2 Dynamický pohlcovač kmitání.....	24
2.2.1 Formulace optimálního návrhu.....	25
2.2.2 Buzení modelu s pohlcovačem kmitání.....	25
2.2.3 Pohlcovač kmitání s nelineárním chováním	25
2.2.4 Pohlcovač kmitání s více stupni volnosti.....	26
2.2.5 Optimalizační metody.....	26
3. PROBLEMATIKA Z POHLEDU NOREM.....	28
3.1 Eurokód.....	28
3.2 Britské normy.....	31
3.3 Americké normy.....	33
3.4 Kritéria použitelnosti.....	34
3.5 Závěr přehledu norem.....	35
4. CÍLE DISERTAČNÍ PRÁCE.....	36
5. TEORETICKÉ POZADÍ PRÁCE - SHRNUTÍ POUŽITÝCH TEORIÍ A METOD.....	38
5.1 Lineární statická odezva.....	38
5.1.1 Sestavení soustavy lineárních rovnic.....	38
5.1.2 Řešení soustavy lineárních rovnic.....	39
5.2 Nelineární statický výpočet.....	39
5.3 Výpočet vlastních frekvencí a vlastních tvarů kmitů bez uvažování tlumení..	40
5.4 Odezva na harmonické buzení.....	40
5.5 Výpočet dynamické odezvy konstrukce na obecné buzení.....	41
5.6 Rayleighův model.....	42
5.7 Fourierova transformace.....	43
5.8 Výpočet na modelu s kinematickými vazbami.....	43
5.9 Výpočet na modelu s kontakty.....	44
6. STUDIE DYNAMICKÝCH POHLCOVAČŮ KMITÁNÍ.....	45
6.1 Stanovení modální hmotnosti vybraného vlastního tvaru.....	45
6.2 Konstrukce štíhlé lávky a její model použitý ve studiích.....	48
6.3 Model buzení chodci.....	50

6.4	Pohlcovač kmitání s lineárním chováním.....	51
6.5	Pohlcovač kmitání s nelineárním chováním.....	55
6.6	Závěr studií pohlcovače kmitání.....	59
7.	STUDIE MODELŮ SILOVÉHO PŮSOBENÍ CHODCE NA KONSTRUKCI.....	60
7.1.	Vliv velikosti časového kroku integrace na numerické tlumení modelu s 1 DOF.....	60
7.2	Výpočet odezvy konstrukce buzené silovými účinky v různých směrech a různé polohy zatížení na konstrukci.....	64
7.2.1	Model buzení.....	64
7.2.2	Pohlcovač kmitání.....	65
7.2.3	Pohyblivé zatížení - odezva na obecné buzení.....	65
7.2.4	Závěr studie buzení silovými účinky chodce.....	71
8.	STUDIE NAVRŽENÝCH BIOMECHANICKÝCH MODELŮ CHODCE.....	72
8.1	Jednoduché modely.....	80
8.1.1	Základní předpoklady.....	80
8.1.2	Anatomické aspekty vývoje biomechanického modelu.....	80
8.1.3	Jednoduchý biomechanický model.....	81
8.1.4	Zjednodušený model konstrukce.....	83
8.1.5	Předpoklady numerických studií.....	83
8.1.6	Harmonická analýza.....	84
8.1.7	Závěr studie jednoduchého biomechanického modelu.....	87
8.2	Bipedální model chodce.....	88
8.2.1	Stavba modelu a základní teoretické předpoklady.....	88
8.2.2	Pohyb modelu a jeho řízení.....	105
8.2.3	Analýzy a studie modelu.....	117
8.2.3.1	Reakce tuhého nevibrujícího podkladu při samostatné chůzi modelu	117
8.2.3.2	Samostatná chůze modelu po vibrujícím podkladu s jedním stupněm volnosti	128
9.	ZÁVĚR.....	137
	SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ.....	142
	SEZNAM PRACÍ PUBLIKOVANÝCH K TÉMATU DISERTAČNÍ PRÁCE.....	149
	SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK A SYMBOLŮ	150

1. Úvod

Rozvoj nových technologií, pokročilých materiálů a možnosti numerických modelů, umožňují konstruovat stále efektivnější, štíhlejší a lehčí konstrukce, než tomu bylo v minulosti. Toto je ve shodě i s architektonickými trendy, které těží z těchto nových možností a posouvají směrnost konstrukcí na hranici technických možností.

Nízká hmotnost, spolu s nízkou hodnotou útlumu konstrukce, a to zvláště u ocelových svařovaných konstrukcí, přispívá k velké citlivosti těchto konstrukcí na dynamické zatížení, způsobené zejména dopravou a větrem. K této citlivosti může také přispět relativně nízká základní vlastní frekvence konstrukce, vyplývající z malé tuhosti štíhlých konstrukcí.

I v případě, že je konstrukce staticky vyhovující a únosná, může se potýkat se zásadními problémy z pohledu dynamiky. Tyto problémy mohou ohrožovat komfort uživatelů, použitelnost a v krajních případech i únosnost.

Tato práce se zabývá pokročilým modelováním konstrukcí zatížených chodci na štíhlých lávkách, které představují typickou konstrukci ohroženou nežádoucí dynamickou odezvou.

Specifikem této práce je zaměření na modelování dynamického zatížení, popř. na omezení nadměrných vibrací konstrukce, tedy nehodnotí únosnost konstrukce jako takové. Zatížení, jako jeden ze základních vstupů pro analýzu konstrukce, může tvořit velkou nejistotu a zároveň hrát klíčovou roli pro výslednou odezvu konstrukce.



Obr. 1.1 Most Millennium v Londýně [46]

Vědecký zájem o problematiku konstrukcí zatížených chodci vzrostl po problémech s použitelností některých významných mostních konstrukcí. Nejznámějšími incidenty byly, případ mostu Solferino v Paříži v roce 1999 a zejména pak případ mostu Millennium v Londýně v roce 2000 [9], obr. 1.1. V tomto případě se jednalo o nadměrné vibrace v příčném směru lávky, kdy pohyb konstrukce samotné ovlivnil působení chodců na konstrukci, docházelo zde tedy k interakci chodců s konstrukcí. Most Millennium musel být uzavřen po dobu 20 měsíců, neboť konstrukci bylo velmi obtížné přejít. Toto patologické chování muselo být vyšetřeno a vyžádalo si návrh a instalaci dodatečných tlumících zařízení, například pohlcovačů kmitání [9].

Dynamické pohlcovače kmitání či omezovače kmitání, označované anglickou zkratkou TMD (*Tuned Mass Damper*), jsou velmi účinná zařízení pro omezení nadměrných vibrací konstrukcí a používají se také v případě štíhlých lávek.

Pohlcovač kmitání může zajistit použitelnost i konstrukcím, které by jinak, z pohledu vibrací, zcela nevyhověly. Toto zařízení je tvořeno přidanými tělesy, která mohou kmitat nezávisle na pohybech konstrukce a jsou s ní spojeny tlumiči a pružinami. Při optimálním naladění pohlcovače dochází k eliminaci účinků zatížení a zvýšení útlumu konstrukce. Část této práce je věnována studiím pohlcovačů kmitání, jejich optimalizaci, citlivosti na návrhové parametry a analýzám nelineárních pohlcovačů. Cílem těchto studií je prověřit aspekty návrhu a účinnost zařízení pro případ konstrukce zatížené chodci.

Současné, běžně používané modely zatížení, zakotvené v některých normách, uplatňují pouze silové zatížení získané měřením kontaktních sil člověka při pohybu různého druhu, např. chůzi, běhu, skákání [5],[6],[17]. Tento zjednodušený postup však nezahrnuje interakci člověka s konstrukcí, jeho vliv na dynamické vlastnosti konstrukce, atd. V minulosti byly vyvinuty některé zjednodušené modely obsahující tělesa a zohledňující interakci člověka s konstrukcí. Šlo zejména o postihnutí příčné synchronizace účinků člověka s pohybem konstrukce a motivací byl právě případ mostu Millennium [9].

V novodobé historii není znám případ kolapsu konstrukce v důsledku působení chodců. Tuto možnost však nelze vyloučit. Z historických případů kolapsu konstrukce se nejčastěji zmiňuje zřícení lávky v Broughtonu u Manchesteru v severní Anglii v roce 1831, pochodujícími vojáky, kteří most úmyslně rozkmitali [43], nicméně u této historické události chybí přesnější informace.



Obr. 1.2 Kolaps Říšského mostu v Ostravě [47]

Ke kolapsu konstrukce došlo také na Českém území, a to v roce 1886, kdy došlo ke zřícení Říšského mostu v Ostravě, který byl rozkmitán pochodujícími vojáky a pohybem zvířat. Jednalo se o visutý řetězový most, viz obr. 1.2. Při vyšetřování však vyšlo najevo, že hlavní příčinou kolapsu byla silná koroze řetězu v důsledku nevhodně řešeného detailu a zanedbané údržby. Dynamické zatížení od pohybu člověka mělo tedy v této tragické nehodě jen dílčí roli [48].

Příznivým jevem pro mez únosnosti je skutečnost, že zatížení chodci je tzv. samolimitující, tedy překročí-li vibrace určitou mez, kdy se chůze stane velmi nepříjemnou, chodci se zastaví, přidrží zábradlí, atd., tím dojde k redukci zatížení a vibrace se dále nerozvíjejí. Tento princip ovšem nemusí platit pro zatížení vandaly. Dalším příznivým aspektem může být spíše

tlumící efekt působení chodců, který ovšem není ještě dostatečně prozkoumán a nemusí být vždy k dispozici. Případné tlumení konstrukce chodci je jedním z předmětů této práce.

Modelování působení člověka na konstrukci je obtížné také z důvodu těžko predikovatelného chování člověka, kdy kromě fyzikálních zákonů vstupuje do modelu také inteligentní řízení pohybu. Kromě zpřesnění klasických silových modelů si práce klade za cíl vyvinout jednoduché i složitější biomechanické modely chodce obsahující tělesa a modelovat tak člověka, včetně jeho pohybu po konstrukci a také řízení tohoto pohybu. Cílem je prozkoumat vzájemné působení chodce a konstrukce ve svislém směru a vliv přítomnosti chodce na změnu mechanických vlastností konstrukce. Modely by tedy měly přinést zpřesnění výpočtu odezvy konstrukce buzené chodci a přesnější návrh dynamického pohlcovače kmitání.

Po tomto úvodu následují kapitoly týkající se současného stavu problematiky a normativních metodik. Hlavní části práce obsahují studie pohlcovačů kmitání a dále pojednávají o modelování účinků chodce na konstrukci.

2. Současný stav řešené problematiky

Pojednání o problematice je rozděleno do dvou částí, první je věnována modelování účinku chodců na konstrukce, ve druhé jsou shrnuty principy a trendy navrhování pohlcovačů kmitání.

2.1 Modelování účinku chodců na konstrukce

Cílem analýz je získat velikost kmitání konstrukce a stabilitu jejího stavu pro posouzení komfortu a použitelnosti konstrukce. Pro tuto úlohu je základní otázkou, jak definovat a modelovat působení chodců pro dynamický výpočet konstrukce.

2.1.1 Modelování osoby

Zkoumání zatížení akcí osob na nejmenší nedělitelné jednotce, tedy jediném člověku, je základním stavebním kamenem celé problematiky. Stanovení účinků osoby je rozděleno na dva základní postupy. V prvním jsou veškerá působení chodce představována pouze silovými účinky, bez modelování pohybu hmot chodce. Tento pohyb je příčinou silového působení chodce na konstrukci. Druhý způsob pak spočívá v použití zjednodušených fyzikálních modelů lidského těla a jeho pohybu, pomocí obvykle několika málo těles, s příslušnými stupni volnosti, spojenými dalšími součástmi, například pružinami, tlumiči, atd.

2.1.1.1 Náhrada chodce silovými účinky

Pohybující se osoba je reprezentována pouze kontaktními silami, získanými z měření silového působení chodidel na podkladní plochu. Tyto lze dále rozdělit na síly, které jsou nezávislé na odezvě konstrukce a síly, jejichž velikost je funkcí odezvy konstrukce.

Nezávislé síly

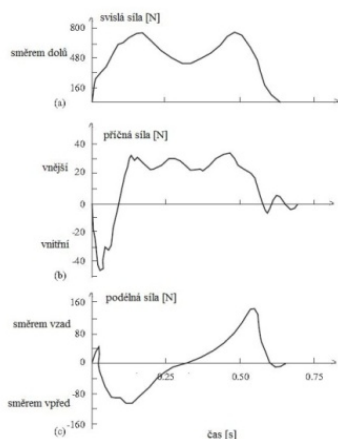
Použití nezávislých sil je nejběžnější a nejjednodušší přístup vycházející z měření na tuhém nevibrujícím podkladu. Tyto síly pak slouží k buzení modelu konstrukce při dynamické analýze účinku chodců. Tento přístup nepředpokládá žádnou interakci mezi osobou a konstrukcí, čili kmitání konstrukce neovlivňuje pohyb hmot chodce a tedy ani jeho silové účinky.

Pohyb člověka lze rozdělit na několik typů, například podle rychlosti pohybu, tedy na chůzi, běh, jogging, neboli kondiční běh, skoky na místě, atd. Pro každý typ zvlášť jsou pak experimentálně vyšetřovány silové účinky.

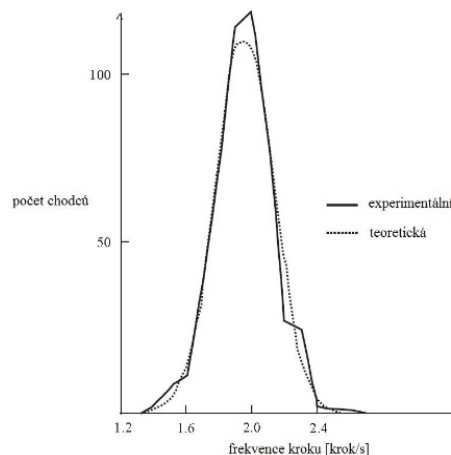
Tyto účinky jsou zjednodušeně popsány jediným silovým vektorem v místě došlapu chodidla, nebo je působení obou chodidel sdruženo do jednoho působíště. Momentové účinky chodidla jsou pak obvykle zanedbávány. Silový vektor lze rozložit na tři složky: svislou, podélnou a příčnou ve směru chůze.

Tyto účinky, kterými chodec působí na konstrukci, jsou obecně náhodné procesy s časovou nezávisle proměnnou, které jsou ovlivněny mnoha faktory, jako například, výškou, hmotností chodce, rychlostí a typem pohybu, typem konstrukce, okolními obrazovými i zvukovými vjemy, jako například hudbou, ostatními chodci, atd. Tento náhodný proces je obvykle analyzován vytvořením periodogramu, čili převedením do frekvenční oblasti, pro zjištění periodického obsahu účinků chodce.

Pro převedení je používána Fourierova transformace, popřípadě její modifikace. Analýzy ukazují dominantní frekvence při frekvenci kroku a jejich celočíselných násobcích event. podílech, např. [12] (Eriksson), což odpovídá předpokladu o cyklickém pohybu hmot chodce. Díky této úpravě lze funkci zatížení úsporně popsat pomocí několika harmonických funkcí, definovaných frekvencemi a amplitudami, a například použít, v případě linearity konstrukce, výhodnou harmonickou analýzu. Tento postup lze využít, jak pro účinky jednotlivých chodidel, tak pro celkové silové působení chodce. Pro jednotlivé účinky pak existují také modely založené na aproximaci sil goniometrickými funkcemi či polynomy.



Obr. 2.1 Svislá, příčná a podélná kontaktní síla chodidla, [1] (Andriacchi et al.)



Obr. 2.2 Pravděpodobnostní rozdělení frekvence kroku, [25] (Matsumoto et al.)

Experimentálně zjištěné síly jsou vztaženy relativně k chodci samému, ten se však vůči konstrukci může pohybovat, proto se funkce zatížení určitého místa konstrukce doplňuje o funkci, která má v čase výskytu chodce na tomto místě hodnotu 1 a ve zbylých časech pak hodnotu 0. V případě spojitého řešení je využívána Diracova funkce, v diskrétním případě pak příslušná diskrétní obdoba.

Měření sil chodců při různém druhu pohybů se zabývalo již mnoho autorů, zde jsou uváděny jen vybrané výsledky těchto experimentů, obr. 2.1 a 2.2, které lze také nalézt v přehledu [43] (Živanović). Měření popisují jednotlivé složky sil, svislé a podélné, obsahující dominantní frekvenci odpovídající frekvenci kroku. Významná frekvence příčných sil je pak poloviční oproti frekvenci kroku.

Kromě kontaktních sil byly experimentálně zkoumány i další charakteristiky pohybu, jako např. rychlost, délka kroku, kontaktní čas chodidel, kinematika pohybu lidského těla, atd.

Závislé síly

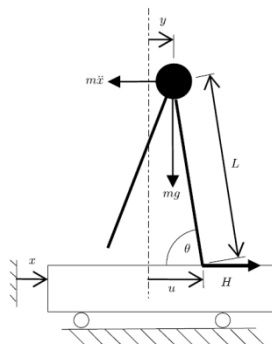
Varianta silových účinků závislých na odezvě předpokládá vliv kmitání konstrukce na velikost kontaktních sil mezi pohybující se osobou a konstrukcí. Interakce lidského těla s konstrukcí je popsána pouze prostřednictvím vztahů mezi zatěžovacími silami a odezvou podkladní plochy. Tento vztah může být zadán ve formě parametrického buzení, jako funkce

posunutí, rychlosti, např. [9] (Dallard et al.), nebo zrychlení konstrukce, nebo může být popsán obecnější závislostí, zohledňující například historii odezvy konstrukce, [11] (Eckhardt et al.). Platnost vztahů je pak obvykle omezena na pásmo frekvencí kmitání, blízké frekvenci pohybu chodce, ve kterém může být člověk ovlivněn.

2.1.1.2 Fyzikální modely chodce

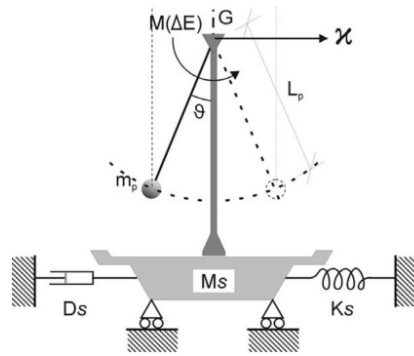
Tyto si kladou za cíl zjednodušeně vystihnout dynamiku lidského těla a její vliv na konstrukci a vzájemnou interakci těchto dvou částí. Modely obvykle využívají jednoho nebo více těles, spojených základními reologickými modely, pružinami, tlumiči, atd. Na tato tělesa jsou pak aplikovány také silové účinky. Zrychleným pohybem hmot vzniká setrvačná síla zatěžující konstrukci stejně jako u reálného chodce. Model chodce by měl dlouhodobě udržovat svůj pohyb, a proto bývá zásobován energií stejně jako skutečný člověk. Toto může být provedeno prostřednictvím soustavy sil aplikovaných na model. Tato soustava by měla být samorovnovážná, protože veškeré skutečné silové působení chodce pochází pouze od setrvačných sil.

Pro lepší pochopení a vysvětlení příčného rozkmitání konstrukce jako v případě Millenium Bridge či Solferino Bridge byl J. H. G. Macdonaldem [23] navržen model, obr. 2.3, popisující chodce jako obrácené kyvadlo, jehož pohyb je řízen snahou o udržení rovnováhy, namísto daného časově závislého pohybu.

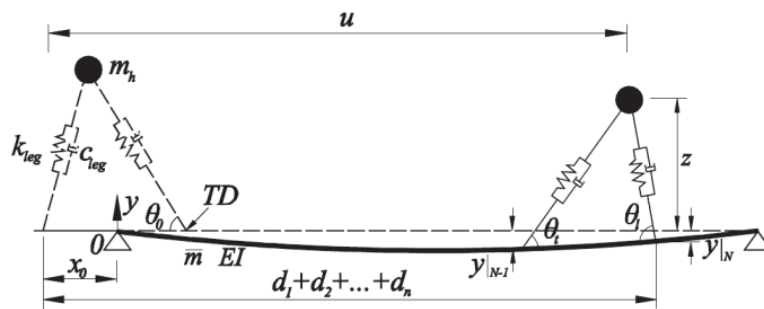


Obr. 2.3 Chodec modelovaný jako obrácené kyvadlo, [23] (Macdonald)

Tento model vychází ze staršího modelu [4] (Barker), popisujícího chodce jako těleso podporované střídavě levou a pravou skloněnou nohou. Sklon na jedné noze je stále stejný, silový účinek od tíhy chodce působí v ose nohy, čímž vzniká vodorovná příčná složka síly. Těleso modelu se pohybuje v přímce, bez bočního pohybu, zatímco krok je řízen časově a následná relativní pozice chodidla k tělesu v dalším kroku není ovlivněna pohybem konstrukce. Bylo dokázáno, že tento model významně ovlivňuje konstrukci i při rozdílných frekvencích chodce a konstrukce. Macdonaldův model představuje zdokonalení Barkerova modelu směrem blíže k reálnému chování pohybujícího se chodce. Obrácené kyvadlo, těleso na dokonale tuhém rameni, může konat kývavý pohyb v příčném směru vzhledem k chůzi, obr. 2.3. U tohoto modelu je dáván důraz na strategii kladení chodidla pro příští krok, vycházející ze snahy chodce udržet rovnováhu, a která zohledňuje zejména příčný pohyb konstrukce. Budoucí poloha chodidla je funkcí předchozího příčného posunutí a rychlosti těla chodce. Zobecnění volby polohy chodidla, pro Macdonaldův model, podal MacRobie v [27], doplněním o přímý vliv příčného posunutí a rychlosti konstrukce.



Obr. 2.4 Klasické kyvadlo představující chodce, [28] (Morbiato et al.)



Obr. 2.5 Dvounohý model chodce pro svislou interakci s konstrukcí, [32] (Qin et al.)

Jiný typ modelu pro analýzu příčného kmitání a interakce je prezentován v [28] (Morbiato et al.). Chodec je představován opět jednou hmotou, v tomto případě ve formě klasického kyvadla připojeného přes dokonale tuhý prut k modelu konstrukce, zjednodušené na model s jedním stupněm volnosti, obr. 2.4. Kyvadlo slouží jako jednoduchý oscilátor udržovaný v dlouhotrvajícím pohybu aplikací momentu, který do systému dodává energii. Model je použit k analýze vzájemného vlivu periodických pohybů konstrukce a chodce a k rozboru fází mezi těmito pohyby.

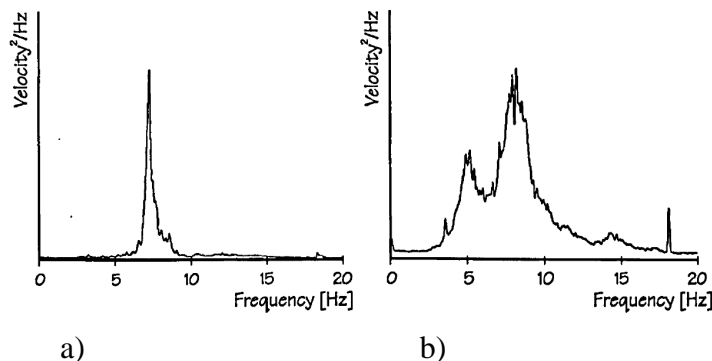
Pro zkoumání interakce svislého kmitání konstrukce a pohybujícího se chodce byl v [32] (Qin et al.) odvozen model obr. 2.5. Tento model je dvounohý, tvořený jedním tělesem s hmotností, přičemž každá noha je tvořena pružinou a tlumičem. Pohyb chodce je rozdělen na dvě základní fáze, první, kdy jsou obě nohy v kontaktu s podkladem a druhá, kdy je v kontaktu jen jedna noha. Model je vyšetřován v interakci s jednoduchou konstrukcí, rovnice popisující chování soustavy jsou odvozeny s využitím Lagrangeovy rovnice. Pohyb je udržován prostřednictvím aplikovaných sil a časově proměnného tlumení v nohách chodce. Síly i tlumení jsou upravovány zpětně podle odezvy systému tak, aby byla zachována celková energie modelu chodce. Model ukázal vliv jednotlivých parametrů na míru interakce konstrukce a pohybující se osoby.

2.1.1.3 Mechanické vlastnosti stojícího/sedícího člověka a změna chování konstrukce v důsledku přítomnosti osob

Tato práce primárně zkoumá pohybující se osoby a jejich vliv na konstrukci, mechanické vlastnosti stojícího člověka a příslušné modely jsou však základem pro biomechanický model člověka v chůzi. Tato kapitola je shrnutím přehledu uvedeném v práci [38], která se zabývá mechanickými vlastnostmi sedícího a stojícího člověka pro potřeby analýz vlivu člověka na změnu vlastností konstrukce.

Řada publikací v této oblasti ukázala, že přítomnost osob na konstrukci mění její vlastní frekvence a zvyšuje útlum konstrukce [38]. Nejjednodušší modely zahrnují přítomnost člověka pouze přidanou hmotností na konstrukci. Experimenty různých autorů [38] však dokazují změny vlastních frekvencí, které nekorespondují s výsledky těchto modelů, např. v některých případech dochází ke zvýšení vlastní frekvence a vzniku nových vlastních tvarů kmitání. Tyto modely také nevysvětlují zvýšení útlumu konstrukce. Z tohoto vyplynula potřeba vyvinutí biomechanických modelů člověka, které přidávají ke konstrukci další stupně volnosti [38].

Obrázek 2.6 zobrazuje spektrální hustotu odezvy uměle vybuzené konstrukce stadionu ve Twickenhamu pro prázdnou konstrukci obr. 2.6 a) a pro konstrukci zaplněnou stojícími lidmi, obr. 2.6 b) [49], [38]. Při zaplnění lidmi došlo k rozšíření funkce spektrální hustoty. Došlo tedy ke vzniku nových vlastních frekvencí soustavy. Tuto změnu lze vysvětlit zvýšením počtu stupňů volnosti soustavy o stupně volnosti lidských těl.



Obr. 2.6 Spektrální hustota odezvy pro prázdný a zaplněný Twickenhamský stadion [49], [38].

Nejčastěji používané biomechanické modely pro analýzu změn vlastností konstrukce jsou modely těles s jedním nebo dvěma stupni volnosti. Modely stojících a sedících osob jsou dále dle [38] rozděleny na tlumené a netlumené, a také na spojitě a diskrétní modely. Hodnoty vstupních parametrů těchto modelů jsou testovány pomocí vnuceného kmitání podkladu, na kterém se nachází stojící nebo sedící člověk.

Přehled parametrů tlumených diskrétních modelů různých autorů, postupně [52], [53], [54], [55], uvádí [38], obr. 2.7. Tyto modely s jedním stupněm volnosti ve svislém směru jsou určeny třemi parametry, například hmotností, netlumenou vlastní frekvencí modelu a poměrným útlumem.

Human Model	Spatial properties	Modal Properties
Foschi et al. (1995)	$m_h = m_r$ (91 kg)	$f_h = 3.3$ Hz
	$k_h = 40$ kN/m	$\zeta_h = 33\%$
	$c_h = 1.25$ kNs/m	
Al-Foqaha'a (1997) (model 1)	$m_h = m_r$ (83 kg)	$f_h = 3.5$ Hz
	$k_h = 40$ kN/m	$\zeta_h = 34\%$
	$c_h = 1.25$ kNs/m	
Al-Foqaha'a (1997) (model 2)	$m_h = m_r$ (75 kg)	$f_h = 3.7$ Hz
	$k_h = 40$ kN/m	$\zeta_h = 36\%$
	$c_h = 1.25$ kNs/m	
Brownjohn (1999)	$m_h = m_r$ (80 kg)	$f_h = 4.9$ Hz
	$k_h = 82$ kN/m	$\zeta_h = 37\%$
	$c_h = 1.946$ kNs/m	
Falati (1999)	$m_h = m_r/3$ (25 kg)	$f_h = 10.43$ Hz
	$k_h = 107$ kN/m	$\zeta_h = 50\%$
	$c_h = 1.636$ kNs/m	

Obr. 2.7 Parametry tlumeného biomechanického modelu s 1DOF pro stojící osobu [38].

Až na odlišný přístup uvedený v [55] se hmotnost modelu pohybuje v rozmezí 75 až 90 kg, což odpovídá hmotnosti celého člověka, vlastní frekvence je v rozsahu 3,3 až 4,9 Hz a poměrný útlum nabývá hodnot od 33 do 37 %.

2.1.2 Modelování více osob

Po definování modelu jednoho chodce následuje rozšíření směrem k působení více osob, představující typickou situaci pro návrh konstrukce. Základní otázkou je stanovení rozmístění a případného pohybu chodců na konstrukci. Pro tento účel by měla být brána v úvahu intenzita dopravy a návrhové situace. Dalším aspektem je náhodnost vstupů při analýze soustavy konstrukce-člověk, například náhodnost účinků každé osoby, vyplývající z náhodnosti jejich hmotností a pohybu při chůzi. Náhodné jsou i vzájemné fáze silového působení chodců a jejich pohyb v rámci skupiny nebo davu a celková intenzita dopravy. Při návrhu je nutné zohlednit i možnost ovlivnění chodců směrem k jejich vzájemné synchronizaci.

2.1.2.1 Zjednodušené modely

Jedním ze způsobů zjednodušení je například rozprostření účinků diskrétně působících chodců do plochy a uvažování tak spojitého působení nebo naopak soustředění účinků více chodců do jednoho místa. Je možné také zanedbat náhodnost účinků a uvažovat parametry modelů chodců jako deterministické. Uvažování shodných fází pro všechny chodce by však vedlo k velmi konzervativnímu návrhu a používá se proto obvykle jen pro určitou část chodců při modelování synchronizace. Obvyklá je také jednodušší reprezentace účinků chodce pomocí sil vyjádřenými jednou nebo více harmonickými funkcemi.

Ekvivalentní počet chodců

Jedná se o zjednodušující koncepci, která nahrazuje náhodné účinky více osob pomocí ekvivalentního počtu chodců se shodnou fází a shodnými parametry modelu pro jednoho chodce. Celkové účinky jsou pak dány vynásobením účinků jednoho chodce ekvivalentním počtem chodců, který je vždy menší než skutečný počet.

Existují různé přístupy k určení ekvivalentního počtu chodců, např. [26] (Matsumoto et al.) předpokládá Poissonovo rozdělení pro příchod chodců na most a účinky jednotlivých stejných chodců jsou stochasticky sečteny. Výsledný násobitel účinků jednoho chodce je pak $\sqrt{(vT_0)}$, kde v je střední rychlost příchodu chodců na konstrukci a T_0 je čas, který potřebuje chodec pro překonání konstrukce. Výraz je ekvivalentní s \sqrt{N} , kde N je počet chodců přítomných na mostě. Předpokladem je, že chůze jednotlivých chodců jsou na sobě zcela nezávislé. Platnost vztahu byla později upravena pro frekvence mostu 1,8 až 2,2 Hz, kdy dochází k rezonanci, v krajních intervalech 1,6 až 1,8 Hz a 2,2 až 2,4 Hz pak ekvivalentní počet chodců lineárně klesá na minimální hodnotu 2 pro více než 4 chodce přítomné na lávce, [3] (Bachmann a Ammann).

V technickém průvodci organizace SÉTRA [6] byly z experimentů odvozeny tyto vztahy pro ekvivalentní počet chodců: $10,8\sqrt{(N\zeta)}$ pro řídký a hustý proud a $1,85\sqrt{N}$ pro velmi hustý proud chodců, kde N je celkový počet chodců a ζ je poměrný útlum uvažovaného vlastního tvaru. Stochastická simulace odezvy nebere v úvahu interakci chodce a konstrukce. Frekvence budících sil jednotlivých chodců jsou náhodné a fáze zcela nezávislé.

2.1.2.2 Vlastnosti dopravního proudu

Jedná se o dopravní situace, které se mohou vyskytovat na lávkách, a které je třeba uvažovat při definování zatěžovacích modelů. Hlavními otázkami jsou intenzita dopravy, rychlost chodců, frekvence jejich kroku a možnost vzájemného ovlivnění chodců. Obrázek 2.8 zobrazuje vztah mezi kapacitou mostu, hustotou chodců a jejich rychlostí, [35] (Schlaich).

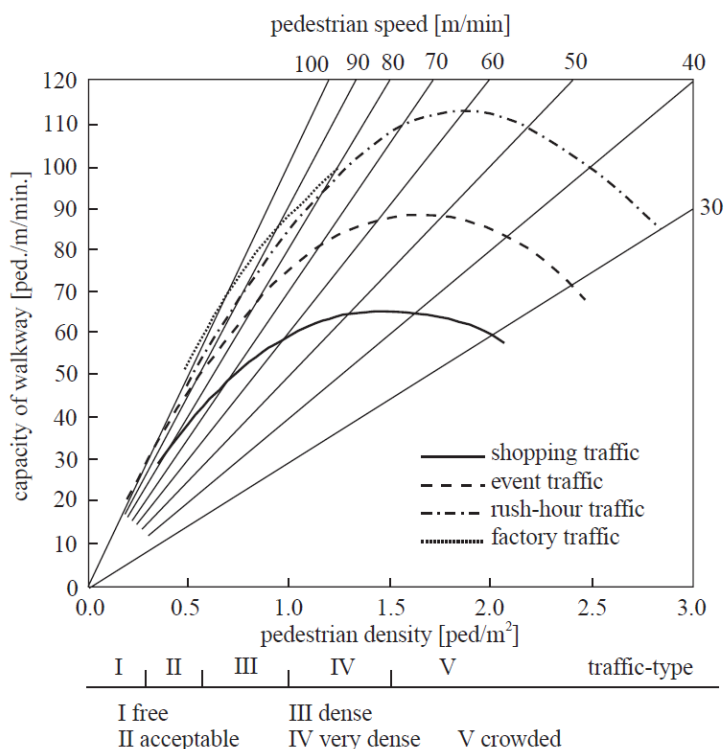
Grundmann et al. [14] navrhl tři modely pro různé stupně intenzity dopravy na lávkách, které by měly být vyšetřovány zvlášť.

Model 1: Chodci jdou v malých skupinkách a mají snahu udržovat přibližně stejnou rychlost.

Model 2: Slabý proud chodců, chodci jdou volně, hustota proudu je maximálně 0,3 osoby/m². Frekvence kroku jsou náhodné.

Model 3: Hustá doprava, kdy již volný pohyb chodce není možný, přibližně 0,6 až 1,0 osoby/m². Chodci se vzájemně ovlivňují tak, že se snaží přizpůsobit rychlost chůze a délku kroku ostatním chodcům. Pro tento model by měla být uvažována vzájemná synchronizace chodců i synchronizace chodců s kmitáním konstrukce.

Ingólfsson et al. [18] podává následující přehled rychlostí a frekvencí chůze. Rychlost neovlivněné volné chůze se pohybuje v rozmezí 0,75 až 1,75 m·s⁻¹, [41] (Wheeler), vztah mezi rychlostí chůze a frekvencí kroku je obvykle uvažován jako lineární funkce $f_p = av_p + b$. Pachi a Ji [30] udávají: $b = 0$; $a = 1,33 \text{ m}^{-1}$ pro muže a $1,49 \text{ m}^{-1}$ pro ženy, Živanovič et al. [42] udává $b = 0,355 \text{ Hz}$ a hodnotu $a = 1,075 \text{ m}^{-1}$.



Obr. 2.8 Závislost mezi kapacitou mostu, hustotou chodců a jejich rychlostí, [35] (Schlaich)

2.1.2.3 Synchronizace chodců

Synchronizace chodců je významný a negativní jev, při kterém dochází ke sjednocování fází a frekvencí pohybu chodců a tím k významnému zesílení jejich účinků na konstrukci.

Vzájemná synchronizace chodců mezi sebou

Chodci mohou za určitých podmínek přizpůsobovat rychlost svého pohybu a tím i frekvenci kroku ostatním chodcům. Synchronizace tak nastává z důvodu vzájemného ovlivnění chodců mezi sebou. Vznik tohoto jevu můžeme přisoudit dvěma základním příčinám a příslušným situacím. Při řídké intenzitě dopravy mohou vznikat skupiny chodců, kde jednotliví chodci ve skupině se snaží přizpůsobit vzájemnou rychlost. Druhou situací je naopak hustý proud chodců, ve kterém je omezen volný pohyb osob a chodec tak svou rychlost musí přizpůsobit okolním chodcům, aby se vyhnul kontaktu. To potvrzují např. experimenty v rámci projektu SYNPEX [5], kdy hustota proudu chodců byla obměňována v rozsahu 1,2 až 3 osoby/m² na dráze dlouhé 30 m a široké 1,5 m, pro vyšší hustotu byla zjištěna nižší směrodatná odchylka frekvence kroku než pro nízkou hustotu, což znamená vyšší míru korelace frekvencí kroku. Jako limitní hodnoty pro volnou chůzi bez omezení jsou různými autory uváděny v [18] (Ingólfsson) hodnoty 0,2 až 0,5 osoby/m².

Příčná synchronizace chodců s konstrukcí

Tento způsob synchronizace je nejpravděpodobnější a je považován za nejvýznamnější teorii pro vysvětlení jevů, které zapříčinily problémy s použitelností u mostů Paris Solférino (1999) a London Millenium Bridge (2000). Synchronizace chodců s příčným pohybem konstrukce souvisí se snahou chodce udržet rovnováhu, následkem čehož upraví příčný pohyb těla a rozšíří krok. Synchronizace, známá také jako „lock-in“, se objevuje při vlastní frekvenci příčného kmitání konstrukce přibližně 1 Hz, což odpovídá frekvencím typickými pro příčný pohyb těla chodce. Změna fází a frekvencí pohybu chodců v důsledku kmitání konstrukce závisí na velikosti odezvy, vlastní frekvencích konstrukce, tlumení, rychlosti chůze, délce mostu, hustotě dopravy a dalších parametrech. Zákonitosti a míra synchronizace zůstávají stále ještě nevyřešenými otázkami a dále také existují alternativní teorie, např. [4] (Barker) a [23] (MacDonald), které vysvětlují nadměrné vibrace konstrukcí, v těchto případech, bez uvažování synchronizace.

Dalším aspektem je vliv pohybu konstrukce na velikost příčných sil chodce. Větší pohyb konstrukce zapříčiňuje větší snahu o udržení rovnováhy a tím i větší příčné síly. Díky závislosti buzení na odezvě je systém samobuzený a může se stát nestabilním, kdy amplituda kmitání diverguje. Míra vibrací je však vždy limitována, dosáhne-li určité meze, chodci zastaví, nebo změni svůj pohyb a tím dojde k omezení excitace.

Pro případ Millenium Bridge byl navržen vztah závislosti mezi příčnou silou chodce a odezvou konstrukce, [9] (Dallard et al):

$$F(t) = k \cdot v(t) \quad (2.1)$$

Síla je závislá na rychlosti stejně jako tlumení, v tomto případě však energii do systému dodává a funguje tak jako záporné tlumení. S tímto předpokladem lze jednoduše formulovat kritérium nestability, které nastává, je-li tlumení konstrukce eliminováno záporným tlumením od chodců. Pro kritický počet chodců způsobující nestabilitu byl stejnými autory odvozen vztah využívající jeden vlastní tvar kmitání [9] (Dallard et al):

$$N_L = \frac{8 \cdot \pi \cdot \zeta \cdot f \cdot M}{k} \quad (2.2)$$

kde ζ je poměrný útlum vlastního tvaru, f je vlastní frekvence příčného kmitání, M je modální hmotnost a k je součinitel příčné síly, který byl pro případ Millenium Bridge stanoven z výsledků experimentů na $k = 300 \text{ N} \cdot \text{s} \cdot \text{m}^{-1}$ pro frekvenci f 0,5 až 1,0 Hz. Uvedený vztah má však omezenou platnost z důvodu nejasné míry synchronizace chodců a dalších aspektů, například nejsou brána v úvahu různá rozmístění chodců na konstrukci a hodnota k není obecně přenositelná na jiné konstrukce.

Všeobecně přijímaným kritériem pro vznik synchronizace a nadměrných vibrací je limitní hodnota příčného zrychlení. Například při experimentech popsanych v [6] (Charles et al.), byly zjištěny kritické hodnoty zrychlení 0,1 až 0,15 $\text{m} \cdot \text{s}^{-2}$ pro chodce přecházející po 2 m široké a 7 m dlouhé plošině, pružně pohyblivé v příčném směru. Při těchto hodnotách zrychlení docházelo ke vzniku nepříjemných vibrací.

Svislá synchronizace chodců s konstrukcí

Podobně jako v příčném směru chůze, můžeme mluvit o synchronizaci také ve svislém směru, při které dochází k úpravě frekvencí a fází svislých účinků chodce působením svislého kmitání konstrukce. Tento jev je mnohem méně pravděpodobný ve srovnání se synchronizací v příčném směru a problém s použitelností v důsledku tohoto jevu nebyl na reálné konstrukci nikdy zaznamenán [17]. Jako hranice svislého zrychlení pro vznik synchronizace je v [36] (Schneider) uváděna hodnota $1,5 \text{ m}\cdot\text{s}^{-2}$. Bachmann a Ammann [3] uvádějí práh pro vznik synchronizace amplitudu svislého kmitání 10 mm.

2.1.3 Stanovení dopravního zatížení a návrhových situací

Určení návrhových situací a intenzity dopravy je základním vstupem pro návrh a posouzení lávky z hlediska výskytu možných vibrací. Investor by měl specifikovat polohu a účel lávky a s nimi související možné návrhové situace, jako například hustotu dopravního proudu, skupiny chodců, běžce, atd. A dále také případný výskyt mimořádného zatížení.

V následujících tabulkách jsou prezentovány třídy zatížení a příslušné hustoty dopravního proudu podle dvou různých metodik.

Určení dopravního zatížení lávek podle popisu umístění a funkce konstrukce podle [6], tab. 2.1.

Tab. 2.1 Dopravní zatížení lávek dle umístění a funkce

Třída lávky	Charakteristika	Hustota dopravy [chodci/m ²]
IV	Málo používaná lávka sloužící pro spojení řídko osídlených oblastí nebo pro zajištění návaznosti pěší stezky vedoucí přes dálnici.	-
III	Lávka pro standardní užívání, která může být příležitostně použita velkou skupinou chodců, ale nikdy nebude zatížena v celé ploše mostovky.	0,5
II	Městská lávka spojující obydlené oblasti vystavená silnému provozu, která může být příležitostně zatížena v celé ploše mostovky.	0,8
I	Městská lávka spojující místa s vysokou hustotou chodců (např. v blízkosti nádraží nebo stanice metra), nebo která je často používána hustými davy (demonstrace, turisté atd.) s odpovídajícím velmi silným zatížením.	1,0

2.1.4 Posouzení konstrukce z hlediska komfortu uživatelů

Navrhování lávek tak, aby uživatelé nepocítovali žádné vibrace, by vedlo ke zbytečně neekonomickému návrhu. Určitou míru vibrací lze přijmout v závislosti na požadované míře komfortu. Pocity uživatelů a komfortní kritéria jsou obvykle vztaženy ke zrychlení konstrukce. Vnímání a hodnocení vibrací uživateli je subjektivní a závisí například na počtu chodců na mostě, výšce nad terénem, robustnosti konstrukce, atd. Tyto vlivy by měly být

zhodnoceny při posuzování příslušného komfortu. Pro výběr tříd komfortu je třeba uvážit polohu lávky, (například v blízkosti nemocnic bude zvolen vyšší komfort než v případě lávky turistické stezky), dobu přecházení, frekventovanost použití, atd.

Třídy komfortu podle různých metodik a odpovídající rozsahy zrychlení lze pro buzení chodci najít např. v [6].

Kritéria komfortu a odpovídající rozsahy zrychlení pro buzení chodci podle [17] jsou pro ukázkou uvedeny v tab. 2.2.

Tab. 2.2 Třídy komfortu pro buzení chodci dle [17]

Třídy komfortu	Stupně komfortu	Svislé zrychlení [m·s ⁻²]	Příčné zrychlení [m·s ⁻²]
CL1	Maximální	0 – 0,5	0 – 0,1
CL2	Střední	0,5 – 1	0,1 – 0,3
CL3	Minimální	1 – 2,5	0,3 – 0,8
CL4	Nepříjemné nepohodlí	> 2,5	> 0,8

Příčné zrychlení je však pro obě metodiky omezeno hodnotou 0,1 m·s⁻² [17] pro zabránění vzniku synchronizace pohybů chodců.

Pro svislé vibrace je ve [43] uvedena limitní hodnota zrychlení pro buzení chodci daná vztahem:

$$a_{limit} = 0,5\sqrt{f} \quad [m \cdot s^{-2}] \quad (2.3)$$

kde f je vlastní frekvence příslušného vlastního tvaru.

2.2 Dynamický pohlcovač kmitání

Zařízení slouží k eliminaci a kontrole vibrací na konstrukcích, které by bez jejich užití nevyhověly požadavkům na komfort uživatelů či použitelnost. Dynamický pohlcovač kmitání je často používán na štíhlých konstrukcích moderního charakteru buzených chodci. Popis zařízení byl proto vybrán do tohoto přehledu a jeho návrhu jsou také věnovány studie v jedné z následujících kapitol.

Únosnost konstrukce za dynamického buzení chodci obvykle není přímo ohrožena, pohlcovač kmitání bývá v tomto směru využíván spíše pro eliminaci rozkmitu napětí při vibracích a tím omezení únavového poškození konstrukce.

Nejobvyklejší forma pohlcovače kmitání má podobu tělesa s určitou hmotností, připojeného prostřednictvím pružin a hydraulických tlumičů k místu konstrukce s nejvyšší odezvou. Popsaný typ pohlcovačů kmitání spadá do kategorie pasivní, tento typ vykazuje výhody nižších nákladů na zhotovení a menších prostředků na údržbu konstrukce, oproti typům s určitou mírou řízení, nevýhodou je však nižší účinnost. Obrázek 2.9 zobrazuje příklad pasivního pohlcovače kmitání na lávce buzené pohybem chodců, působícího ve svislém směru [17].



Obr. 2.9 Pohlcovač kmitání na lávce [17]

Současný typický návrh pasivních pohlcovačů kmitání využívá zjednodušený přístup, kdy je celá konstrukce uvažována jako model s jedním stupněm volnosti. Parametry tohoto modelu jsou získány z modální analýzy, z jejichž výsledků je vybrán nejvýznamnější vlastní tvar pro řešenou odezvu. Konečný model se dvěma stupni volnosti vznikne přidáním pohybu tělesa pohlcovače jako dalšího stupně volnosti. Výstupem návrhu jsou parametry pohlcovače kmitání, jako jsou hmotnost, tuhost pružin, útlum tlumičů, atd. pro danou konstrukci. Jejich stanovení je především optimalizační problém, kdy účelem je omezení vibrací, únavového poškození či jiných aspektů chování dynamicky zatížené konstrukce. Současné odborné práce týkající se dynamického pohlcovače kmitání TMD, jak bude popsáno dále, zkoumají různé způsoby uspořádání, zatížení, nelineárního chování, optimalizačních technik a dalších témat týkajících se problematiky pohlcovačů kmitání. Následující odstavce popisují současné trendy a techniky v analýze konstrukcí s TMD s pojednáním o klasických postupech.

Tradiční postup pro návrh pohlcovače kmitání vychází z Den Hartogova řešení [10], které optimalizuje maximální amplitudu výchylky konstrukce zatížené harmonickou silou přes široký rozsah frekvencí buzení. Konstrukce je uvažována bez tlumení a celá soustava je lineární, tedy obsahuje lineární pružiny a lineární tlumič pohlcovače. Návrhovými parametry zařízení jsou tuhost pružiny a útlum tlumiče, hmotnost pohlcovače kmitání se volí obvykle před optimalizací podle jiných kritérií.

2.2.1 Formulace optimálního návrhu

Klasické techniky používají návrh minimalizující amplitudu výchylky či zrychlení odezvy konstrukce při harmonickém buzení obsahující jednu frekvenci pro škálu různých frekvencí. Místo amplitudy odezvy je někdy používán její poměr ke statické výchylce od amplitudy síly buzení, jedná se tedy o dynamické zesílení. Klasická minimalizace rezonanční odezvy je nazývána jako optimalizace H_∞ , [7] (Cheung et al.). Jako modernější technika je často používána optimalizace H_2 , při které je minimalizována celková energie vibrací analyzované konstrukce zatížené bílým šumem, [7] (Cheung et al.). Crandal a Mark [8] v roce 1963 podali pro optimalizaci H_2 optimální frekvenci a poměrný útlum modelu konstrukce s jedním stupněm volnosti. Tento způsob optimalizace vede na lepší účinnost pohlcovače kmitání pro široké pásmo buzení, než v případě H_∞ , [20] (Jang et al.). Jiný způsob formulace optima byl použit v [2] (Asami et al.), kde je hodnocena rychlost eliminace volného kmitání po vybuzení.

Odlíšný přístup je popsán v [22] (Li et al.), kde je jako optimum uvažováno maximální prodloužení trvanlivosti konstrukce pomocí minimalizace únavového poškození. Zatížení je předpokládáno jako dlouhodobé a modelováno pomocí pravděpodobnostní výkonové spektrální hustoty. Z výsledného náhodného procesu napětí je poté vyčísleno únavové poškození pomocí $S-N$ křivek a Palmgren-Minerova pravidla pro kumulativní únavové poškození.

2.2.2 Buzení modelu s pohlcovačem kmitání

Buzení je nejčastěji aplikováno jako síla působící na těleso modelu konstrukce a může představovat zatížení větrem, chodci, ostatní dopravou, atd. Pro úlohy seismicity pak model může být zatěžován zrychlením základu konstrukce. Používanými typy zatížení jsou nejčastěji harmonické buzení a náhodné procesy. Speciální kategorií je samobuzený systém, tento model je používán pro aeroelastické jevy, jako například vírové buzení, flutter, atd. Může být také použit v souvislosti s některými modely působení chodců uvažujícími samobuzení. Například Tondl v [39] podává základní přehled publikací zabývajících se parametrickým buzením pohlcovačů kmitání. Pro zatížení náhodným procesem je často používán bílý šum nebo barevné šumy vzniklé filtrováním bílého šumu, např. v [13] (Gkaras), toto zatížení lépe vystihuje podstatu skutečných zatížení, např. seismicity, než jedna harmonická frekvence.

2.2.3 Pohlcovač kmitání s nelineárním chováním

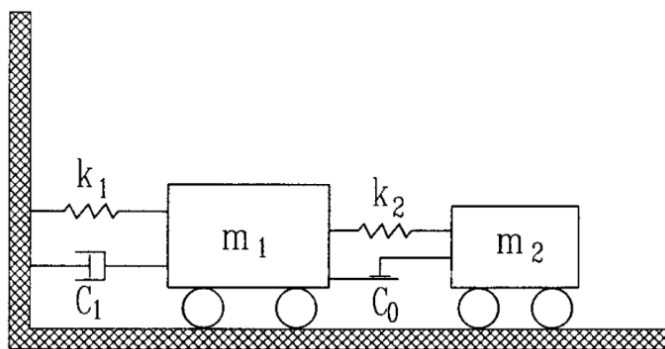
Vývoj nelineárních pohlcovačů kmitání je motivován především zlepšením účinnosti oproti standardním lineárním pohlcovačům kmitání. Nelineární pohlcovače mohou přispět k potlačení odezvy více než jen jednoho vlastního tvaru, omezit výměnu energie, atd. Mohou

si také zachovat účinnost i při změně vlastností konstrukce, například v důsledku působení chodců. Pozitivní vlastností je závislost vlastní frekvence na amplitudě a tedy na energii kmitání. Tím je možné omezit rezonanci bez potřeby velkého tlumení. Nelinearita pohlcovače kmitání může také urychlit dokmitávání konstrukce.

Tato nelinearita může mít různou podobu, například nelineární vratná síla docílená uspořádáním či konstrukcí pružin, použitím zařízení ve formě kyvadla nebo jiným uspořádáním. Další nelineární částí může být tlumič, zařízení pro disipaci energie.

Nelineární chování systému přináší sebou těžkosti v podobě větší časové složitosti výpočtů, možné citlivosti na počáteční podmínky a případného chaotického chování. Dalšími problémy jsou možné nestability nelineárního systému, například autoparametrická rezonance, atd.

Například v [33] (Ricciardelli et al.) je řešen pohlcovač kmitání s třecím tlumičem připojeným k primární konstrukci, obr. 2.10. Výsledky analýz ukázaly nižší účinnost pro menší míru buzení, v porovnání s viskózním tlumičem, a vyšší účinnost pro větší buzení.



Obr. 2.10 Model pohlcovače kmitání s třecím tlumičem, [33] (Ricciardelli et al.)

2.2.4 Pohlcovač kmitání s více stupni volnosti

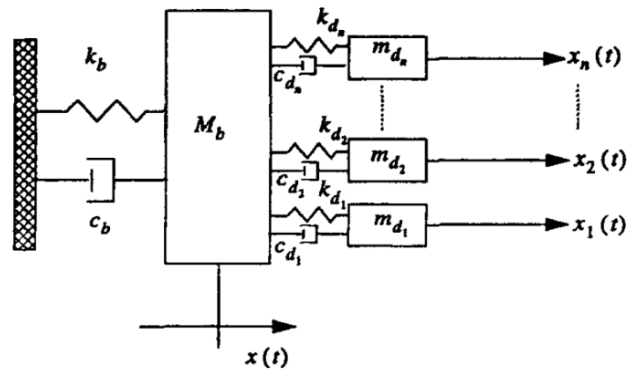
Jedná se o pohlcovače kmitání s více tělesy, a tedy i stupni volnosti. Cílem je opět vylepšení vlastností jednoduchého pohlcovače kmitání. Může se jednat o více pohlcovačů kmitání umístěných na různých místech konstrukce nebo na jednom místě, kde jsou tělesa zapojena paralelně, sériově nebo jiným způsobem. Použití více stupňů volnosti může zlepšit tlumení více vlastních tvarů současně. V práci [21] (Kareem et al.) je řešen případ budovy zatížené větrem a seismicitou s více pohlcovači kmitání, obr. 2.11, zapojenými paralelně. Výsledky studií potvrdily lepší účinnost ve srovnání s jedním pohlcovačem kmitání při stejné celkové hmotnosti. Výhodou je také menší hmotnost a rozměry jednotlivého zařízení, umožňující snadnější instalaci na konstrukci. Přínosem spolehlivosti je dále nezávislost jednotlivých zařízení, při poruše jednoho není ohrožena funkce celého systému jako u jednoduchého pohlcovače kmitání, [21] (Kareem et al.). Tyto výhody by bylo možné využít i při zatížení chodci.

2.2.5 Optimalizační metody

Optimalizace návrhu je prováděna pomocí zjednodušených metod s využitím invariantních bodů obdobně jako v klasickém návrhu, jak bylo popsáno výše, nebo pomocí standardních gradientních metod. Dalšími technikami jsou biologií inspirované postupy, jako například

genetické algoritmy. Pravděpodobnostní optimalizace a robustní návrh přináší zkvalitnění návrhu pohlcovače kmitání [24] (Marano et al.).

Disertační práce je věnována kontrole vibrací na konstrukcích zatížených chodci. Pro správný návrh pohlcovače kmitání v této souvislosti je nutná především dostatečná hloubka pochopení charakteru zatížení, návrhových situací a případných proměn vlastností konstrukce v souvislosti s výskytem chodců.



Obr. 2.11 Model pohlcovačů kmitání zapojených paralelně, [21] (Kareem et al.)

3. Problematika z pohledu norem

V předchozích kapitolách byl popsán vývoj teorií vztažených k působení chodců na konstrukce. S tím souviselo i stanovení dopravního zatížení a posouzení komfortu a použitelnosti konstrukcí.

Vědecké poznatky a zkušenosti se pomocí příslušných procesů dostávají do norem, které představují oporu pro návrh konstrukcí zatížených chodci v praxi. Normy specifikují zatížení konstrukce, způsoby analýzy, jejich vyhodnocení a další požadavky kladené na konstrukce, pro jejich bezpečný a úsporný návrh. V České republice, stejně jako v ostatních zemích Evropské unie, jsou platné ve stavebnictví evropské normy – Eurokódy, které se v jednotlivých zemích liší příslušnou Národní přílohou. Následující kapitola pojednává o pohledu Eurokódů na danou problematiku, další kapitoly se pak věnují přístupu Britských norem – BS a Amerických norem – AASHTO.

Podrobnou metodiku pro posouzení konstrukcí zatížených chodci uvádí také nadnárodní normy ISO [58],[59]. Hodnoty vibrační stavební konstrukce mohou být omezeny také hygienickými limity dané země, viz kapitola 3.4.

3.1 Eurokód

Základní informace pro posuzování lávek jsou uvedeny v **ČSN EN 1990: Zásady navrhování konstrukcí** [88]. Konkrétně v příloze A2 a kapitole A2.4.3 *Ověření kmitání lávek pro chodce a cyklisty od zatížení chodci*.

Norma se nejprve věnuje definování návrhových situací a souvisejících předpokladů provozu na lávce:

- (1) Návrhové situace se mají volit v závislosti na provozu, který bude přípustný po dobu návrhové životnosti příslušné lávky.
- (2) Pro trvalé návrhové situace je třeba v závislosti na velikosti plochy nosné konstrukce lávky nebo její části uvážit zatížení skupinou 8 až 15 chodců jdoucích běžným způsobem po lávce.
- (3) Pokud to připadá v úvahu, mají se uvážit podle velikosti plochy nosné konstrukce nebo její části další zatížení chodci, která souvisí s trvalou, dočasnou nebo mimořádnou návrhovou situací. Jsou to:
 - souvislý proud chodců na lávce (podstatně více než 15 osob);
 - příležitostné akce související s oslavami, umělecké a sportovní akce.

Dále pokračuje text normy kapitolou *Kritéria pohody chodců (z hlediska použitelnosti)*.

- (1) Kritéria pohody chodců se mají stanovit prostřednictvím nejvýše přijatelných hodnot zrychlení kmitání libovolné části hlavní nosné konstrukce.

- i) 0,7 pro svislá kmitání;
- ii) 0,2 pro vodorovná kmitání od běžné dopravy;
- iii) 0,4 pro vodorovné vibrace od výjimečného zatížení davem lidí.

(2) Kritéria pohody chodců se mají ověřit v případech, kdy základní frekvence nosné konstrukce mostu je menší než:

- 5 Hz pro svislé kmitání lávky;
- 2,5 Hz pro vodorovné (příčné) a kroutivé kmitání.

Další normou, která popisuje problematiku působení chodců na lávky, je **ČSN EN 1991-2: Zatížení mostů dopravou** [89]. Kapitola 5.7. *Dynamické modely zatížení chodci*, předepisuje toto:

- (1) V závislosti na dynamických charakteristikách konstrukce se mají stanovit vlastní frekvence (příslušející svislému, vodorovnému, kroutivému kmitání) nosné konstrukce lávky na vhodném výpočetním modelu konstrukce.
- (2) Síly buzené chodci ve frekvenci totožné s některou vlastní frekvencí lávky mohou zapříčinit vznik rezonance a je nutné tyto síly uvažovat při ověření mezních stavů kmitání.

- ve svislém směru s frekvencí v rozmezí 1 Hz až 3 Hz;
- ve vodorovném směru s frekvencí v rozmezí 0,5 Hz až 1,5 Hz.

Skupiny klusajících uživatelů se mohou pohybovat po lávce ve frekvenci 3 Hz.

- (3) Mají se definovat vhodné dynamické modely zatížení chodci a kritéria pohody uživatelů.

Národní příloha 2.49 k této normě pro Českou republiku obsahuje text vztahující se k odstavci (3), ve kterém je definováno, za jakých podmínek je nutné provést detailní dynamickou analýzu a jaké výpočty a zatěžovací situace by měla obsahovat.

Další metodiku pro posuzování kmitání konstrukcí vyvolaných chodci obsahuje Eurokód **ČSN EN 1995 - 2: Navrhování dřevěných konstrukcí - Část 2: Mosty** [91]. Kapitola 7.3.1 *Kmitání vyvolaná chodci* uvádí základní informace:

- (1) Pro pohodu platí kritéria EN1990:2002/A1
- (2) Jestliže nebyly ověřeny jiné hodnoty, má se brát poměrné tlumení takto:
 - $\zeta = 0,010$ pro konstrukce bez mechanických spojů;
 - $\zeta = 0,015$ pro konstrukce s mechanickými spoji.

Norma **ČSN EN 1991 - 1 - 4: Zatížení konstrukcí - Část 1 - 4: Obecná zatížení - Zatížení větrem** [90]. Příloha F. 5, tabulka F. 2 *Logaritmický dekrement útlumu*, uvádí obsáhlý přehled

přibližných hodnot logaritmického dekrementu konstrukčního tlumení v základním tvaru δ_s pro různé typy konstrukcí a použité materiály. Tabulka také nahrazuje předchozí hodnoty pro dřevěné konstrukce. Níže jsou uvedeny vybrané hodnoty logaritmického dekrementu útlumu δ_s , z tabulky F.2.

Dřevěné mosty	0,06 - 0,12
Ocelové mosty - svařované	0,02
Betonové mosty - předpjaté bez trhlin	0,04

V normě ČSN EN 1995 - 2 je dále uvedeno:

Následující odstavce obsahují metodiku přílohy B normy, *Kmitání vyvolaná chodci*:

B.1 Všeobecně

- (1) Pravidla uvedená v této příloze platí pro dřevěné mosty s prostě podepřenými nosníky nebo příhradové systémy buzené chodci.

B.2 Svislé kmitání

- (1) Pro jednu osobu přecházející most se má svislé zrychlení mostu $a_{vert,1}$ v $m \cdot s^{-2}$ brát takto:

$$\frac{200}{M\zeta} \quad \text{pro } f_{vert} \leq 2,5 \text{ Hz} \quad (3.1)$$

$a_{vert,1} =$

$$\frac{100}{M\zeta} \quad \text{pro } 2,5 \text{ Hz} < f_{ver} \leq 5,0 \text{ Hz} \quad (3.2)$$

kde M je celková hmotnost mostu v kg, daná vztahem $M = m \cdot l$,

l rozpětí mostu;

m hmotnost mostu na jednotku délky (vlastní tíha) v $kg \cdot m^{-1}$;

ζ poměrné tlumení;

f_{vert} základní vlastní frekvence pro svislé zrychlení mostu.

- (2) Pro několik osob přecházejících most, se má svislé zrychlení mostu $a_{vert,n}$ v $m \cdot s^{-2}$ vypočítat takto:

$$a_{vert,n} = 0,23a_{vert,1}nk_{vert} \quad (3.3)$$

kde n je počet chodců;

k_{vert} součinitel dle grafu na obrázku B.1 v příloze B normy [91];

$a_{vert,1}$ svislé zrychlení od jedné osoby přecházející most, určené podle vztahu (B.1).

Počet chodců n se má brát takto:

- $n = 13$ pro zřetelnou skupinu chodců;
- $n = 0,6A$ pro souvislý proud chodců,

kde A je plocha mostovky mostu v m^2 .

- (3) Jestliže jsou uvažovány běžící osoby, má se svislé zrychlení mostu $a_{vert,1}$ v $m \cdot s^{-2}$, způsobené jednou běžící osobou po mostě, brát takto:

$$a_{vert,1} = \frac{600}{M \zeta} \quad \text{pro } 2,5 \text{ Hz} < f_{vert} \leq 3,5 \text{ Hz} \quad (3.4)$$

B.3 Vodorovné kmitání

- (1) Pro jednu osobu přecházející most se má vodorovné zrychlení mostu $a_{hor,1}$ v $m \cdot s^{-2}$ vypočítat takto:

$$a_{hor,1} = \frac{50}{M \zeta} \quad \text{pro } 0,5 \text{ Hz} < f_{hor} \leq 2,5 \text{ Hz} \quad (3.5)$$

kde f_{hor} je základní vlastní frekvence pro vodorovné přetvoření mostu.

- (2) Pro několik osob přecházejících most, se má vodorovné zrychlení mostu $a_{hor,1}$ v $m \cdot s^{-2}$ vypočítat takto:

$$a_{hor,n} = 0,18 a_{hor,1} n k_{hor} \quad (3.6)$$

kde k_{hor} je součinitel dle grafu na obrázku B.2 v příloze B normy [91].

Počet chodců n se má brát takto:

- $n = 13$ pro zřetelnou skupinu chodců;
- $n = 0,6A$ pro souvislý proud chodců,

kde A je plocha mostovky mostu v m^2 .

3.2 Britské normy

British Standards – Britské normy týkající se navrhování konstrukcí byly v roce 2010 zcela nebo z větší části nahrazeny Eurokódou. Část informací z původních Britských norem byla přeformulována konzistentně s Eurokódou a prezentována jako neslučitelné doplňující informace (non - contradictory complementary information - NCCI).

Problematika vibrací způsobených pohybem chodců je obsažena v původní normě: **BS5400-2:1978 - Steel, concrete and composite bridges - Part 2: Specification for loads** [92], konkrétně v příloze C - *Vibration serviceability requirements for foot and cycle track bridges*.

Následující odstavce jsou vybrané citace z přílohy C normy.

C.1 - Obecné

Pro konstrukce, kde f_o , nejnižší vlastní frekvence kmitání nezatíženého mostu, přesahuje 5 Hz, je použitelnost z hlediska vibrací uvažována jako uspokojivá.

Pro konstrukce, kde je f_o menší nebo rovno 5 Hz, je maximální svislé zrychlení jakékoliv části limitováno hodnotou $0,5\sqrt{f_o}$ m·s⁻². Maximální zrychlení by mělo být stanoveno dle C.2 nebo C.3 podle potřeby.

C.2 - Zjednodušená metoda pro stanovení maximálního svislého zrychlení.

Tato metoda je platná pouze pro prostý nosník nebo spojitý nosník o dvou nebo třech polích. Dále je předpokládána symetrická konstrukce konstantního průřezu na jednoduchých podporách. Maximální svislé zrychlení a (v m·s⁻²) získáme ze vztahu:

$$a = 4\pi^2 f_o^2 y_s K \psi, \quad (3.7)$$

kde

- f_o nejnižší vlastní frekvence kmitání (v Hz) (viz C.2.3),
- y_s statické přetvoření od definovaného zatížení (v m) (viz C.2.4),
- K konfigurační faktor, který zohledňuje statické schéma lávky (viz C.2.5),
- ψ dynamický součinitel závislý na logaritmickém dekrementu útlumu (viz C.2.6).

Pro hodnoty f_o vyšší než 4 Hz může být vypočtená hodnota maximálního zrychlení redukována lineárně hodnotami – nulová redukce při 4 Hz, redukce 70 % při 5 Hz.

Odstavce C.2.1 až C.2.6 normy [92] specifikují vstupní parametry pro výpočet zrychlení.

C.3 Obecná metoda pro stanovení maximálního svislého zrychlení

Pro jiné konstrukce než ty, které jsou specifikované v C.2, by maximální svislé zrychlení mělo být stanoveno za předpokladu, že dynamické zatížení aplikované chodcem může být reprezentováno pomocí pulzujícího bodového zatížení F , které se pohybuje přes hlavní pole konstantní rychlosti v_t .

$$F = 180 \sin 2\pi f_o T \quad [\text{N}], \text{ kde } T \text{ je čas [s]} \quad (3.8)$$

$$v_t = 0,9 f_o \quad [\text{m} \cdot \text{s}^{-1}] \quad (3.9)$$

Pro hodnoty f_o vyšší než 4 Hz může být vypočtená hodnota maximálního zrychlení redukována lineárně hodnotami – nulová redukce při 4 Hz, redukce 70 % při 5 Hz.

C.4 Poškození od úmyslně vyvolaných vibrací

Měla by být uvážena možnost trvalého poškození konstrukce skupinou chodců, kteří úmyslně vyvolají rezonanční kmitání konstrukce. Jako obecné bezpečnostní opatření by měla být navržena ložiska s robustní konstrukcí, s adekvátní rezervou spolehlivosti proti nadzdvihnutí nebo bočnímu posunutí.

Pro konstrukce z předpjatého betonu může rezonanční kmitání změnit ohybový moment od statického nahodilého zatížení až o 10 %. Zajištění dostatečné betonářské výztuže pro omezení hrubých trhlin je dostatečným opatřením, žádné další není pro tento efekt potřeba.

3.3 Americké normy

American Association of State Highway and Transportation Officials – AASHTO, vydal a aktualizuje směrnici: **LRFD (Load Resistance Factor Design) Guide Specifications for the Design of Pedestrian Bridges** [93].

Tato směrnice je doplňkem ke směrnici: **LRFD Bridge Design Specification** [94], pro návrh mostů, kterou doplňuje o specifika zatížení a konstrukce lávek. Následující odstavce jsou vybrané citace ze směrnice pro specifika lávek.

Vibrace by měly být posuzovány jako mezní stav použitelnosti s dílčími součiniteli zatížení 1,0 s výjimkou zatížení větrem, které je uvažováno se součinitelem 0,3, detailněji viz (LRFD BDS). Vibrace konstrukce by neměly způsobit nepohodlí nebo znepokojení uživatelů. Vlastní frekvence prvního svislého vlastního tvaru by, až na uvedené výjimky, měla být vyšší než 3,0 Hz, aby měla odstup od frekvence 1. harmonické složky svislého působení chodců. Frekvence je uvažována pro konstrukci bez nahodilého zatížení. V příčném směru by měla být vlastní frekvence nejnižšího tvaru vyšší než 1,3 Hz.

Pokud nejnižší vlastní frekvence nesplňuje tyto limity, nebo pokud je 2. harmonické složka významná, měl by být proveden dynamický výpočet. Ten by měl uvážit tyto aspekty:

- Frekvence a velikost zatížení vyvolané pohybem chodců
- Jednotlivé fáze zatížení chodci, při výskytu více chodců, se zahrnutím jevu „lock – in“
- Vhodný odhad tlumení konstrukce
- Limity zrychlení a rychlosti konstrukce závislé na frekvenci

Místo tohoto výpočtu může být látka ve svislém směru posouzena pomocí následujícího kritéria

$$f \geq 2,86 \ln \left(\frac{180}{W} \right) \quad (3.10)$$

nebo

$$W \geq 180 e^{(0,35f)}, \quad (3.11)$$

kde

W hmotnost konstrukce zahrnující pouze stálé zatížení,
 f nejnižší vlastní frekvence ve svislém směru.

3.4 Kritéria použitelnosti

Přehled podmínek použitelnosti a komfortu pro mnoho různých norem a směrnic je uveden v [57], kritéria jsou vztažena pro případ buzení konstrukce pohybem člověka. Kritéria jsou založena na omezení hodnoty svislého nebo vodorovného zrychlení, popřípadě rychlosti. Omezující hodnotou je buď určitá konstanta, nebo konstanta násobená odmocninou ze základní vlastní frekvence konstrukce.

Omezujícím kritériem pro hodnoty vibrací mohou být také státem nařízené hygienické limity. V České republice se jedná o **Nařízení vlády 272/2011 Sb., o ochraně zdraví před nepříznivými účinky hluku a vibrací** [97], pozměněné v červnu 2016. Vibrací se týká část čtvrtá a část pátá:

Část čtvrtá - Vibrace na pracovištích

Paragraf 13 uvádí přípustný expoziční limit vibrací:

(4) Přípustný expoziční limit celkových vertikálních a horizontálních vibrací přenášených na zaměstnance vyjádřený průměrnou váženou

- a) hladinou zrychlení vibrací $L_{aw,8h}$ v dB se rovná 114 dB, nebo
- b) hodnotou zrychlení vibrací $a_{ew,8h}$ se rovná $0,5 \text{ m}\cdot\text{s}^{-2}$.

(5) Přípustný expoziční limit celkových vibrací se vztahuje na ustálené iproměnné vibrace a otřesy nebo rázy, pokud hlavní část jejich energie je obsažena ve sledovaném kmitočtovém pásmu. (0,5 až 80 Hz dle [98])

Paragraf 14 uvádí vztahy pro přepočet limitů vibrací pro jinou než osmihodinovou směnu.

Část pátá - Vibrace v chráněných vnitřních prostorech staveb a na pracovištích

(1) Hygienický limit vibrací v chráněných vnitřních prostorech staveb vyjádřený průměrnou váženou

- a) hladinou zrychlení vibrací $L_{aw,T}$ se rovná 75 dB, nebo
- b) hodnotou zrychlení vibrací $a_{ew,T}$ se rovná $0,0056 \text{ m}\cdot\text{s}^{-2}$.

(2) Hygienické limity vibrací uvedené v odstavci 1 v chráněných vnitřních prostorech staveb se vztahují na horizontální a vertikální vibrace v místě pobytu osob a k době trvání vibrací T. (ve frekvenčním pásmu 1 až 80 Hz dle [98])

Váhy pro jednotlivá frekvenční pásma jsou uvedeny v normách [99] a [100]. Tyto váhy zohledňují různý účinek, různých frekvencí vibrací na lidské tělo.

3.5 Závěr přehledu norem

I přes mnoho různých existujících teorií se normy shodují na základním postupu, tedy nejprve ve stanovení vlastních frekvencí kmitání konstrukce a zhodnocení, zda patří do rizikového frekvenčního pásma pro zatížení pohybem osob. Vně pásma žádná další aktivita není potřeba, pokud se však frekvence nachází v rizikové oblasti, je nutné posouzení. Posouzení je často založeno na zjednodušeném modelu konstrukce s jedním stupněm volnosti. Předpokladem je pak harmonické buzení se známou amplitudou působící v nejnepříznivějším místě na konstrukci. Pro různé typy konstrukcí bývají uvedeny přibližné hodnoty útlumu konstrukce. Z těchto informací lze pak stanovit z analytických vztahů pro odezvu tlumeného a buzeného harmonického oscilátoru maximální zrychlení konstrukce.

Pokud tento způsob nestačí, normy předepisují detailnější dynamický výpočet se zohledněním např. pohybující se síly dle zadané rychlosti pohybu a amplitudy a frekvence pohybu. Dále je také doporučován kontakt se specialistou.

Základem normativních posudků také bývá zhodnocení intenzity dopravy na lávce a stanovení zatěžovacích situací, zda se jedná o jednoho chodce, skupinu chodců nebo souvislý proud chodců. Po případném stanovení odezvy konstrukce jsou formulována kritéria použitelnosti a komfortu pro buzení chodci, viz odstavec 3.4.

Kromě popisovaných národních norem je podrobnější metodika, pro tuto problematiku, rozvedena také v nadnárodních normách ISO, konkrétně v [58],[59]. Norma [59] pojednává o účinku mechanických vibrací na lidské tělo od jejich měření, vyhodnocení, stanovení účinků na lidské zdraví, až po posouzení komfortu a vnímání vibrací.

Druhá norma ISO [58] se zabývá základy návrhu konstrukcí - použitelnost budov a chodníků z hlediska vibrací. Norma popisuje obecné principy dynamických výpočtů vzhledem k různým zdrojům dynamického zatížení (stroje, lidé, vítr, doprava, atd.). V souvislosti s aktivitou lidí norma předepisuje silové modely zatížení. Jedná se o harmonické silové modely, pro chůzi, běh, silové modely impulzů pro skoky a modely pro chůzi ze nebo do schodů. Další kapitoly normy se pak věnují limitům vibrací formulovaným jako maximální zrychlení konstrukce, nebo maximální dávka vibrací.

4. Cíle disertační práce

Hlavním cílem práce je vyvinutí nových modelů buzení chodce pro výpočet odezvy konstrukce ve svislém směru s uvažováním vzájemného působení (interakce) konstrukce a chodce. Vypočtené odezvy budou srovnávány s odezvou stanovenou pomocí existujících modelů, které neuvažují působení konstrukce na chodce. Důvodem pro vývoj těchto modelů je skutečnost, že interakce ve svislém směru nebyla dosud dostatečně prozkoumána.

Nové modely buzení zjednodušeně popisují mechaniku lidského těla při chůzi a z jejich pomocí lze také prozkoumat vliv přítomnosti chodce na mechanické vlastnosti konstrukce. S tím souvisí studie dynamických pohlcovačů kmitání umístěných na konstrukci, které zkoumají vliv vstupních parametrů modelu, mezi které patří také parametry konstrukce, na odezvu konstrukce buzené chodci a na konstrukční parametry zařízení.

Část práce je také věnována studiím existujících modelů, pro buzení konstrukce ve svislém směru, které jsou založeny na buzení experimentálně získanými kontaktními silami chodců. Studie zkoumají vybrané aspekty aplikace buzení a vyhodnocování odezvy konstrukce jako příprava pro budoucí nasazení modelů se zahrnutím interakce.

Cílem je tedy zpřesnit výpočet odezvy konstrukce buzené pohybem chodců, a to i v případě konstrukce s pohlcovačem vibrací.

V následujících sedmi bodech jsou detailněji rozepsány dílčí cíle disertační práce, tvořící dohromady výše popsany hlavní cíl.

1. Prozkoumání specifik návrhu pohlcovače kmitání v případě konstrukce zatížené chodci. Studie pohlcovačů s lineárním chováním budou tvořeny citlivostními analýzami pro určení klíčových vstupních parametrů z pohledu účinnosti zařízení a z pohledu návrhových veličin pro konstruování samotného zařízení. V případě pohlcovačů kmitání s nelineárním chováním bude provedena studie vlastností a účinnosti zařízení pro různé druhy nelineárního chování.
2. Zpřesnění v současnosti běžně používaných silových modelů, tedy modelů, ve kterých je působení chodce na konstrukci nahrazeno ekvivalentními silovými účinky získanými z měření kontaktních sil chodce. Prozkoumání různých způsobů modelování pohyblivého silového zatížení aplikovaného na konstrukci.
3. Vybudování teoretického pozadí pro modelování chůze ve zjednodušeném pojetí. Vyvinutí jednoduchých i složitějších biomechanických modelů a prozkoumání možnosti jejich nasazení pro analýzu konstrukcí. Cílem je zpřesnit současné modely a poskytnout jednoduchý, ale výstižný model pro numerické analýzy, který by mohl být také implementován do výpočetního software. Přenést a upravit principy používané v biomechanice pro uplatnění v analýze působení člověka na konstrukci.
4. Pomocí biomechanických modelů prozkoumat interakci chodců s konstrukcí. Cílem je hlubší pochopení mechanismu působení chodce na konstrukci s případným uvážením vzájemného ovlivnění. Práce je zaměřena na interakci ve svislém směru a hodnocen by měl být také vliv chodce na mechanické vlastnosti konstrukce.

5. Srovnání výsledků z výstižnějších analýz provedených s využitím biomechanických modelů s výsledky dle normativních postupů, které využívají obvykle silové modely buzení. Srovnávají budou odezvy pochůzných plochy pro konkrétní model konstrukce.
6. Pro potřeby ověření platnosti biomechanických modelů a identifikaci jejich parametrů, jsou navrhovány experimenty. Pro jejich přípravu bude v práci vytvořena zásoba výstupních veličin, jako například, zrychlení konstrukce, kontaktní síly, atd., v závislosti na vstupních parametrech.
7. Srovnání výsledků z výpočtů s biomechanickými modely s dostupnými experimentálními daty pro ověření správné funkce modelu. Jedná se zejména o kontaktní síly chodce na podklad.

5. Teoretické pozadí práce - shrnutí použitých teorií a metod

Následující část práce je rozdělena do devíti podkapitol popisujících teorii výpočtů použitých v této práci. Většina výpočtů je prováděna jako numerická počítačová simulace v programu ANSYS. Program umožňuje efektivně numericky řešit řadu fyzikálních problémů, jako jsou například statická a dynamická analýza konstrukcí, úlohy vedení tepla, mechanika proudových polí, atd.

Modely lávky a pohlcovače kmitání jsou sestaveny metodou konečných prvků a ve studiích jsou prováděny statické a dynamické výpočty na jejich modelech. Kapitoly 5.1 a 5.2 uvádějí přehled teorie lineárního a nelineárního statického výpočtu. Kapitola 5.3 pak uvádí teorii výpočtu vlastních tvarů kmitání a vlastních frekvencí konstrukce, tedy základních dynamických vlastností konstrukce. Následuje teorie výpočtu odezvy na harmonické buzení, kapitola 5.4, harmonická analýza umožňuje získat ustálenou odezvu konstrukce na harmonické buzení lineárního systému. Pro nelineární výpočty a získání dynamické odezvy na obecné buzení je použita implicitní Newmarkova metoda, popsána v kapitole 5.5. V kapitole 5.6 je popsán model Rayleighova útlumu, který je použit ve výpočtech pro zahrnutí útlumu modelované lávky. V kapitole 5.7 je popsána Fourierova transformace, která je použita pro převod veličin dynamických výpočtů v časové oblasti do frekvenční oblasti. Poslední dvě kapitoly 5.8 a 5.9 jsou věnovány modelování kinematických vazeb a kontaktním algoritmům, použitým při tvorbě biomechanických modelů chodce. Kapitoly 5.1 až 5.6 jsou, až na uvedené výjimky, sestaveny na základě informací z [34], které jsou zčásti uvedeny také v [15].

5.1 Lineární statická odezva

5.1.1 Sestavení soustavy lineárních rovnic

Obecná rovnice rovnováhy pro lineární statickou odezvu metodou konečných prvků má tvar:

$$[\mathbf{K}]\{u\} = \{F\} \quad \text{nebo} \quad (5.1)$$

$$[\mathbf{K}]\{u\} = \{F^a\} + \{F^r\}, \quad (5.2)$$

kde $[\mathbf{K}]$ je celková matice tuhosti,
 $\{u\}$ vektor uzlových posunutí a rotací,
 $\{F^r\}$ zatěžovací vektor reakcí,
 $\{F^a\}$ celkový vektor aplikovaného zatížení.

Celková matice tuhosti se získá jako součet matic tuhosti jednotlivých prvků:

$$[\mathbf{K}] = \sum_{m=1}^N [\mathbf{K}_e], \quad (5.3)$$

kde N je celkový počet prvků,
 $[K_e]$ je matice tuhosti prvku.

celkový vektor aplikovaného zatížení se získá:

$$\{F^a\} = \{F^{nd}\} + \{F^{ac}\} + \sum_{m=1}^N (\{F_e^{th}\} + \{F_e^{pr}\}), \text{ kde} \quad (5.4)$$

$\{F^{nd}\}$ je vektor aplikovaného uzlového zatížení,
 $\{F^{ac}\}$ vektor zatížení od aplikovaného zrychlení,
 $\{F_e^{th}\}$ vektor zatížení od teplotního pole,
 $\{F_e^{pr}\}$ vektor zatížení od plošných tlaků na prvcích.

Vektor zatížení od tíhového zrychlení se vypočte:

$$\{F^{ac}\} = -[M]\{a_c\}, \text{ kde} \quad (5.5)$$

$[M]$ je celková matice hmotnosti,
 $\{a_c\}$ vektor tíhového zrychlení.

Celková matice hmotnosti je definována jako součet matic hmotnosti jednotlivých prvků:

$$[M] = \sum_{m=1}^N [M_e], \text{ kde} \quad (5.6)$$

N je celkový počet prvků,
 $[M_e]$ matice tuhosti prvku.

5.1.2 Řešení soustavy lineárních rovnic

Systém lineárních rovnic generovaný metodou konečných prvků lze řešit, buď přímou eliminací, nebo iteračním procesem.

5.2 Nelineární statický výpočet

Nelineární výpočet je v programu ANSYS prováděn metodou Newton-Raphson. Metoda Newton-Raphson je iterační metoda založená na opakované linearizaci problému s aktualizací matice tuhosti na nové konfiguraci systému a opětovném zatěžování vektorem nevyváženého zatížení. Newton-Raphsonovu proceduru lze tedy zapsat [60]:

$$\delta u = [K_T^{-1}]r, \quad (5.7)$$

$[K_T]$ je tečná matice tuhosti,
 δu je přírůstek posunutí.

$$[K_T^{(i)}] = \frac{\delta r}{\delta u} \Big|_{u^{(i-1)}}, \quad (5.8)$$

r vektor nerovnováhy zatížení,

$$r = f^{\text{int}} - f^{\text{ext}}, \quad (5.9)$$

f^{int} vektor uzlových reakcí,

f^{ext} vektor zatížení.

Zatížení je třeba aplikovat po přírůstcích pro zajištění konvergence ke správnému z možných řešení.

5.3 Výpočet vlastních frekvencí a vlastních tvarů kmitů bez uvažování tlumení

Výpočet vychází z pohybové rovnice netlumené soustavy:

$$[M]\{\ddot{u}\} + [K]\{u\} = \{0\}, \quad (5.10)$$

kde $[M]$ matice hmotnosti,

$[K]$ matice tuhosti,

$\{\ddot{u}\}$ vektor uzlových zrychlení,

$\{u\}$ vektor uzlových posunutí.

Při analýze s uplatněním vlivu počáteční napjatosti na tuhost prvku je k materiálové matici tuhosti přičtena ještě geometrická matice tuhosti. Pro modální analýzu s velkými přetvořeními jsou matice tuhosti vztaheny k přetvořenému tvaru konstrukce.

Získání vlastních úhlových frekvencí ω a vlastních vektorů $\{\varphi_i\}$ je problém získání vlastních hodnot soustavy. Pro řešení byla použita bloková Lanczosova metoda.

5.4 Odezva na harmonické buzení

Metoda slouží k řešení ustálené odezvy konstrukce buzené harmonickým zatížením za předpokladu její linearitu. Pohybová rovnice systému je uvažována ve tvaru:

$$[M]\{\ddot{u}\} + [C]\{\dot{u}\} + [K]\{u\} = \{F^a\}, \quad (5.11)$$

kde $[C]$ matice tlumení,

$\{\dot{u}\}$ vektor uzlových rychlostí,

$\{F_a\}$ celkový vektor aplikovaného buzení.

Ostatní symboly mají stejný význam jako v předchozím odstavci.

Při ustálené odezvě konstrukce buzené harmonickým zatížením kmitají všechny její body se stejnou frekvencí, která odpovídá frekvenci buzení, a s obecně různou fází. Vektor uzlových posunutí je předpokládán ve tvaru:

$$\{u\} = \{u_{\max} e^{i\varphi}\} e^{i\Omega t}, \quad (5.12)$$

kde φ fázový posun harmonických funkcí popisujících posunutí,
 Ω úhlová frekvence buzení,
 u_{\max} amplituda posunutí,
 t čas.

Analogicky lze zapsat vektor zatížení:

$$\{F\} = \{F_{\max} e^{i\psi}\} e^{i\Omega t}, \quad (5.13)$$

kde F_{\max} amplituda budící síly,
 ψ fázový posun budící síly.

Pohybovou rovnici lze poté přepsat ve tvaru:

$$([\mathbf{K}] + i\Omega[\mathbf{C}] - \Omega^2[\mathbf{M}])(\{u_1\} + i\{u_2\}) = \{F_1\} + i\{F_2\}, \quad (5.14)$$

Z řešení soustavy lineárních rovnic (5.14) získáme vektor amplitud odezvy konstrukce.

5.5 Výpočet dynamické odezvy konstrukce na obecné buzení

Pro analýzy v této práci je použita Newmarkova metoda numerické integrace pohybové rovnice. Jedná se o metodu konstantního zrychlení pro řešení počátečních úloh obyčejných diferenciálních rovnic druhého řádu. Vycházíme ze stejné pohybové rovnice jako pro harmonickou analýzu:

$$[\mathbf{M}]\{\ddot{u}\} + [\mathbf{C}]\{\dot{u}\} + [\mathbf{K}]\{u\} = \{F^a\}, \quad (5.15)$$

kde $\{F^a\}$ celkový vektor aplikovaného zatížení.

Ostatní symboly mají stejný význam jako v rovnici (5.11) v předchozím odstavci.

Newmarkova metoda používá konečné diference pro časový interval Δt ve tvaru:

$$\{\dot{u}_{n+1}\} = \{\dot{u}_n\} + [(1-\delta)\{\ddot{u}_n\} + \delta\{\ddot{u}_{n+1}\}]\Delta t, \quad (5.16)$$

$$\{u_{n+1}\} = \{u_n\} + \{\dot{u}_n\}\Delta t + \left[\left(\frac{1}{2} - \alpha\right)\{\ddot{u}_n\} + \alpha\{\ddot{u}_{n+1}\}\right]\Delta t^2. \quad (5.17)$$

kde α a δ jsou integrační parametry Newmarkovy metody,

$\Delta t = t_{n+1} - t_n$ je časový krok.

Primární snahou je získat vektor posunutí $\{u_{n+1}\}$,

Parametry Newmarkovy metody jsou funkcí vstupního parametru γ :

$$\alpha = \frac{1}{4}(1+\gamma)^2, \quad \delta = \frac{1}{2} + \gamma, \quad (5.18)$$

kde γ je parametr poklesu amplitudy.

Parametr poklesu amplitudy (γ) v rovnici (5.18) je typicky volen jako malá hodnota (v programu ANSYS v základním nastavení je $\gamma = 0,005$).

Newmarkova metoda se stane metodou konstantního průměrného zrychlení, pokud $\gamma = 0$, pak

$\alpha = \frac{1}{4}$, $\delta = \frac{1}{2}$. Výsledky z této metody nevykazují žádné numerické tlumení ve smyslu chyby amplitudy posunutí. Pokud nejsou přítomny jiné zdroje tlumení, chybějící numerické tlumení může být nežádoucí v souvislosti s vyššími frekvencemi konstrukce, které mohou zapříčinit nepříjemně vysoké hodnoty numerického šumu. Určitá hodnota numerického tlumení je proto obvykle žádoucí a je dosažena degradací Newmarkovy aproximace nastavením parametru $\gamma > 0$.

Newmarkův algoritmus vede na soustavu rovnic, která je řešena v každém časovém kroku numerické integrace.

5.6 Rayleighův model

Pro obdržení dostatečně přesné odezvy konstrukce je nutné definovat vhodným způsobem tlumení konstrukce. Pro popis tlumení konstrukce byl použit Rayleighův model tlumení, kdy je matice tlumení definována jako lineární kombinace matic hmotnosti [M] a tuhosti [K]:

$$C = \alpha \cdot [M] + \beta \cdot [K] \quad (5.20)$$

Konstanty α a β se určují experimentálně z útlumu dvou různých vlastních tvarů kmitání. Vztah mezi poměrnými útlumy a konstantami α a β je dán soustavou rovnic:

$$\zeta_1 = \frac{1}{2} \cdot \left(\frac{\alpha}{\omega_1} + \beta \cdot \omega_1 \right), \quad (5.21)$$

$$\zeta_2 = \frac{1}{2} \cdot \left(\frac{\alpha}{\omega_2} + \beta \cdot \omega_2 \right), \quad (5.22)$$

kde ζ_1, ζ_2 hodnoty modálního útlumu příslušných vlastních tvarů kmitání,
 ω_1, ω_2 odpovídající úhlové frekvence kmitání,

$$\omega_i = 2 \cdot \pi \cdot f_i, \quad (5.23)$$

kde f_i odpovídající vlastní frekvence kmitání

Teoretické stanovení tlumení konstrukce je velmi obtížné, jeho hodnoty jsou obvykle určovány z experimentů provedených na již realizovaných konstrukcích podobného typu.

Ve výpočetním programu ANSYS je pro nastavené hodnoty α a β matice tlumení sestavována automaticky při výpočtu.

5.7 Fourierova transformace

Fourierova transformace je využita pro převedení časově proměnných funkcí (výchylka, zrychlení, síly, atd.) do frekvenční oblasti, kdy je časový signál nahrazen integrálem nebo sumou harmonických funkcí. Transformace se rozlišuje na spojitou a diskrétní v závislosti na způsobu integrace a vyčíslení časových a frekvenčních hodnot. Opačný postup, tedy převod z frekvenční závislosti do časové, se nazývá inverzní (zpětná) Fourierova transformace.

Vztahy pro diskrétní Fourierovu transformaci mezi posloupnostmi $\{d(k)\}_{k=0}^{N-1}$, $\{D(n)\}_{n=0}^{N-1}$

Přímá diskrétní Fourierova transformace

$$D(n) = \sum_{k=0}^{N-1} d(k) e^{-ink2\pi/N}, \quad n = 0, \dots, N-1 \quad (5.24)$$

Inverzní diskrétní Fourierova transformace

$$d(k) = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} D(n) e^{ink2\pi/N}, \quad k = 0, \dots, N-1 \quad (5.25)$$

V práci je používána numerická diskrétní Fourierova transformace, včetně její inverzní varianty, pro výpočet integrálů je použito složené obdélníkové pravidlo. Výpočet je prováděn vlastním algoritmem vytvořeným ve vnitřním programovacím jazyce APDL, který je součástí programu ANSYS.

5.8 Výpočet na modelu s kinematickými vazbami

Biomechanické modely chodce jsou tvořeny kombinací dokonale tuhých těles a poddajných těles. Prostorová část systému je analyzován metodou konečných prvků, stejně jako v případě analýzy konstrukcí, pro časovou oblast je pak použita implicitní Newmarkova metoda časové integrace, viz kapitola 5.5. Výpočet s pohybem chodce je realizován jako nelineární výpočet s velkými přemístěními. Jednotlivá tělesa a konečné prvky jsou spojeny pomocí kloubů a speciálních kinematických vazeb, které umožňují relativní posun nebo pootočení kolem určitých předem stanovených os, ostatním relativním pohybům naopak zabráňují.

Tyto vazby redukuje počet stupňů volnosti modelu. Tato redukce je v programu ANSYS pro dokonale tuhé pruty prováděna dvěma různými způsoby, buď přímou eliminací, nebo pomocí Lagrangeových multiplikátorů. Pro analýzy s modelem chodce byly použity Lagrangeovy multiplikátory. Pro řešení kloubů je programem používána vždy metoda Lagrangeova multiplikátoru.

5.9 Výpočet na modelu s kontakty

Vzájemná interakce pohybujícího se biomechanického modelu chodce a konstrukce je v modelu řešena s využitím kontaktů. Jedná se o speciální pár konečných prvků, který tvoří cílové prvky pokrývající pochůznou plochu a kontaktní prvky, které se nacházejí na modelu chodidla.

Kontaktní pár se může nacházet v různých stavech, kontakt může být otevřený, kdy na sebe tělesa vzájemně nepůsobí, nebo může dojít k penetraci, pak jsou na obě tělesa aplikovány kontaktní síly úměrné míře penetrace. Ideálně by nemělo docházet k žádné penetraci, určitá míra penetrace je však nezbytná pro zajištění konvergence výpočtu.

Program ANSYS nabízí více metod pro řešení kontaktního problému, např. Lagrangeova metoda, „rozšířená“ Lagrangeova metoda (augmented Lagrange method), „metoda penalt“ (penalty method), kombinace Lagrangeovy metody a „metody penalt“, atd. Pro simulace byla používána „metoda penalt“, která se pro numerické výpočty s pohybujícím se chodcem nejvíce osvědčila. Níže jsou uvedeny typické základní hodnoty nastavení kontaktních prvků.

Tab. 5.1 Parametry kontaktních prvků

Parametr	Hodnota
Normálová tuhost kontaktu (1 chodidlo)	$10^7 \text{ N} \cdot \text{m}^{-1}$
Tečná tuhost kontaktu (1 chodidlo)	$10^7 \text{ N} \cdot \text{m}^{-1}$
Součinitel tření	0,5

Hmotné těleso působící přes kontakty s určitou tuhostí způsobuje také vlastní kmitání kontaktů s příslušnou frekvencí. Tato frekvence musí být zohledněna při návrhu časového kroku dynamického výpočtu pro správný popis kontaktního působení prvků a zachování korektních hodnot energií modelovaného systému.

Kontaktní problém je ze své podstaty nelineární a pro dynamický výpočet s kontakty je opět využita Newmarkova metoda, v jednotlivých integračních krocích jsou iterativně hledány podmínky rovnováhy metodou Newton-Raphson, viz kapitoly 5.2 a 5.5.

6. Studie dynamických pohlcovačů kmitání

Studie pohlcovačů kmitání jsou rozděleny na zkoumání pohlcovačů s lineárním a nelineárním chováním. Cílem je prozkoumat návrhové parametry a jejich vliv na efektivní a ekonomický návrh zařízení i v případě záměrně či nedokonalostně nelineárního chování pohlcovače kmitání. Studie byly autorem publikovány také v [16]. Konstrukce je ve studiích modelována zjednodušeně jako model s jedním stupněm volnosti, vytvořený s použitím vybraného vlastního tvaru kmitání.

6.1 Stanovení modální hmotnosti vybraného vlastního tvaru

Nejjednodušší model pro výpočet konstrukce s dynamickým pohlcovačem kmitání je model se dvěma stupni volnosti skládající se z hmotných těles, pružin a tlumičů. První stupeň volnosti popisuje odezvu zjednodušeného modelu konstrukce, druhý pak odezvu samotného pohlcovače kmitání.

Zjednodušení komplexní konstrukce na model s jedním stupněm volnosti je obvykle prováděno výběrem významného vlastního tvaru kmitání konstrukce z hlediska dynamické odezvy. Kritériem pro výběr je v první řadě blízkost vlastní frekvence tvaru kmitání a dominantní frekvence buzení, dále pak zatížení musí konat významnou práci na přemístěních tohoto vlastního tvaru.

V kapitole se popisuje odvození výpočtu modální hmotnosti a modální tuhosti vybraného vlastního tvaru. Tyto vlastnosti jsou určovány v místě a směru připojení a působení pohlcovače kmitání. Odvození je provedeno pro diskrétní systém nahrazující modelovanou konstrukci a dále máme k dispozici výsledky modální analýzy a je také vybrán řešený vlastní tvar kmitání. Cílem je tedy nahradit přemístění vlastního tvaru kmitání s mnoha závislými stupni volnosti jedním stupněm volnosti.

V místě a směru připojení pohlcovače kmitání, kde nahrazujeme konstrukci modelem s jedním stupněm volnosti, zvolíme zobecněnou souřadnici. Pro tuto souřadnici lze získat zobecněnou hmotnost a tuhost vlastního tvaru a řešit tak odezvu v zobecněné souřadnici. Tyto veličiny pak představují modální hmotnost a tuhost konstrukce. Pro získání zobecněné hmotnosti a tuhosti byla využita Lagrangeova rovnice II. druhu:

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial L}{\partial \dot{q}} \right) - \frac{\partial L}{\partial q} = 0, \quad (6.1)$$

kde,

$$L = T - V, \quad (6.2)$$

T je kinetická a V potenciální energie systému. Rovnice zapisuje podmínku rovnováhy v zobecněných souřadnicích pomocí derivací L . Předpokládáme-li kontinuum diskretizované metodou konečných prvků s uzly s příslušnými stupni volnosti, pak můžeme zavést:

$[K]$ matice tuhosti, $[M]$ matice hmotnosti, $\{\phi\}$ vlastní vektor, tj. uvažovaný vlastní tvar.

Dále předpokládejme lineární transformační vztahy mezi zobecněnou souřadnicí q a složkami vektoru přemístění.

$$r_i = a \cdot q \cdot \phi_i, \quad (6.3)$$

kde,

q zobecněná souřadnice,
 $\{r\}$ vektor přemístění uzlů,
 a konstanta linearity.

Přemístění uzlů konstrukce tedy dostaneme vynásobením vlastního tvaru konstantou. Vektor $\{r\}$ obsahuje obecně posunutí i pootočení. Dále zapíšeme vztahy pro kinetickou a potenciální energii pomocí vektoru přemístění uzlů a následně pomocí zobecněných souřadnic použitím transformačních vztahů:

$$T = \frac{1}{2} \{\dot{r}\}^T [M] \{\dot{r}\} = \frac{1}{2} a^2 \dot{q}^2 \{\phi\}^T [M] \{\phi\}, \quad (6.4)$$

$$V = \frac{1}{2} \{r\}^T [K] \{r\} = \frac{1}{2} a^2 q^2 \{\phi\}^T [K] \{\phi\}, \quad (6.5)$$

Potenciál V je nezávislý na rychlosti a dále, kinetická energie T není díky lineárním transformačním vztahům závislá na q , proto:

$$\frac{\partial V}{\partial \dot{q}} = 0, \quad (6.6)$$

$$\frac{\partial T}{\partial q} = 0, \quad (6.7)$$

Lagrangeovu rovnici tak můžeme přepsat na:

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial T}{\partial \dot{q}} \right) + \frac{\partial V}{\partial q} = 0, \quad (6.8)$$

$$\frac{\partial T}{\partial \dot{q}} \quad \text{je zobecněná hybnost,} \quad (6.9)$$

$$\frac{\partial V}{\partial q} \quad \text{představuje zobecněnou konzervativní sílu,} \quad (6.10)$$

v našem případě sílu pružiny.

Zobecněnou hmotnost získáme vydělením zobecněné hybnosti rychlostí v zobecněných souřadnicích. Zobecněnou tuhost dostaneme derivací sil pružiny podle posunutí q .

$$m_{zobec} = \frac{1}{\dot{q}} \frac{\partial T}{\partial \dot{q}} = a^2 \{\phi\}^T [M] \{\phi\} \quad (6.11)$$

$$k_{zobec} = \frac{\partial^2 V}{\partial q^2} = a^2 \{\phi\}^T [K] \{\phi\} \quad (6.12)$$

Předpoklad při návrhu pohlcovače kmitání

Požadujeme, aby zobecněná souřadnice q byla rovna posunutí r_p v místě konstrukce a ve vybraném směru, kde hledáme modální hmotnost a tuhost (6.13) a upravíme-li, v tomto smyslu, transformační vztah dostaneme výraz (6.14):

$$q = r_p \quad (6.13)$$

$$r_p = a \cdot q \cdot \phi_p, \quad (6.14)$$

kde ϕ_p je vybraná složka vlastního vektoru – posunutí v místě konstrukce a směru hledané modální hmotnosti a tuhosti. Lineární koeficient je poté určen:

$$a = \frac{1}{\phi_p} \quad (6.15)$$

Po dosazení dostaneme modální hmotnost a tuhost:

$$m_{mod} = \frac{1}{\phi_p^2} \{\phi\}^T [M] \{\phi\}, \quad (6.16)$$

$$k_{mod} = \frac{1}{\phi_p^2} \{\phi\}^T [K] \{\phi\}, \quad (6.17)$$

Poté můžeme vyjádřit:

$$\omega = \sqrt{\frac{k_{mod}}{m_{mod}}} \quad \text{netlumená vlastní úhlová frekvence kmitání} \quad (6.18)$$

uvažovaného vlastního tvaru.

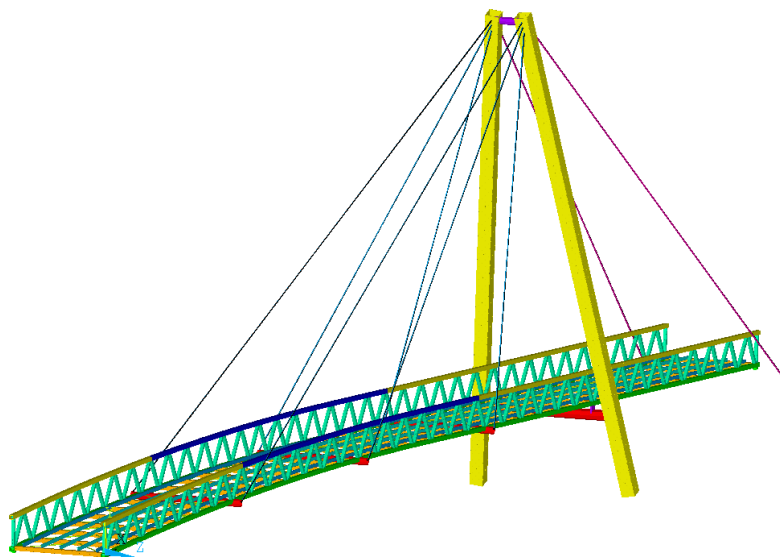
$$c = 2 \cdot \zeta \cdot \omega \cdot m_{mod} \quad \text{konstanta tlumení v zobecněných souřadnicích} \quad (6.19)$$

pro předpokládaný poměrný útlum ζ .

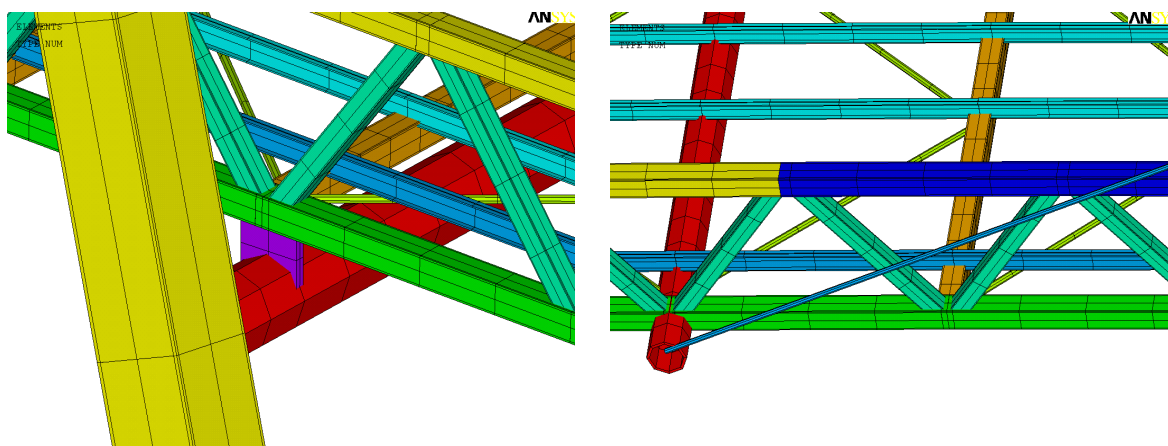
Nyní je možné sestavit model konstrukce s jedním stupněm volnosti s hmotností m_{mod} a tuhostí k_{mod} , útlum c pak můžeme stanovit na základě uvažovaného poměrného útlumu vlastního tvaru z teorie mechanického oscilátoru. Do zobecněných souřadnic lze také převést buzení konstrukce. Ve studiích je obvykle předpokládáno zatížení v nejnepříznivějším místě, kde je také obvykle umístěován pohlcovač kmitání, zobecněná síla je pak rovna aplikované síle.

6.2 Konstrukce štíhlé lávky a její model použitý ve studiích

Analyzovanou konstrukcí je zavěšená lávka s jedním šikmým, asymetricky uspořádaným, pylonem přikloněným o úhel $16,6^\circ$ směrem do pole [15]. Mostovka lávky je tvořena příhradovými nosníky a systémem příčníků a podélníků se ztužidlem. Zavěšení mostovky na pylon je realizováno tyčovými táhly systému Macalloy. Prvky konstrukce jsou tvořeny převážně trubkovými profily čtvercového nebo kruhového průřezu, který je vyztužen diafragmaty. Použitým materiálem pro mostovku a pylon je ocel S 355. Závěsná táhla jsou pak vyrobená z oceli S 460. Rozpětí zavěšeného mostu je 87,5 m a výška pylonu 23,1 m [15]. Výpočtový model je tvořen konečnými prvky v programu ANSYS, obr. 6.1 [15]. Mostovka a pylon jsou modelovány prutovými prvky, viz obr. 6.2 a) b). Jednotlivá závěsná táhla jsou pak popsána vždy jedním prvkem pouze se třemi stupni volnosti v každém uzlu. K uzlům podélníků jsou přidány prvky soustředěných hmot pro zohlednění hmotnosti dřevěné pochůzná plochy.



Obr. 6.1 Zavěšená lávka

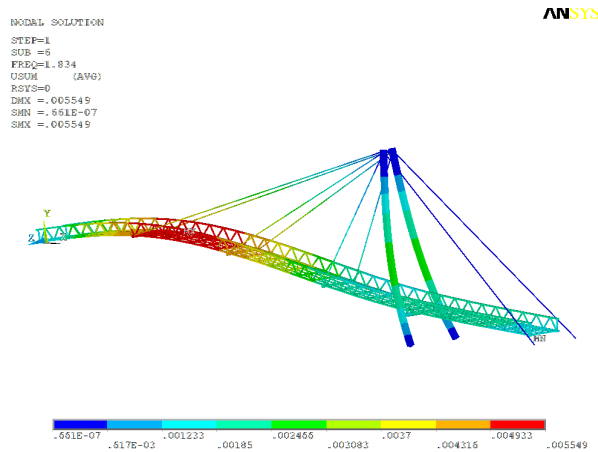


a) Spojení pylonu s mostovkou

b) Příhradový nosník mostovky

Obr. 6.2 Detaily modelu konstrukce

Nejdříve byla provedena modální analýza konstrukce pro výpočet vlastních tvarů kmitání, z těchto výsledků jsou vybrány vlastní tvary s frekvencemi ve frekvenčním pásmu buzení. Pro svislé buzení chodci je vybírán ohybový vlastní tvar kmitání ve svislém směru s frekvencí v pásmu 1 až 3 Hz, obr. 6.3. Odpovídající frekvence vybraného vlastního tvaru mostovky je 1,834 Hz (tvar č. 2).



Obr. 6.3 Ohybový vlastní tvar kmitání ve svislém směru zavěšeného mostu, frekvence = 1,834 Hz

Místo uložení pohlcovače kmitání je uvažováno v kmitně vybraného vlastního tvaru na mostovce. Uvažovanému tvaru kmitání odpovídá modální hmotnost 25 465 kg pro svislý směr a uvažované místo uložení pohlcovače.

Na těchto podkladech byly spočítány výchozí optimální charakteristiky pohlcovače kmitání podle [10]. Základním parametrem návrhu pohlcovače je poměr hmotnosti zařízení a modální hmotnosti vlastního tvaru. Pro pohlcovač kmitání zavěšené lávky byl zvolen poměr hmotností $\mu = 0,05$. Potom hmotnost pohlcovače je:

$$m = \mu \cdot M = 0,05 \cdot 25465 = 1270 \text{ kg}, \quad (6.20)$$

kde M je modální hmotnost vztažená k uvažovanému vlastnímu tvaru.

Tuhost pružin pohlcovače je navrhována z optimálního poměru frekvencí, při kterém má zařízení nejvyšší účinnost dle metodiky [10]. Jedná se o poměr vlastní frekvence samotného pohlcovače kmitání na dokonale tuhé podpoře a vlastní frekvence vybraného vlastního tvaru. Optimální poměr frekvencí κ a odpovídající vlastní frekvence pohlcovače kmitání f_{pv} jsou poté:

$$\kappa = \frac{1}{1 + \mu} = \frac{1}{1 + 0,05} = 0,952, \quad (6.21)$$

$$f_{pv} = \kappa \cdot f = 0,950 \cdot 1,834 = 1,747 \text{ s}^{-1}. \quad (6.22)$$

V závislosti na zvolené hmotnosti pohlcovače a známém optimálním poměru frekvencí byla určena potřebná tuhost pružiny pohlcovače kmitání.

$$k = 4 \cdot \pi^2 \cdot \kappa^2 \cdot f^2 \cdot m = 4 \cdot \pi^2 \cdot 0,952^2 \cdot 1,834^2 \cdot 1270 = 153,353 \text{ kN} \cdot \text{m}^{-1} \quad (6.23)$$

Poslední návrhovou hodnotou je optimální poměrný útlum samotného pohlcovače kmitání ζ dle [10] a příslušná hodnota tlumení c :

$$\zeta = \sqrt{\frac{3 \cdot \mu}{8 \cdot (1 + \mu)^3}} = \sqrt{\frac{3 \cdot 0,05}{8 \cdot (1 + 0,05)^3}} = 0,1273, \quad (6.24)$$

$$c = 4 \cdot \pi \cdot \zeta \cdot f_{pv} \cdot m = 4 \cdot \pi \cdot 0,1273 \cdot 1,747 \cdot 1270 = 3556,7 \text{ N} \cdot \text{s} \cdot \text{m}^{-1}. \quad (6.25)$$

6.3 Model buzení chodci

V této práci bylo vycházeno z modelu buzení chodcem, převzatého z [6], který pro svislé účinky uvažuje první tři členy Fourierovy řady:

$$F(t) = G_0 + G_1 \sin 2\pi f_m t + \sum_{i=2}^n G_i \sin(2\pi i f_m t - \varphi_i), \quad (6.26)$$

kde	$G_0 = 700 \text{ N}$	střední hodnota tíhy chodce,
	G_1	odpovídající 1. harmonická amplituda buzení,
	G_i	odpovídající i -tá harmonická amplituda buzení,
	f_m	frekvence chůze,
	n	počet uvažovaných členů rozvoje,
	φ_i	fázový posun vzhledem k prvnímu členu,

$$G_1 = 0,4G_0; G_2 = G_3 \approx 0,1G_0, \quad (6.27)$$

$$\varphi_2 = \varphi_3 \approx \pi/2. \quad (6.28)$$

Působíště sil chodce bylo zjednodušeně uvažováno jako nepohyblivé, situované do nejnepříznivější polohy, do místa největších svislých posunutí vlastního tvaru kmitání. V tomto místě je i předpokládáno připojení pohlcovače kmitání.

U většího počtu chodců by bylo velmi konzervativní uvažovat superpozici všech jednotlivých sil, zejména vzhledem k různé fázi sil jednotlivých chodců. Proto byl zaveden pojem ekvivalentní počet chodců, viz kapitola 2.1.2.1. Podle [6] je pro studie uvažován ekvivalentní počet chodců jako:

$$k = \sqrt{N}, \quad (6.29)$$

kde	k	násobitel silových účinků jednoho chodce,
	\sqrt{N}	ekvivalentní počet chodců,

N celkový počet chodců.

Pro konstrukci je uvažováno zatížení skupinou 16 chodců, násobitel účinků jednoho chodce je tedy 4 a dále je, pro zjednodušení, zvolen pouze první člen Fourierovy řady s amplitudou 280 N. Výsledná hodnota amplitudy buzení je po vynásobení ekvivalentním počtem chodců 1120 N. Tato hodnota byla použita pro návrh budících sil při řešení odezvy pohlcovačů kmitání s nelineárním chováním.

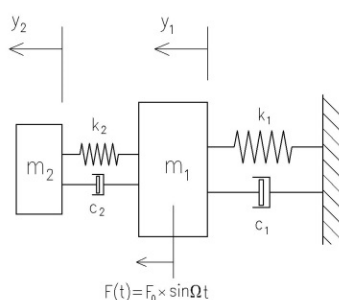
6.4 Pohlcovač kmitání s lineárním chováním

Studie zkoumá vliv návrhových parametrů pohlcovače kmitání s lineárním chováním na jeho účinnost, na relativní výchylku mezi tělesem pohlcovače a konstrukcí a na velikost sil v pružině a v tlumiči. Studie jsou prováděny se soustavou s dvěma stupni volnosti.

Velká citlivost účinnosti pohlcovače na poměr frekvencí a růst amplitudy relativní výchylky konstrukce a pohlcovače při snižování poměru hmotností jsou již známy a uvedeny např. v [95]. Chybí však detailnější rozbor a výsledky pro širší škálu vstupních parametrů.

Soustava, ve které těleso o hmotnosti m_1 spolu s pružinou a tlumičem představuje zjednodušený model konstrukce a těleso o hmotnosti m_2 s další pružinou a tlumičem pak model pohlcovače kmitání, je pro potřeby studií buzena v místě tělesa konstrukce harmonickou silou o amplitudě 1000 N, viz obr. 6.4. Tuhost konstrukce je představována lineární pružinou s tuhostí k_1 , tuhost lineární pružiny a útlum lineárního tlumiče pohlcovače kmitání pak konstantami k_2 respektive c_2 . Útlum konstrukce c_1 nebyl uvažován. Numerický model je vytvořen v programu ANSYS a využívá se pro výpočty odezvy soustavy na harmonické buzení. Při těchto výpočtech lze také s výhodou uplatnit princip superpozice.

Budící frekvence jsou voleny v rozsahu 0 až 4 Hz v okolí vlastní frekvence kmitání zjednodušené konstrukce (1,834 Hz). Uvažováno bylo 300 frekvenčních kroků. Předmětem zájmu studií jsou veličiny odezvy v závislosti na změně relativních parametrů pohlcovače, kterými jsou, poměr hmotností, poměr frekvencí a poměrný útlum pohlcovače.

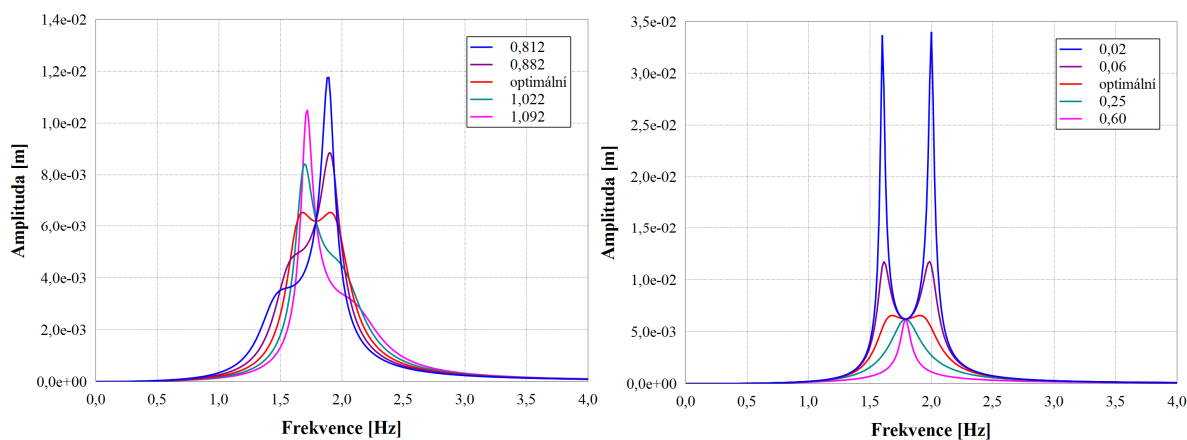


Obr. 6.4 Lineární soustava s 2 stupni volnosti

Pro analýzy jsou vstupní parametry pohlcovače nastaveny na optimální hodnoty dle vztahů 6.21 a 6.24, pro zvolenou hmotnost pohlcovače, vztah 6.20.

Na obr. 6.5 a) b) jsou zobrazeny amplitudo-frekvenční závislosti relativní výchylky konstrukce a pohlcovače pro různé násobky optimálních hodnot. Jednotlivé funkce popisují snížení účinnosti pohlcovače při odchýlení vstupních parametrů od těchto hodnot.

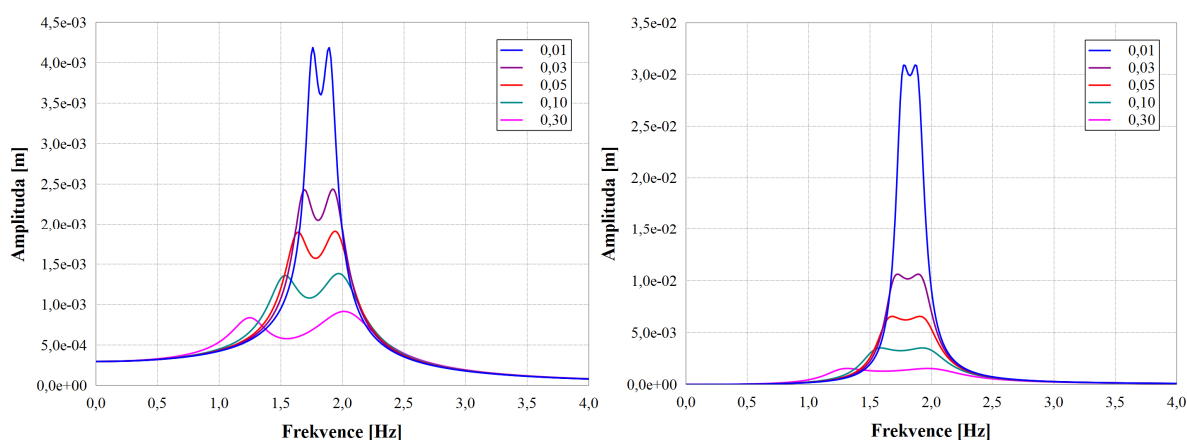
Vliv poměru hmotností na odezvu konstrukce s pohlcovačem je hodnocen v dalších studiích, kde byly vypočteny amplitudo-frekvenční charakteristiky pro výchylku konstrukce a relativní výchylku konstrukce a pohlcovače, obr. 6.6 a 6.7.



a) Různé násobky optimálního poměru frekvencí

b) Různé násobky optimálního poměrného útlumu

Obr. 6.5 Amplituda relativní výchylky konstrukce a pohlcovače v závislosti na frekvenci buzení

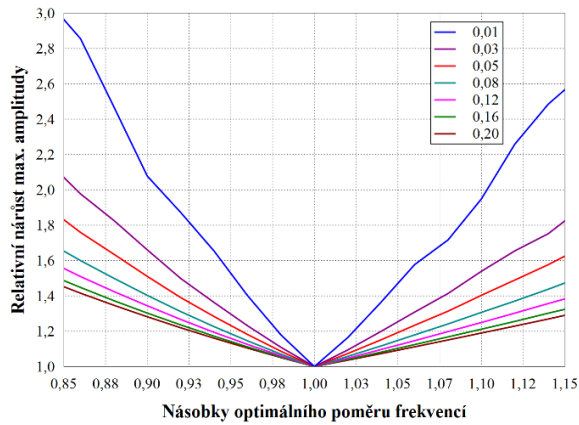


Obr. 6.6 Amplituda výchylky konstrukce v závislosti na frekvenci buzení pro různé poměry hmotností

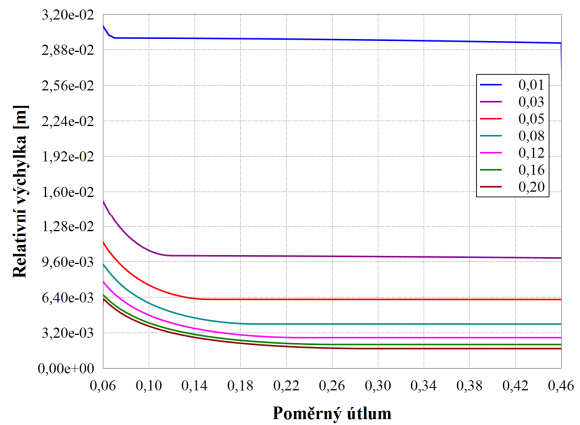
Obr. 6.7 Amplituda relativní výchylky konstrukce a pohlcovače v závislosti na frekvenci buzení pro různé poměry hmotností

Následující studie byly provedeny odlišným způsobem. Z amplitudo-frekvenční závislosti byla vybrána vždy maximální hodnota amplitudy z celého frekvenčního rozsahu. Pro ekonomický návrh pohlcovače byly zkoumány síly v pružině a síly v tlumiči pohlcovače a dále relativní výchylka mezi konstrukcí a pohlcovačem, která ovlivňuje prostorové nároky instalace zařízení.

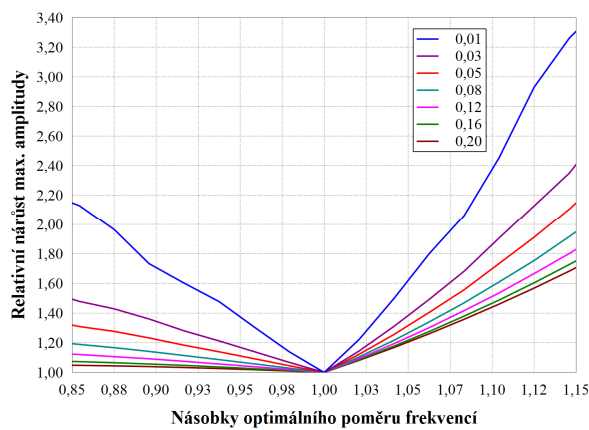
Vstupními parametry byly násobky optimálního poměru frekvencí a poměrný útlum zařízení. Jednotlivé parametrické studie jsou sestaveny pro různé poměry hmotností, obr. 6.8 až 6.13.



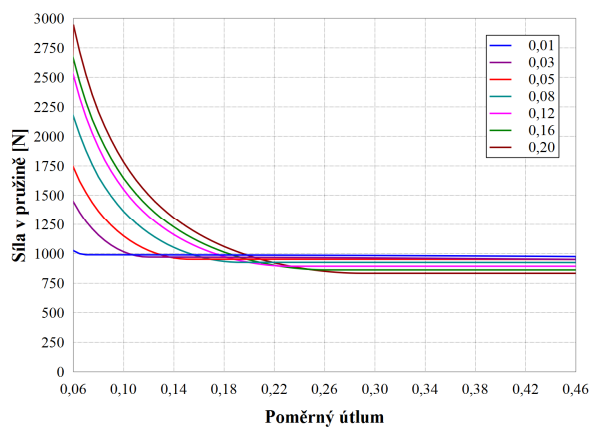
Obr. 6.8 Relativní nárůst maximální amplitudy relativní výchylky konstrukce a pohlcovače, v závislosti na násobcích optimálního poměru frekvencí pro různé poměry hmotností



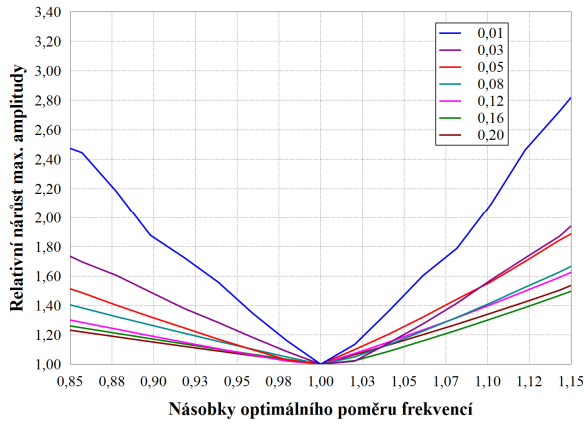
Obr. 6.9 Maximální hodnoty amplitudy relativní výchylky konstrukce a pohlcovače, v závislosti na poměrném útlumu pohlcovače pro různé poměry hmotností



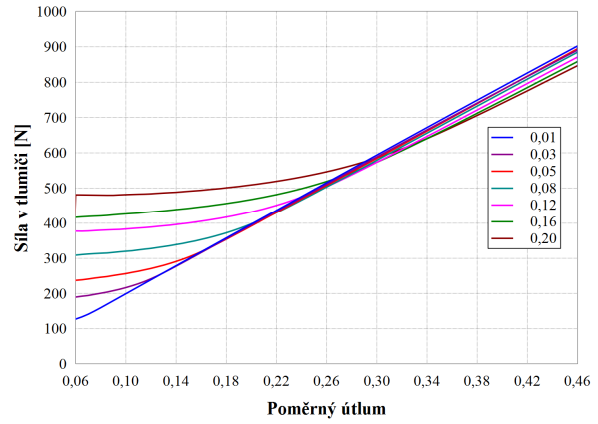
Obr. 6.10 Relativní nárůst maximální amplitudy síly v pružině pohlcovače, v závislosti na násobcích optimálního poměru frekvencí, pro různé poměry hmotností



Obr. 6.11 Maximální hodnoty amplitudy síly v pružině pohlcovače, v závislosti na poměrném útlumu pohlcovače pro různé poměry hmotností

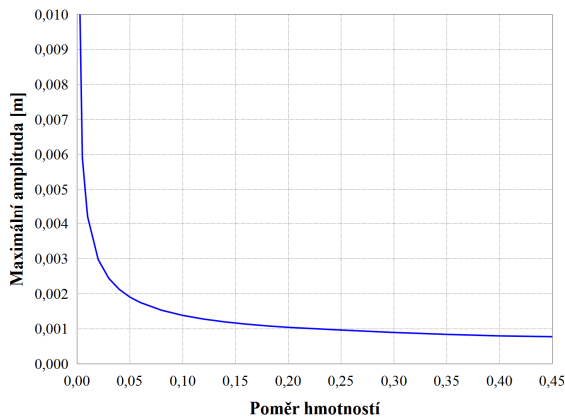


Obr. 6.12 Relativní nárůst maximální amplitudy síly v tlumiči pohlcovače, v závislosti na násobcích optimálního poměru frekvencí, pro různé poměry hmotností

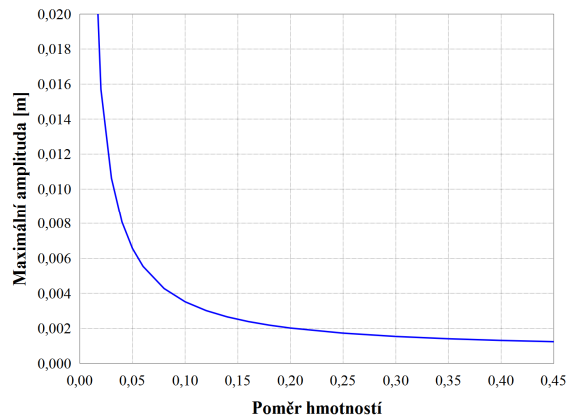


Obr. 6.13 Maximální hodnoty amplitudy síly v tlumiči pohlcovače, v závislosti na poměrném útlumu pohlcovače pro různé poměry hmotností

Maximální amplitudy z celého frekvenčního rozsahu byly v poslední studii optimalizovány pro různé poměry hmotností, obr. 6.14 a 6.15. Optimalizace výchylky konstrukce a pohlcovače byla provedena numericky bez využití vztahů 6.24 a 6.27. Studie hodnotí citlivost odezvy optimalizovaného pohlcovače na poměr hmotností pro ekonomický a efektivní návrh hmotnosti pohlcovače.



Obr. 6.14 Vztah optimalizované maximální amplitudy výchylky konstrukce a poměru hmotností



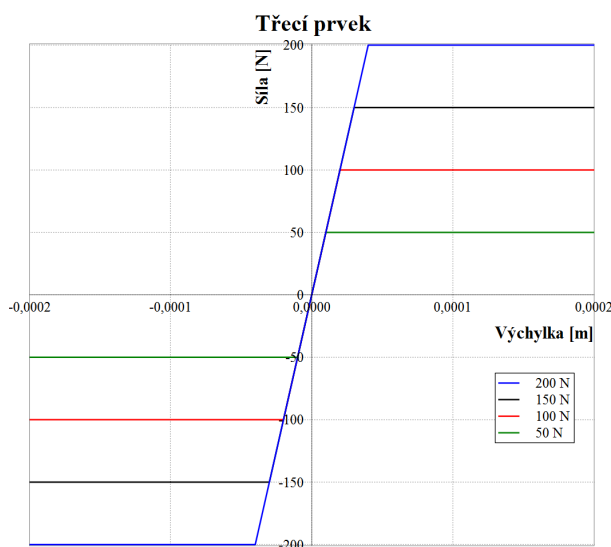
Obr. 6.15 Závislost optimalizované maximální amplitudy relativní výchylky konstrukce a pohlcovače na poměru hmotností

6.5 Pohlcovač kmitání s nelineárním chováním

Studie pohlcovače kmitání s nelineárním chováním zkoumají vliv návrhových parametrů a různých typů nelinearit na vybrané veličiny odezvy. Analýzy jsou opět prováděny na modelu s dvěma stupni volnosti.

Model pro nelineární analýzy je vytvořen rozšířením modelu z lineárních analýz o tři další součásti, které jsou umístěny mezi tělesem konstrukce a tělesem pohlcovače. Jedná se o třecí prvek, nelineární pružinu a nelineární tlumič. Kromě lineárních charakteristik m_2 , k_2 , c_2 se tak uplatňují další tři charakteristiky F_s , k_{22} , c_{22} . Poměr hmotností je pro všechny analýzy stejný $\mu = 0,05$.

První přidanou částí je třecí prvek s příslušnou třecí silou F_s . Ten je do soustavy zapojen paralelně spolu s pružinou o tuhosti k_s . Vzájemné zapojení třecího prvku a pružiny je pak sériové, obr. 6.19. Pružina slouží jen pro zajištění konvergence iterativního řešení a její hodnota není parametrizována. Tuhost k_s byla nastavena na hodnotu $5 \cdot 10^6 \text{ N} \cdot \text{m}^{-1}$, což je nejvyšší hodnota, při které byla při výpočtech ještě zajištěna konvergence numerického řešení. Třecí část s pružinou je modelována pomocí konečného prvku, jehož působení je takové, že dojde-li k dosažení absolutní hodnoty síly F_s v pružině, síla dále zůstává konstantní a dochází k prokluzu, klesne-li však síla, prokluz ustane. Síly F_s byly ve studiích postupně voleny hodnotami 50, 100, 150 a 200 N, viz obr. 6.16, zobrazující závislost síly na výchylce pro kladnou nebo zápornou monotónní výchylku od počátku. Třecí síla působí vždy proti pohybu jako „brzdná“ síla.

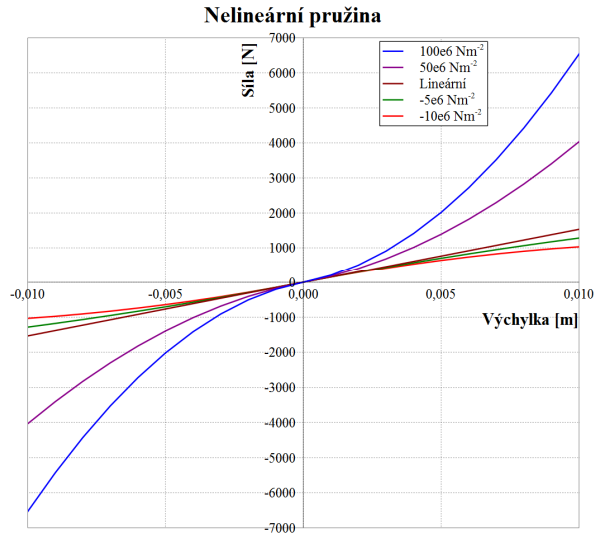


Obr. 6.16 Třecí prvek

Další částí je nelineární pružina modelovaná opět pomocí konečného prvku s konstantami k_2 a k_{22} . Pro kladnou výchylku je funkce síly uvažována prvními dvěma členy Taylorovy řady v počátku, kde k_2 je první derivací a k_{22} druhou derivací v počátku podle vztahu:

$$F_k = k_2 \cdot u + \frac{1}{2} \cdot k_{22} \cdot u^2 \quad (6.30)$$

Tento postup byl zvolen ve snaze jednoduše aproximovat případnou obecnější nelinearitu pružiny. Tuhost k_2 je nastavena na $153\,353\text{ N}\cdot\text{m}^{-1}$, což je optimum ve smyslu metodiky z kapitoly 2. Parametr k_{22} byl postupně volen hodnotami $100\cdot 10^6$, $50\cdot 10^6$, $-5\cdot 10^6$ a $-10\cdot 10^6\text{ N}\cdot\text{m}^{-2}$, kladné hodnoty znamenají nárůst tuhosti s výchylkou (progresi), záporné pak pokles. Po odtižení se síla vrací po stejné křivce a pro zápornou výchylku je uvažováno antimetrické působení, viz obr. 6.17. Síla pružiny působí vždy proti výchylce od počátku jako „vratná“ síla.

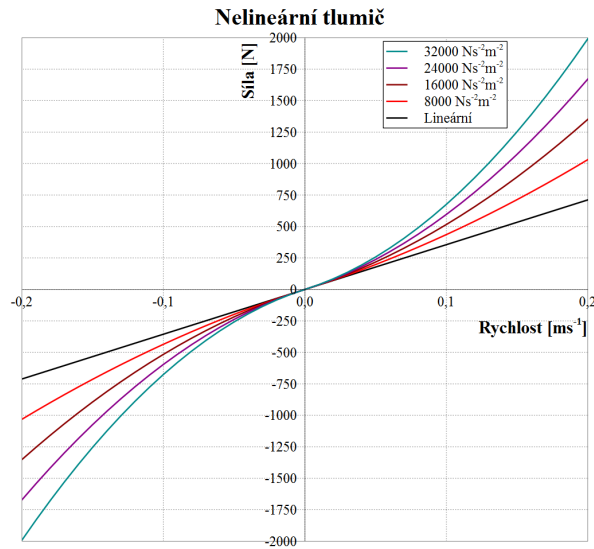


Obr. 6.17 Nelineární pružina

Poslední částí je nelineární viskózní tlumič, jehož síla je úměrná druhé mocnině relativní rychlosti mezi tělesy konstrukce a pohlcovače. Konstantou úměrnosti je zde parametr c_{22} . Celková síla tlumiče s lineární i nelineární složkou a konstantami c_2 a c_{22} je pro kladnou rychlost popsána vztahem:

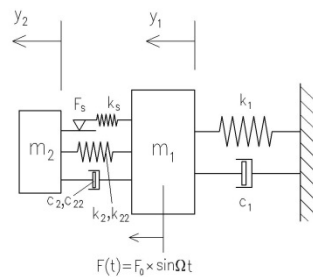
$$F_v = c_2 \cdot v + c_{22} \cdot v^2 \quad (6.31)$$

Pro zápornou rychlost je uvažováno antimetrické působení, viz obr. 6.18 zobrazující závislost celkové tlumící síly na rychlosti pro $c_2 = 3556,7\text{ N}\cdot\text{s}\cdot\text{m}^{-1}$ a $c_{22} = 8000, 16000, 24000$ a $32000\text{ N}\cdot\text{s}^2\cdot\text{m}^{-2}$. Hodnota c_2 je uvažována jako optimální ve smyslu metodiky z kapitoly 6.2. Tlumící síla působí vždy proti pohybu jako „brzdná“ síla.



Obr. 6.18 Nelineární tlumič

Do soustavy pro lineární analýzy byly tedy přidány paralelně další konečné prvky. Schematické uspořádání upravené soustavy zobrazuje obr. 6.19.



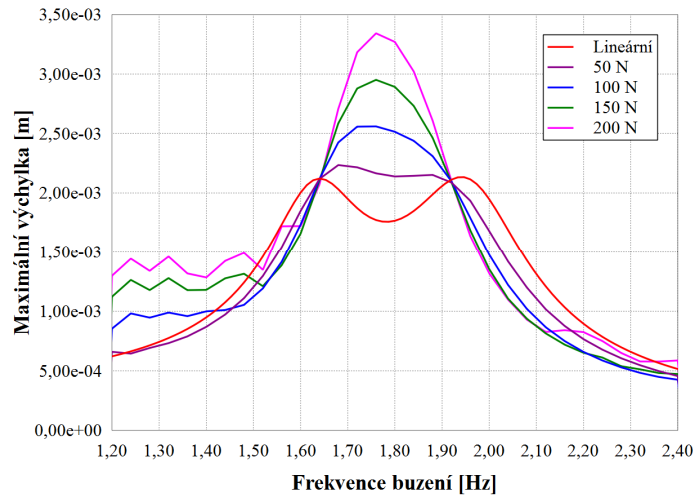
Obr. 6.19 Nelineární soustava s 2 stupni volnosti

Buzení je opět aplikováno na těleso o hmotnosti m_1 představující spolu s pružinou a tlumičem zjednodušený model konstrukce, buzení je harmonické, popsané amplitudou a jednou frekvencí, fáze je nulová. Amplituda buzení byla uvažována hodnotou 1120 N odpovídající čtyřem chodcům dle vztahu (6.26) [6].

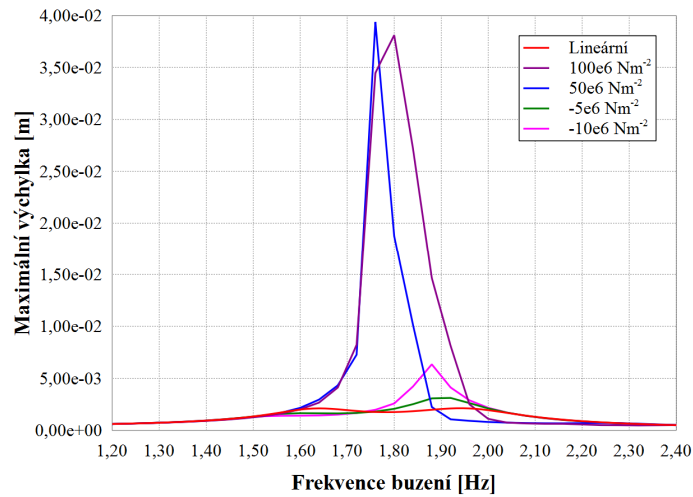
Ve studiích jsou prováděny nelineárně dynamické výpočty Newmarkovou metodou. Výstupem jednotlivých výpočtů jsou maximální hodnoty periodických veličin v časové oblasti po ustálení kmitání. Jako počáteční podmínky jsou uvažovány nulové výchylky a nulová rychlost pro oba stupně volnosti. Na rozdíl od lineární analýzy nelze v tomto případě použít princip superpozice.

Budící frekvence byly zvoleny v intervalu od 1,2 do 2,4 Hz, celkem bylo uvažováno 11 frekvenčních kroků pro všechny typy nelinearit, obr. 6.20, 6.21 a 6.22.

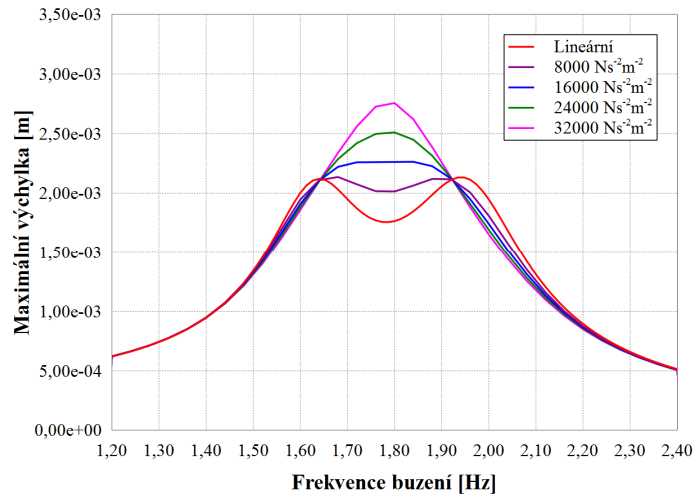
Pro srovnání je do každého grafu doplněna amplitudo-frekvenční závislost vypočtená bez nelineárních prvků pro stejné vstupní parametry.



Obr. 6.20 Maximální výchylka konstrukce v závislosti na frekvenci buzení a třecí síle F_s



Obr. 6.21 Maximální výchylka konstrukce v závislosti na frekvenci buzení a konstantě k_{22} nelineární pružiny



Obr. 6.22 Maximální výchylka konstrukce v závislosti na frekvenci buzení a konstantě c_{22} nelineárního tlumiče

6.6 Závěr studií pohlcovače kmitání

Studie pohlcovačů kmitání s lineárním chováním zkoumala vliv vstupních parametrů na účinnost zařízení a na další veličiny odezvy ovlivňující ekonomičnost jeho návrhu.

Poměr vlastních frekvencí konstrukce a pohlcovače významně ovlivňuje síly v pružině a tlumiči a relativní výchylku konstrukce a pohlcovače. Nejnižší hodnoty jsou při optimálním nastavení pohlcovače. Citlivost se pak zvyšuje s klesajícím poměrem hmotností. Vysoká citlivost účinnosti pohlcovače na poměr frekvencí je již známá a popsána například v [53]

Citlivost relativní výchylky konstrukce a pohlcovače na poměrný útlum je obecně nízká. V okolí optimální hodnoty 0,127, viz vztah (6.24), výchylka klesá s rostoucím poměrným útlumem. Při zvyšujícím se poměrném útlumu v okolí optimální hodnoty síla v pružině mírně klesá, naopak síla v tlumiči roste. Při zvýšení poměru hmotností se zvyšují síly v pružině a tlumiči.

Dále byl zkoumán vliv poměru hmotností na výchylku konstrukce a tedy účinnost pohlcovače a vliv poměru hmotností na relativní výchylku konstrukce a pohlcovače, která představuje prostorové nároky zařízení. Výchylky klesají s rostoucím poměrem hmotností, zhruba nad hodnotou 10 % je však citlivost na poměr hmotností nízká v porovnání s nižšími hodnotami.

V případě pohlcovačů kmitání s nelineárním chováním byl optimálně nastavený lineární systém doplněn o nelineární součásti za účelem zhodnotit vliv nelinearit na účinnost zařízení. Tyto nelinearity mohou být záměrné, nebo mohou být způsobeny nedokonalostí zařízení.

Pro všechny zkoumané typy nelinearit došlo pro uvažovanou amplitudu buzení k nárůstu výchylky konstrukce oproti lineárnímu systému a tedy ke snížení účinnosti zařízení.

7. Studie modelů silového působení chodce na konstrukci

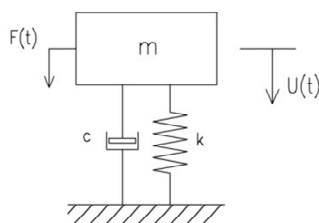
V této kapitole jsou zkoumány různé způsoby aplikace silových účinků chodce pro buzení modelu konstrukce. Modely silového buzení jsou zkoumány na konkrétní štíhlé lávce pro mnoho různých variant buzení s cílem prozkoumat specifika aplikace silového buzení a výpočtu odezvy konstrukce. Cílem je tedy zpřesnit výpočet odezvy konstrukce buzené chodci a také vytvořit přípravu pro budoucí aplikaci biomechanických modelů buzení.

7.1 Vliv velikosti časového kroku integrace na numerické tlumení modelu s 1 DOF

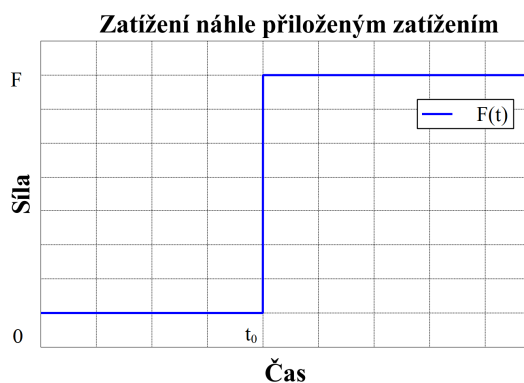
Ve studiích s buzením silovými účinky i pro analýzy s biomechanickými modely je odezva konstrukce počítána také pro chodce, jehož působení na konstrukci se v prostoru postupně mění tak, jak skutečný chodec prochází postupně přes most. Vzhledem k typickým délkám lávek a malé rychlosti chodce je fyzikální čas simulace řádově několik desítek sekund.

Pro tyto analýzy je používána Newmarkova metoda, při výpočtu touto metodou obsahuje řešená odezva také numerický útlum, viz kapitola 5.5.

Zde vzniká otázka, do jaké míry numerické tlumení těchto výpočtů negativně ovlivňuje výsledky simulací. Pro zhodnocení tohoto vlivu byla analyzována soustava s jedním stupněm volnosti, představující zjednodušený model lávky s realistickými parametry, zatížená náhle přiloženým zatížením. V závislosti na velikosti kroku časové integrace, vyjádřené jako podíl netlumené periody kmitání, byl hodnocen numerický poměrný útlum dle poklesu amplitudy v čase. Tyto studie byly zpracovány pro dva případy, nejprve pro netlumenou soustavu a poté pro soustavu s poměrným útlumem 0,5 %, což je typická hodnota konstrukčního tlumení pro štíhlé ocelové lávky.



Obr. 7.1 Model s jedním stupněm volnosti s lineárním tlumením
Zatížení náhle přiloženým zatížením – silou F



Obr. 7.2 Časový průběh zatěžovací síly

Parametry modelu:

Hmotnost modelu $m = 20\,000$ kg; tuhost pružiny modelu $k = 3\,158\,273,408$ N·m⁻¹; vlastní netlumená frekvence modelu $f_n = 2$ Hz; perioda vlastního netlumeného kmitání modelu $T_n = 0,5$ s; čas, ve kterém je aplikována síla $t_0 = 1,0$ s; budící konstantní síla $F = 700$ N; konstanta tlumení $c =$ různé

Poměrný útlum:

$$\zeta = \frac{1}{\sqrt{1 + \left(\frac{2 \cdot \pi}{\delta}\right)^2}} \quad (7.1)$$

δ je logaritmický dekrement útlumu

Konstanta tlumení:

$$c = 4 \cdot \pi \cdot \zeta \cdot f_n \cdot m \quad (7.2)$$

a) Netlumená konstrukce, $\zeta = 0$

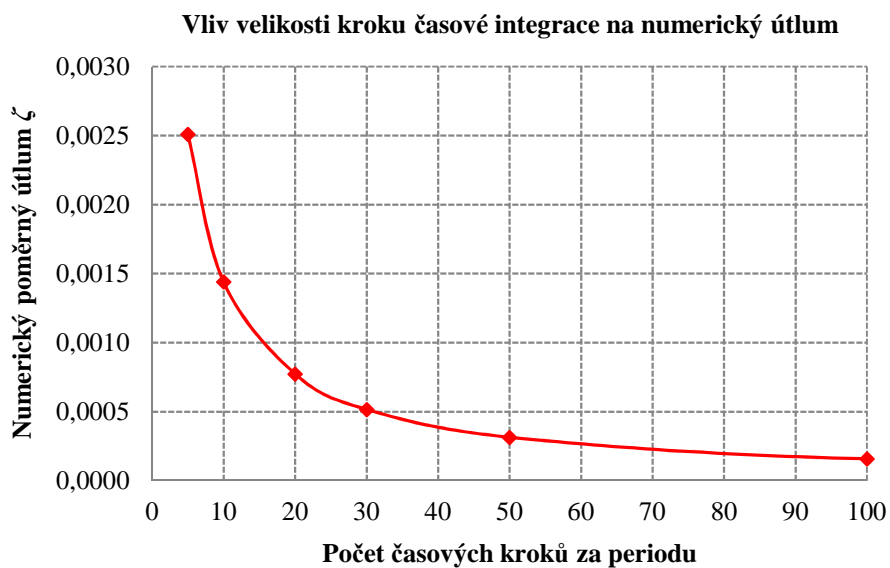
Konstrukční tlumení:

$\zeta = 0$; $c = 0$ N·s·m⁻¹.

Závislost numerického poměrného útlumu na velikosti kroku časové integrace byla stanovena z poklesu hodnot amplitud výchylky v čase, obr. 7.3, hodnoty útlumu jsou uvedeny také v tabulce 7.1.

Tab. 7.1 Hodnoty tlumení stanovené pro výchylku modelu

		Konstrukční tlumení							
		ζ (%) = 0							
		$T_n =$				0,5			
	Podíl periody	1/5 T	1/10 T	1/20 T	1/30 T	1/50 T	1/100 T	1/250 T	1/500 T
	Krok [s]	0,1	0,05	0,025	0,01667	0,01	0,005	0,002	0,001
Útlum	δ	0,0157752	0,0090458	0,0048624	0,0032402	0,0019719	0,0009877	0,0003945	0,0001974
	ζ	0,0025107	0,0014397	0,0007739	0,0005157	0,0003138	0,0001572	6,2782E-05	3,14149E-05



Obr. 7.3 Numerický útlumu v závislosti na časovém kroku, netlumený systém

b) Tlumená konstrukce, $\zeta = 0,005$

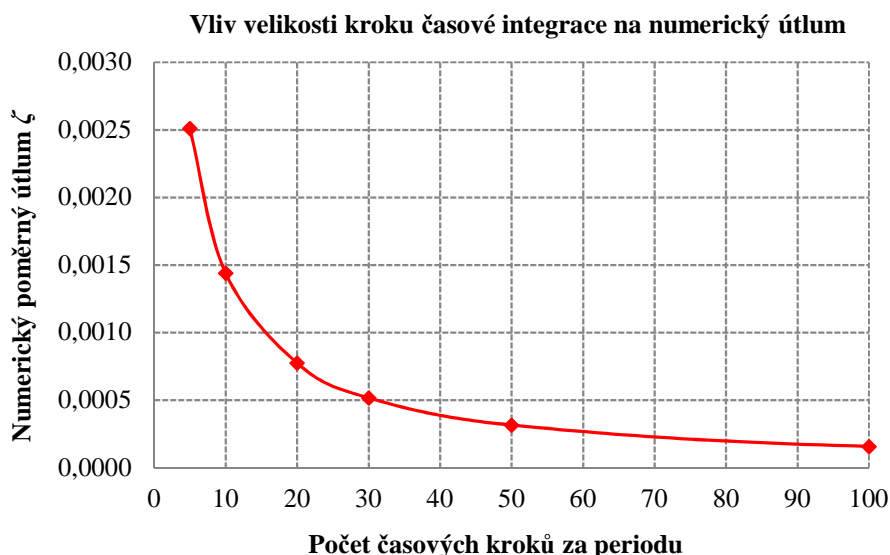
Konstrukční tlumení:

$\zeta = 0,005$; $c = 2513 \text{ N} \cdot \text{s} \cdot \text{m}^{-1}$.

Závislost numerického poměrného útlumu na velikosti kroku časové integrace byla stanovena z poklesu hodnot amplitud výchylky v čase, stejně jako v předchozím případě, obr. 7.4, hodnoty útlumu jsou uvedeny také v tabulce 7.2.

Tab. 7.2 Hodnoty tlumení stanovené pro výchylku modelu

		Konstrukční tlumení							
		$\zeta (\%) = 0,005$							
		$T_n =$					0,5		
	Podíl periody	1/5 T	1/10 T	1/20 T	1/30 T	1/50 T	1/100 T	1/250 T	1/500 T
	Krok [s]	0,1	0,05	0,025	0,01667	0,01	0,005	0,002	0,001
Útlum	δ	0,0410317	0,0390406	0,0357354	0,0344774	0,0332838	0,0323788	0,0318049	0,0316158
	ζ	0,0065303	0,0062134	0,0056874	0,0054872	0,0052972	0,0051532	0,0050618	0,0050317



Obr. 7.4 Numerický útlum v závislosti na časovém kroku, tlumený systém

Numerické tlumení Newmarkovy metody bylo zkoumáno pro zjednodušený model konstrukce v závislosti na časovém kroku přímé integrace. Cílem bylo zhodnotit míru negativního vlivu tohoto tlumení na výsledky analýz prováděných v dalších kapitolách.

Pro případ konstrukčně netlumené soustavy byl nárůst poměrného útlumu 0,077 % pro časový krok 1/20 periody a 0,052 % pro 1/30 periody.

V případě tlumené soustavy se jedná o zvýšení poměrného útlumu oproti konstrukčnímu tlumení. Pro časový krok 1/20 periody netlumeného kmitání se navýšil celkový poměrný útlum o 0,069 % a pro 1/30 o 0,049 %. Poměrný útlum uvažované konstrukčně tlumené konstrukce se při 1/20 periody numericky zvyšuje o 14 %, což může být ještě tolerovatelné. Pro zvýšení přesnosti je nutné zmenšit krok časové integrace.

Na stejném modelu a se stejnými předpoklady byly také prováděny analýzy s náhle přiloženým a lineárním zatížením pro zhodnocení schopnosti Newmarkovy metody modelovat náhle se měnící zatížení. Numerická odezva pro různé časové kroky byla srovnávána s analytickým řešením. Při časovém kroku 1/30 periody netlumeného kmitání, poskytovala metoda dostatečně přesné řešení.

7.2 Výpočet odezvy konstrukce buzené silovými účinky v různých směrech a různé polohy zatížení na konstrukci

7.2.1 Model buzení

V této práci je používán model s periodickými funkcemi a dalšími úpravami pro rozdělení zatížení na jednotlivé nohy. Periodickou funkci buzení je možné popsat pomocí konečného počtu členů Fourierovy řady. První a z hlediska buzení dominantní člen řady pro svislé buzení má frekvenci přibližně v rozmezí 1,6 až 2,4 Hz.

Buzení podle [6] je pak obecně uvažováno jako součin časové a prostorové komponenty. Časová část $F(t)$ je součtem harmonických funkcí, vztah (7.3), prostorová komponenta pak přiřazuje pro daný bod hodnotu 1 v čase kdy jím prochází chodec, v ostatních časech je její hodnota nulová a předpokládá se tak jedno působiště sil pro obě nohy chodce, které spojitě mění svou polohu.

$$F(t) = G_0 + G_1 \sin 2\pi f_m t + \sum_{i=2}^n G_i \sin(2\pi i f_m t - \varphi_i) \quad (7.3)$$

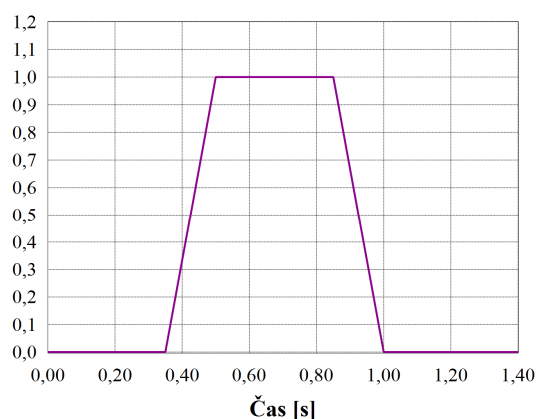
V práci bylo vycházeno z tohoto modelu zatěžovacích sil, pro který jsou pro svislou sílu uváděny v [6] první tři amplitudy buzení a příslušné fáze. Dále je předpokládána střední hodnota tíhy chodce 700 N. Dosadíme-li tyto hodnoty do (7.3), dostáváme vztah s konkrétními hodnotami (7.4).

$$G_0 = 700 \text{ N}; G_1 = 280 \text{ N}; G_2 = 70 \text{ N}; G_3 = 70 \text{ N}; \varphi_2 = \frac{\pi}{2}; \varphi_3 = \frac{\pi}{2},$$

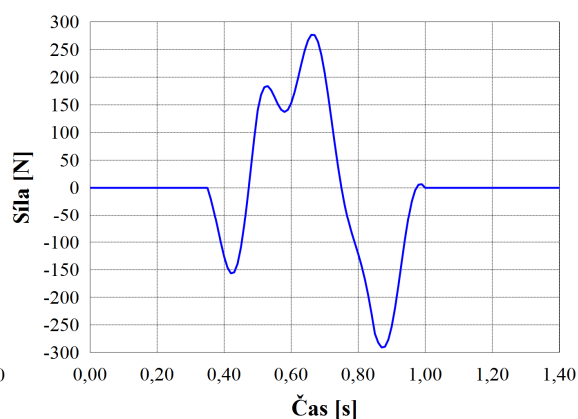
$$F(t) = 700 + 280 \sin 2\pi f_m t + 70 \sin\left(2\pi 2 f_m t - \frac{\pi}{2}\right) + 70 \sin\left(2\pi 3 f_m t - \frac{\pi}{2}\right). \quad (7.4)$$

Časová komponenta byla dále upravena vynecháním vlastní tíhy a použitím pouze harmonických členů. Působiště sil chodce je možné uvažovat zjednodušeně jako nepohyblivé, v nejnepříznivější poloze na konstrukci, nebo přesněji, pohybující se určitou rychlostí v .

Ve výpočtech je uvažována proměnnost působiště buzení, délka kroku, a tedy vzdálenost míst došlapu pro aplikaci sil byla zjednodušeně uvažována konstantní hodnotou 0,77 m. Prostorová komponenta byla autorem upravena pro buzení působící v místě došlapu levé, respektive pravé nohy na funkci s hodnotou 1 v okamžiku kdy je pouze jedna noha v kontaktu s podkladem, lineární okrajové části pak odpovídají postupnému zatížení, respektive odlehčení nohy, tyto části mají shodně zvolenou časovou délku 0,15 s. V ostatních časech je pak hodnota nulová, obr. 7.5. Používanou výslednou funkci pro svislé buzení se třemi členy Fourierovy řady zobrazuje obr. 7.6.



Obr. 7.5 Upravená prostorová komponenta



Obr. 7.6 Funkce buzení pro určité působišťě

7.2.2 Pohlcovač kmitání

Návrh charakteristik pohlcovače kmitání, byl proveden pomocí metodiky uvedené v kapitole 6.2 [10]. Poměr hmotností μ byl zvolen 5,2 %.

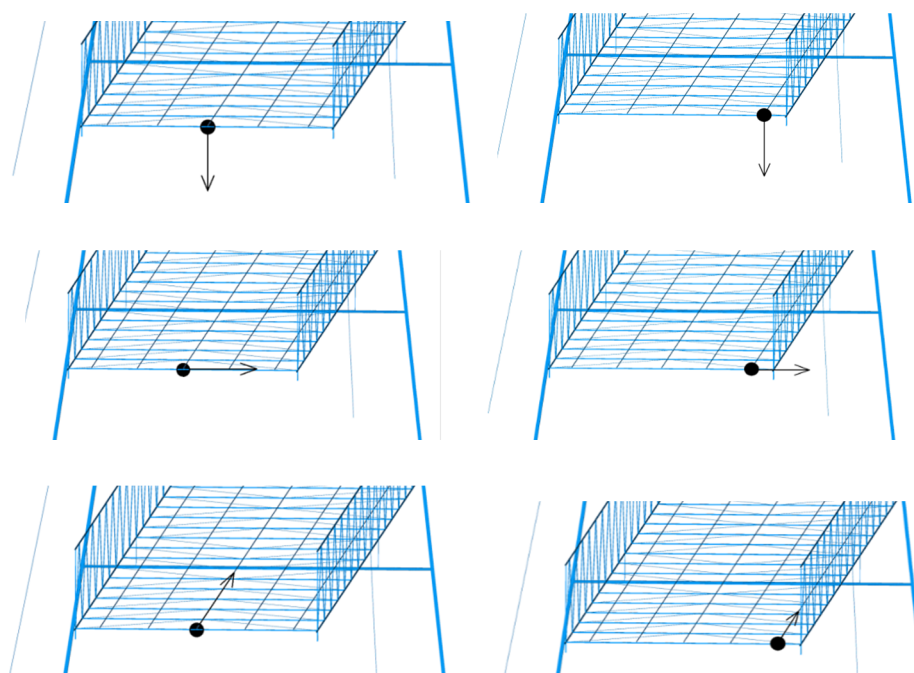
7.2.3 Pohyblivé zatížení - odezva na obecné buzení

Chodec působí na konstrukci obecně ve všech třech směrech, tedy svislém, příčném a podélném. Otázkou je, zdali může zatížení aplikované v určitém směru ovlivnit také odezvu v jiných směrech a jaký vliv má případná excentricita zatížení vzhledem ke konstrukci.

Studie je provedena na modelu zavěšené lávky používaném v předchozích kapitolách, který je popsán v kapitole 6.2. Ve studiích jsou srovnávány odezvy mostovky modelu lávky pro různé směry buzení, konkrétně svislý, příčný a podélný směr a různé trajektorie působení zatížení. Trajektorie jsou uvažovány dvě, první v ose lávky a druhá na kraji příčného profilu mostovky pro vybuzení zejména torzních vlastních tvarů konstrukce, obr. 7.7.

Analýzy jsou provedeny pro pohybujícího se chodce jako odezva na obecné buzení. Hodnoceny jsou maximální zrychlení mostovky pro jednotlivá buzení i pro jejich kombinaci.

Výpočty jsou prováděny pro jednoho chodce, s uvažováním modelu buzení popsaném v kapitole 7.2.1, s využitím pouze prvního harmonického členu pro každý z uvažovaných směrů a bez vlastní tíhy chodce. Jediná buzení jsou aplikována s příslušnou fází.



Obr. 7.7 Směry a počátky trajektorií působení zatížení

Parametry buzení:

Délka kroku:

$$s = 0,77 \text{ m}$$

Svislé buzení:

$$G_{v1} = 280 \text{ N,}$$

$$f = 1,95 \text{ Hz.}$$

Příčné buzení:

$$G_{t1} = 70 \text{ N,}$$

$$f = 0,975 \text{ Hz} = 1,95/2 \text{ Hz.}$$

Podélné buzení:

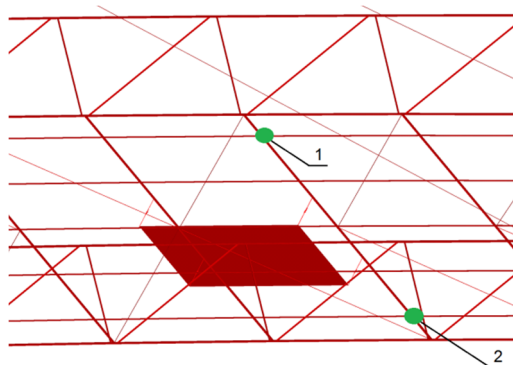
$$G_{l1} = 140 \text{ N,}$$

$$f = 1,95 \text{ Hz.}$$

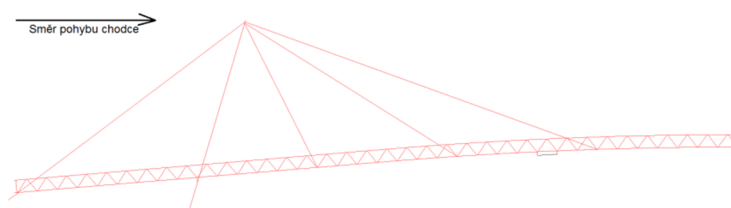
Vyhodnocení odezvy

Vyhodnocení odezvy je prováděno ve dvou místech konstrukce označených 1 a 2. Oba tyto uzly jsou v podélném směru umístěny v poloze s předpokládanou největší odezvou mostovky pro svislý směr.

V příčném směru jsou místa na protilehlých krajích pochůzní plochy mostovky. Z odezev v uzlech 1 a 2 je pro další práci vybírána ta, která má v absolutní hodnotě větší maximum, kde čas je nezávisle proměnná. Směr vyhodnocovaného zrychlení je postupně volen jako svislý, příčný a podélný.

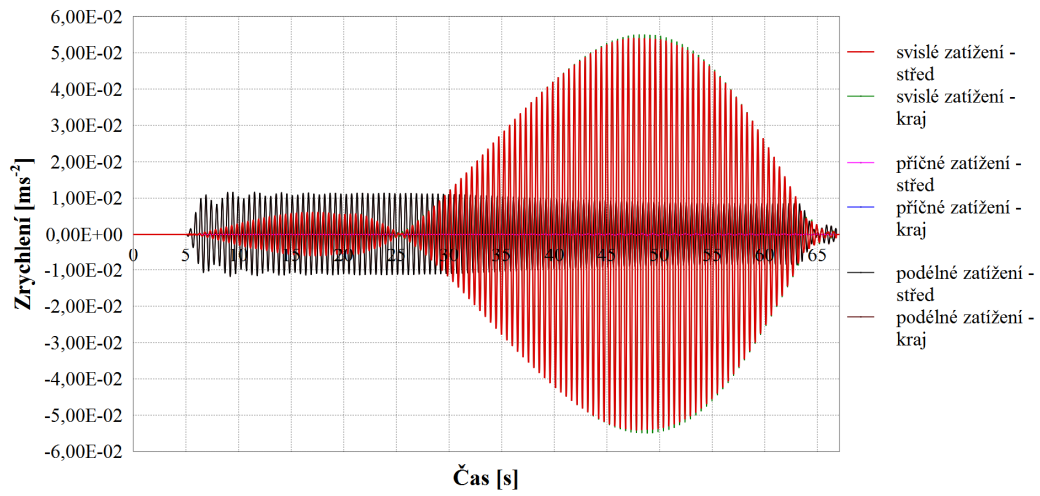


Obr. 7.8 Uzly pro odečítání odezvy



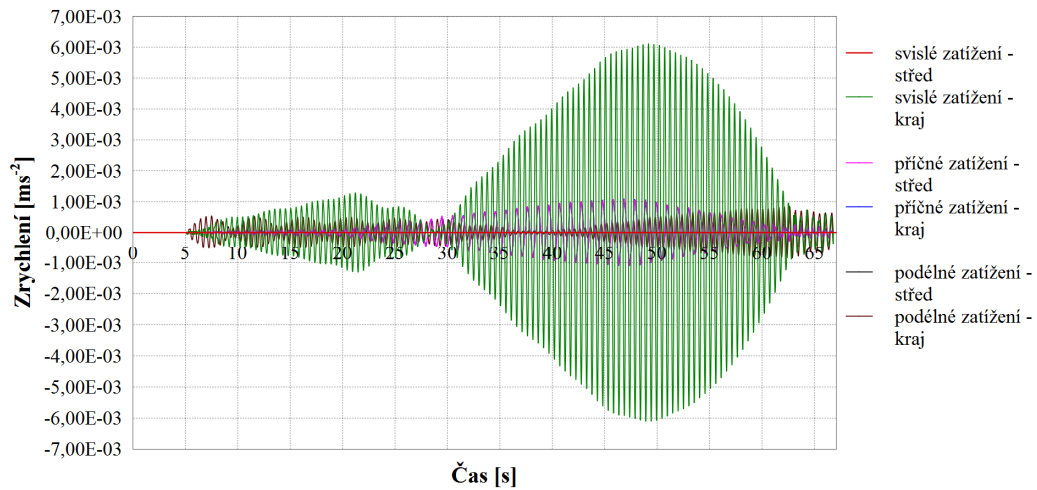
Obr. 7.9 Směr pohybu chodce

Odezva ve svislém směru



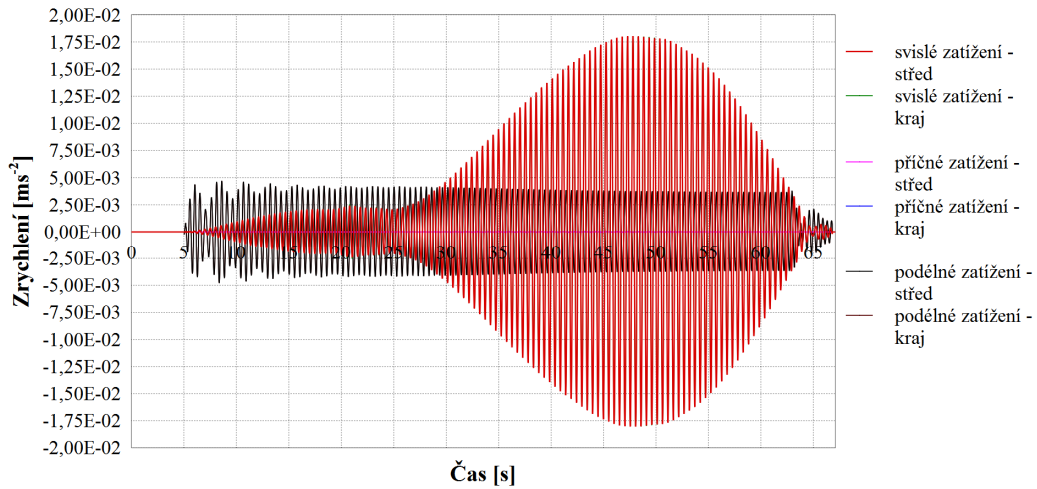
Obr. 7.10 Zrychlení mostovky v čase

Odezva v příčném směru



Obr. 7.11 Zrychlení mostovky v čase

Odezva v podélném směru

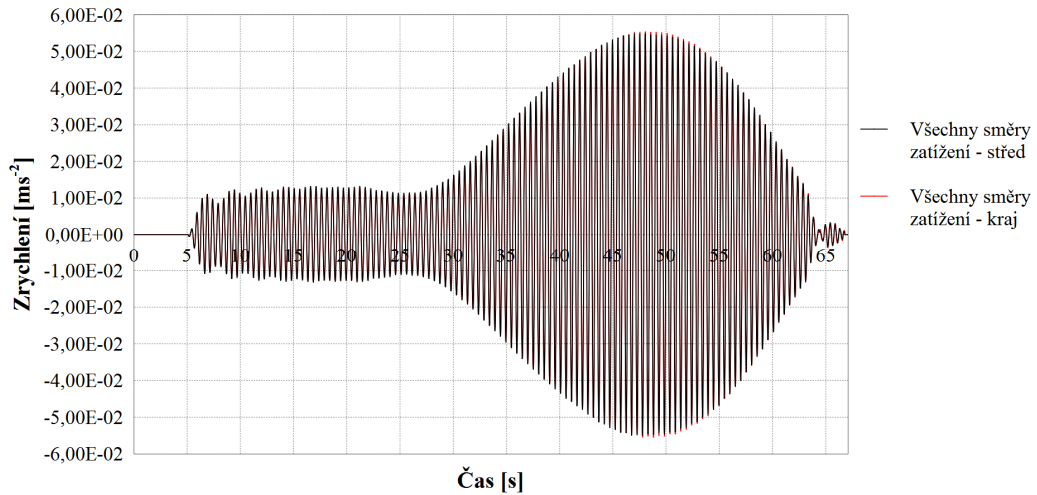


Obr. 7.12 Zrychlení mostovky v čase

Kombinace odezvy

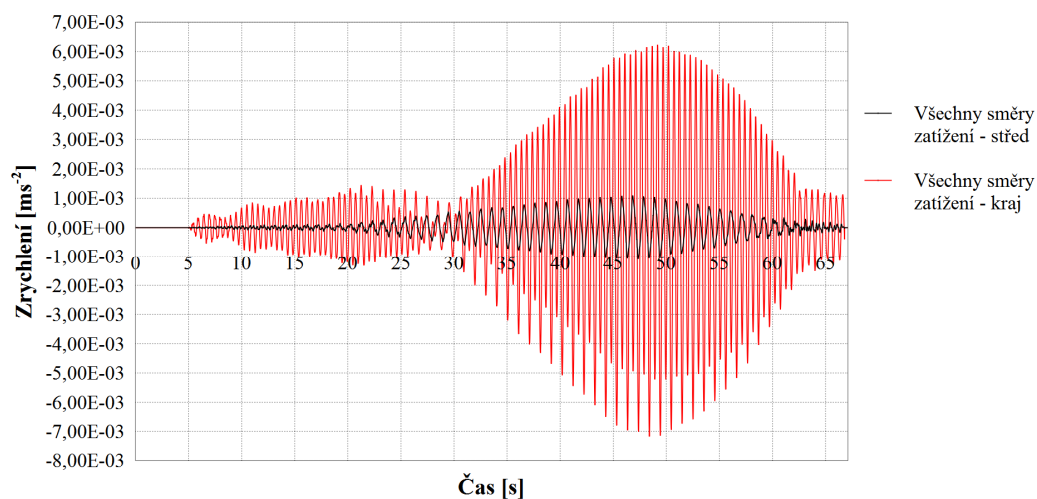
Vybrané odezvy pro určitý směr kmitání jsou zkombinovány pro zhodnocení výsledné odezvy. Pro každý směr odezvy jsou vytvořeny 2 kombinace, 1. obsahuje všechny směry zatížení pro chůzi středem, 2. pak obsahuje všechny směry zatížení pro chůzi krajem lávky.

Odezva ve svislém směru



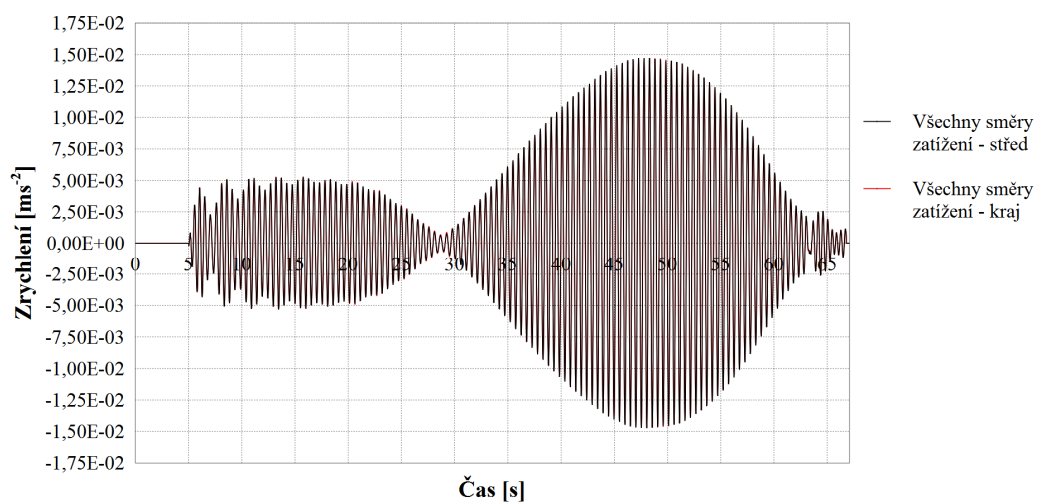
Obr. 7.13 Zrychlení mostovky v čase

Odezva v příčném směru



Obr. 7.14 Zrychlení mostovky v čase

Odezva v podélném směru



Obr. 7.15 Zrychlení mostovky v čase

7.2.4 Závěr studie buzení silovými účinky chodce

Studie zkoumala, zdali může zatížení aplikované v určitém směru ovlivnit také odezvu v jiných směrech a jaký vliv má případná excentricita zatížení vzhledem ke konstrukci, s cílem zpřesnit výpočet odezvy konstrukce buzené chodci.

Výsledky studií ukazují, jak se jednotlivá buzení, jejich směry a kombinace promítají do odezvy konkrétní konstrukce. Tyto výsledky jsou ovšem platné jen pro řešenou konstrukci, nicméně ukazují, že lze nalézt reálnou konstrukci, u které mají vliv na odezvu i buzení působící v jiných směrech než je směr odezvy a že tento jev může být spojen s asymetrií buzení.

Na odezvu konstrukce ve svislém směru mělo největší vliv svislé buzení, určitý vliv mělo také podélné buzení, příčné buzení a asymetrie svislého buzení měla minimální vliv, obr. 7.10.

Příčnou odezvu nejvíce ovlivnilo asymetrické svislé buzení a určitý vliv mělo, dle očekávání, příčné buzení. Malý vliv mělo také asymetrické podélné buzení, obr. 7.11.

V případě podélného kmitání mělo největší vliv svislé buzení, dále pak samotné podélné buzení. Asymetrie mají v tomto případě minimální vliv, obr. 7.12.

U jednoduchých konstrukcí lze vliv některých buzení vyloučit, pokud se však jedná o složitější konstrukce nebo v nejasných případech, je potřeba provádět buzení kompletními silami a posuzovat odezvu ve všech směrech kmitání a dále také uvažovat asymetrii buzení a hledat maximální odezvu v rámci celé plochy mostovky.

8. Studie navržených biomechanických modelů chodce

Struktura a diagram systému: konstrukce - chodci

Následující statě se zabývají již modely chodce, které místo náhrady účinků chodce silovým působením uvažují model chodce s jeho hmotami, jejichž zrychlený pohyb je příčinou působení na konstrukci. Diagram 8.1 zobrazuje standardní přístup k dynamickým výpočtům konstrukcí buzených chodci a jejich posouzení.

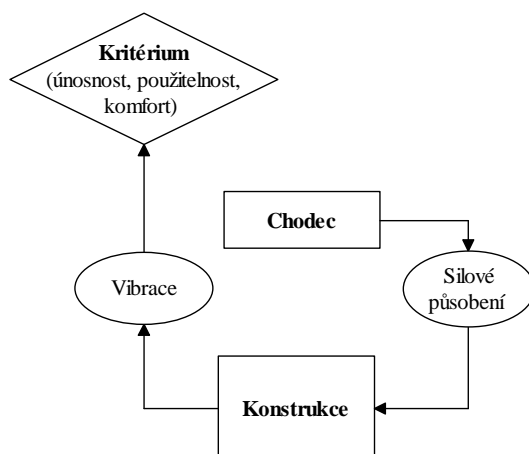


Diagram. 8.1 Standardní způsob výpočtu a posouzení konstrukce

Naproti tomu je autorem navrhován pokročilejší model pro analýzu konstrukcí, diagram 8.2, který zahrnuje i vzájemnou interakci konstrukce a člověka, vliv jiných buzení, vnímání člověka prostřednictvím smyslů, vnitřního ucha, podnětů na těle, vnímání polohy končetin, atd. Tyto vnější podněty ovlivňují pohyb a chování člověka, který je veden určitou počáteční ideou o využití konstrukce, např. záměr přejít lávku na druhou stranu. Tyto principy by ideálně měly být aplikovány ve spojení s hmotovými modely, kterými se zabývají následující kapitoly.

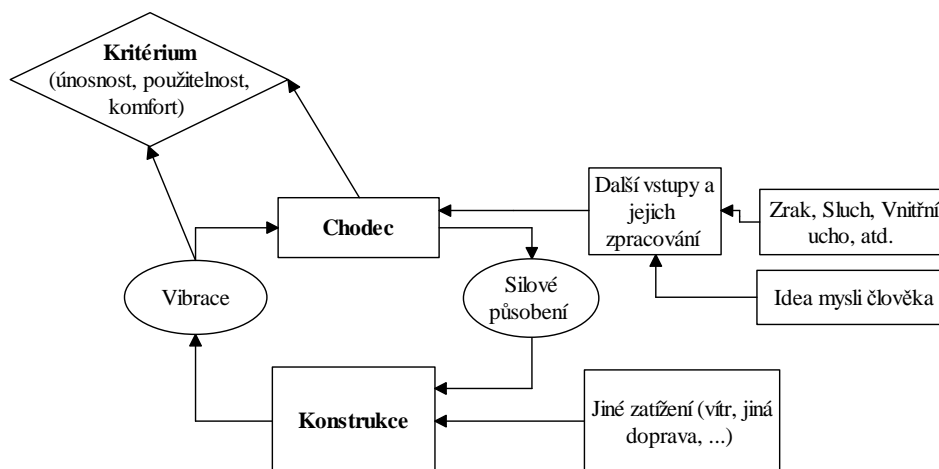
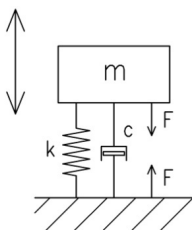


Diagram. 8.2 Pokročilý způsob výpočtu a posouzení konstrukce

Cílem posouzení je zachovat stabilitu celého systému a únosnost a použitelnost konstrukce. Hlavním kritériem je komfort chodce, který lze definovat pomocí limitů kinematických veličin. Kvalitnějším kritériem může být také stabilita chodce, energie potřebná k pohybu chodce a její změny nebo také např. zrychlení zkoumané na těle člověka.

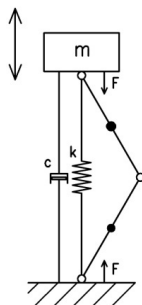
Vývoj biomechanických modelů

Vývoj hmotových biomechanických modelů je autorem rozdělen do osmi stupňů, od nejjednodušších modelů po složitější komplexnější modely. Důraz je přitom kladen na modelování nohou a tělesa trupu, což by měly být klíčové části modelu člověka pro analýzu jeho působení na konstrukci. Prvotní modely mají jeden svislý stupeň volnosti a používají jednoduchý způsob řízení pohybu tělesa pomocí pružiny, tlumiče a dvojice rovnovážných sil, obr. 8.1. Těleso o hmotnosti m představuje trup, paže a hlavu, které jsou předpokládány jako jedno tuhé těleso. Hmotnost nohou je zjednodušeně rozdělena na část kmitající s tělesem trupu, tato hmotnost je tedy součástí hodnoty m , a případně na část v patě modelu. Celý model může být také posouván bez tření po modelu konstrukce, v tomto případě je pak nutné řešit kontaktní problém v patě modelu.



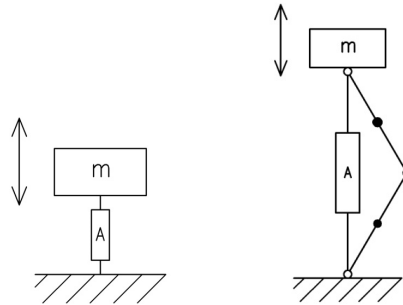
Obr. 8.1 Model úrovně 1

2. První modifikace tohoto modelu spočívá v reálnějším zohlednění hmot nohou připojením dvou dokonale tuhých článků tvořících mechanismus se třemi klouby. Tyto články modelují stehno a bérce a jejich hmotové vlastnosti lze popsat hmotností, polohou těžiště a momentem setrvačnosti okolo těžiště, obr. 8.2.



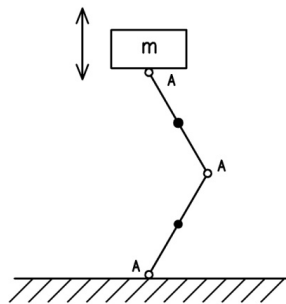
Obr. 8.2 Model úrovně 2

3. Druhá modifikace nahrazuje pružinu, tlumič a síly obecnou komponentou, označenou písmenem A, která může obsahovat kombinaci více různých způsobů řízení pohybu hmot chodce. Možností je její propojení s přesnějším modelem nohou, obr. 8.3.



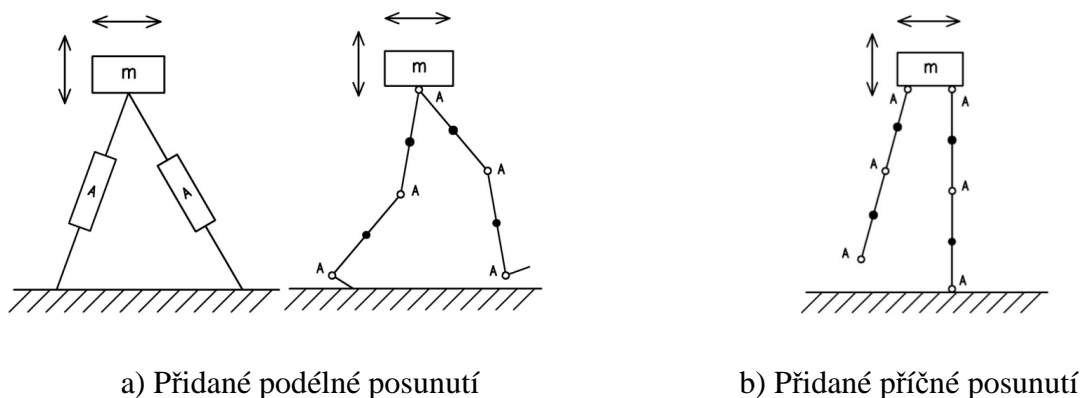
Obr. 8.3 Modely úrovně 3

4. Třetí úprava převádí obecné řízení modelu A do jednotlivých kloubů modelu nohou, které tak kontrolují vzájemnou rotaci kloubem spojených částí. Tento přístup by mohl být zpřesněn zohledněním skutečné kinematiky svalů působících na dolní končetiny, obr. 8.4.



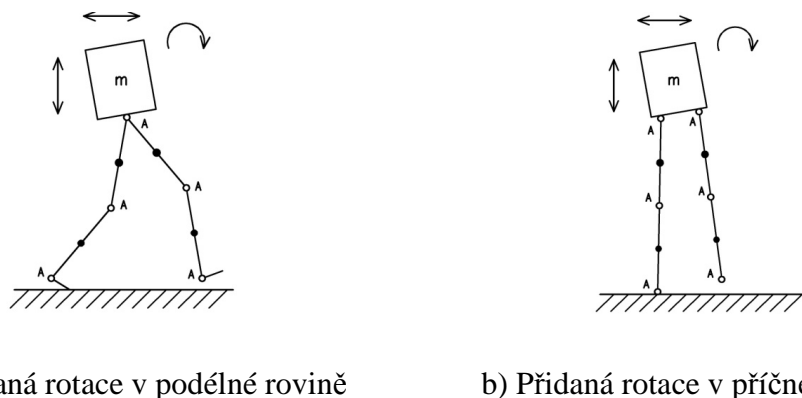
Obr. 8.4 Model úrovně 4

5. Následným krokem je povolení a) podélného, respektive b) příčného vodorovného stupně volnosti pro těleso m a zavedením pohybu po dvou nohách. To je rozdíl oproti modelům 1 až 4, kde je vodorovný pohyb tělesa m i paty kontrolován okrajovou podmínkou. Nohy mohou být zjednodušeně modelovány pomocí komponent A, které se stlačují/roztahují v ose nohy, viz model Qin et al. [32]. Tento model může být stejně jako v případě 4 zdokonalen použitím trojkloubového modelu dolních končetin s obecným řízením A. K modelu nohou je ještě doplněna část pro chodidlo uvažovaná jako další hmotný článek modelu, obr. 8.5 a) b). Varianta b) modelů působících ve svislém a příčném směru pak může sloužit pro příčnou interakci a řešení přešlapování z jedné nohy na druhou nutné pro pohyb vpřed.



Obr. 8.5 Modely úrovně 5

6. Poslední fází modelů 1 až 5 s přemístěním uvažovaným ve svislém a v podélném, respektive příčném směru je povolení rotace trupu, a) v podélné rovině, b) v příčné rovině, obr. 8.6 a) b).



Obr. 8.6 Modely úrovně 6

7. Modely této úrovně slučují variantu a) a variantu b) modelu 5. V tomto modelu byl příčný a podélný směr řešen zvlášť. Spojením obou přístupů dosáhneme obecnějšího prostorového popisu pohybu těla chodce. Rotace tělesa m nejsou uvažovány.

8. Poslední úroveň modelů vznikne sloučením varianty a) a varianty b) modelu 6. Těleso m je tedy modelováno s podélným i příčným posunutím a s rotacemi kolem podélné a příčné osy.

Ve všech modelech byl trup, hlava a ruce uvažovány jako dokonale tuhé. Trup by bylo možné uvažovat přesněji jako deformovatelné těleso. Pohyb rukou a hlavy by také mohl být součástí modelu a určitým způsobem zpřesnit řešení.

V práci je používán model 1 a model 7, tedy nejjednodušší a druhý nejobecnější model. Optimální model, výstižný, ale přitom dostatečně jednoduchý pro snadnější aplikaci se může nacházet někde mezi těmito dvěma krajními přístupy.

Rozbor setrvačných sil nohou popsaných modelem se třemi klouby

Následující odstavce zkoumají setrvačné síly modelu nohou, který je uvažován jako dva segmenty, bérec a stehno spojené kolenním kloubem. Uvažovány jsou pouze dva svislé stupně volnosti, první v hlezenním kloubu a druhý v kyčelním kloubu. Model nohou se tedy může posouvat svísele jako celek a může také docházet ke zkracování či prodlužování spojnice hlezenního a kyčelního kloubu.

Rozbor slouží jako příprava pro vývoj jednoduchého biomechanického modelu s jedním stupněm volnosti, který je popsán v dalších kapitolách.

Zavedeme zobecněné souřadnice q_1 a q_2 , umístěné do paty chodce (q_1) a do stupně volnosti těla chodce (q_2) ve svislém směru, viz obr 8.7. V těchto souřadnicích vyjádříme zobecněné setrvačné síly hmoty nohou, nohy předpokládáme jako dvě tuhá tělesa shodné délky - stehno a bérec tvořící mechanismus se třemi klouby - hlezenním, kolenním a kyčelním, obr. 8.7. Tuhá tělesa mají těžiště uprostřed a předpokladem je, že známe jejich hmotnost a moment setrvačnosti okolo těžiště.

Pro stanovení zobecněných setrvačných sil odvodíme vztahy pro členy Lagrangeovy rovnice II. druhu zapisující rovnováhu zobecněných sil:

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial L}{\partial \dot{q}_j} \right) - \frac{\partial L}{\partial q_j} = 0, \quad (8.1)$$

kde

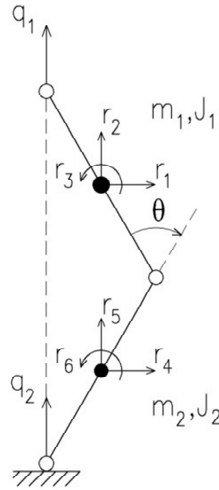
$$L = T - V, \quad (8.2)$$

Kinetická energie T a potenciální energie V , která je v našem případě odvozování zobecněných setrvačných sil rovna 0.

Hledáme tedy výrazy:

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial T}{\partial \dot{q}_j} \right) \text{ a } \frac{\partial T}{\partial q_j} \quad (8.3)$$

Pro stanovení kinetické energie T mechanismu nohou označíme šest stupňů volnosti $r_1 - r_6$, obr. 8.7.



Obr. 8.7 Model nohou s parametry a stupni volnosti

Transformační vztahy mezi r a q jsou pak:

$$r_1 = r_4 = \frac{1}{2} \sqrt{l^2 - \frac{1}{4}(2l + q_1 - q_2)^2}, \quad (8.4)$$

$$r_2 = \frac{3}{4}q_1 + \frac{1}{4}q_2, \quad (8.5)$$

$$r_3 = a \cos \left(1 + \frac{1}{2l}q_1 - \frac{1}{2l}q_2 \right), \quad (8.6)$$

$$r_5 = \frac{3}{4}q_2 + \frac{1}{4}q_1, \quad (8.7)$$

$$r_6 = -a \cos \left(1 + \frac{1}{2l}q_1 - \frac{1}{2l}q_2 \right). \quad (8.8)$$

Nyní můžeme vyjádřit kinetickou energii pomocí přemístění r :

$$T = \frac{1}{2} (m_1 \dot{r}_1^2 + m_1 \dot{r}_2^2 + J_1 \dot{r}_3^2 + m_2 \dot{r}_4^2 + m_2 \dot{r}_5^2 + J_2 \dot{r}_6^2) \quad (8.9)$$

Dále derivujeme transformační vztahy pro r podle času a dosadíme je do rovnice (8.9). Dostaneme tak kinetickou energii vyjádřenou pomocí zobecněných souřadnic, rovnice (8.10):

$$T = \frac{1}{2} \left(\begin{array}{l} (m_1 + m_2) \frac{1}{64} \left[l^2 - \frac{1}{4} (2l + q_1 - q_2)^2 \right]^{-1} (2l + q_1 - q_2)^2 (\dot{q}_1 - \dot{q}_2)^2 + \\ + m_1 \left(\frac{9}{16} \dot{q}_1^2 + \frac{3}{8} \dot{q}_1 \dot{q}_2 + \frac{1}{16} \dot{q}_2^2 \right) + \\ + (J_1 + J_2) \left[1 - \left(1 + \frac{1}{2l} q_1 - \frac{1}{2l} q_2 \right)^2 \right]^{-1} \frac{1}{4l^2} (\dot{q}_1 - \dot{q}_2)^2 + \\ + m_2 \left(\frac{9}{16} \dot{q}_2^2 + \frac{3}{8} \dot{q}_2 \dot{q}_1 + \frac{1}{16} \dot{q}_1^2 \right) \end{array} \right) \quad (8.10)$$

Výraz pro kinetickou energii (8.10) postupně derivujeme podle t , \dot{q} a q pro oba stupně volnosti, po dosazení do Lagrangeovy rovnice rovnováhy (8.1) a zapsání pomocí matic a vektorů dostaneme:

$$[M(s)]\{\ddot{q}\} + \{b(s)\}\dot{s}^2 = \{0\} \quad (8.11)$$

kde $[M(s)]$ je matice hmotnosti, která je funkcí stlačení nohou s v důsledku propnutí nohou v kolenním kloubu.

$$s = q_1 - q_2 \quad (8.12)$$

$\{\ddot{q}\}$ je vektor zrychlení v zobecněných souřadnicích, $\{b(s)\}$ je pak vektor koeficientů pro setrvačné síly závislé na druhé mocnině rychlosti stlačení. Tyto setrvačné síly jsou způsobeny nelineárními transformačními vztahy, kdy hmota nohou koná zrychlený pohyb i při konstantní rychlosti s v zobecněných souřadnicích.

Matici hmotnosti obdržíme součtem tří matic.

$$[M(s)] = [M_1(s)] + [M_2] + [M_3(s)] \quad (8.13)$$

Matice $[M_1]$ představuje setrvačné síly od vodorovného pohybu těžišť stehna a bérce.

$$[M_1(s)] = (m_1 + m_2) \left(\frac{1}{64} \left[l^2 - \frac{1}{4} (2l + s)^2 \right]^{-1} (2l + s)^2 \right) \begin{pmatrix} 1 & -1 \\ -1 & 1 \end{pmatrix} \quad (8.14)$$

Matice $[M_2]$ reprezentuje setrvačné síly od svislého pohybu těžišť.

$$[M_2] = \frac{1}{16} \begin{pmatrix} 9m_1 + m_2 & 3(m_1 + m_2) \\ 3(m_1 + m_2) & m_1 + 9m_2 \end{pmatrix} \quad (8.15)$$

Matice $[M_3]$ představuje setrvačné síly od rotace částí nohou kolem příslušných těžišť.

$$[M_3(s)] = (J_1 + J_2) \left[1 - \left(1 + \frac{1}{2l}s \right)^2 \right]^{-1} \frac{1}{4l^2} \begin{pmatrix} 1 & -1 \\ -1 & 1 \end{pmatrix} \quad (8.16)$$

Vektor $\{b\}$ je možné rozložit na dvě složky.

$$\{b\} = \{b_1\} + \{b_2\} \quad (8.17)$$

Vektor $\{b_1\}$ popisuje setrvačné účinky od vodorovného pohybu hmot segmentů.

$$\begin{aligned} \{b_1\} = (m_1 + m_2) & \left(\frac{1}{256} \left[l^2 - \frac{1}{4}(2l+s)^2 \right]^{-2} (2l+s)^3 + \right. \\ & \left. + \frac{1}{64} \left[l^2 - \frac{1}{4}(2l+s)^2 \right]^{-1} (2l+s) \right) \begin{Bmatrix} 1 \\ -1 \end{Bmatrix} \end{aligned} \quad (8.18)$$

Vektor $\{b_2\}$ popisuje setrvačné účinky od rotace segmentů kolem svých těžišť.

$$\{b_2\} = (J_1 + J_2) \left(\left[1 - \left(1 + \frac{1}{2l}s \right)^2 \right]^{-2} \left(1 + \frac{1}{2l}s \right) \frac{1}{8l^3} \right) \begin{Bmatrix} 1 \\ -1 \end{Bmatrix} \quad (8.19)$$

Pro jednoduchý biomechanický model byla zjednodušeně uvažována jen matice hmotnosti pro svislý pohyb segmentů, tedy $[M_2]$ a tato matice byla převedena na diagonální matici přičtením mimodiagonálních hodnot v řádku, respektive ve sloupci, k hodnotám na hlavní diagonále.

Pro jednoduchý biomechanický model byla uvažována hmotnost chodce 70 kg, dle [63]. Hmotnost stehna pak byla 9,4 kg a hmotnost bérce 2,6 kg, dosazením do $[M_2]$ dostaneme výslednou matici hmotnosti.

$$[M] = \begin{pmatrix} 15,4 & 0 \\ 0 & 8,6 \end{pmatrix} \quad (8.20)$$

Tato matice hmotnosti je nezávislá na s . Hmotnost nohou je zjednodušeně rozdělena mezi tělo chodce (15,4 kg) a patu chodce (8,6 kg), ke které by bylo možné přičíst ještě hmotnost chodidel 2,0 kg, tedy výsledná patní hmotnost bude 10,6 kg.

8.1 Jednoduché modely

8.1.1 Základní předpoklady

Předmětem této studie je svislá interakce mezi tělem chodce, uvažovaným zjednodušeně jako model s jedním stupněm volnosti, a konstrukcí. Autorem navržený model chodce vývojově odpovídá modelu úrovně 1 z předchozí kapitoly.

Záměrem práce je získat představu o závislosti kontaktních sil chodce, zrychlení konstrukce a dalších měřitelných veličin na parametrech biomechanického modelu a dalších okolnostech, pro možnost identifikace těchto parametrů pomocí zkoušek. Snahou je také zdokonalit, popřípadě obměnit navržený model chodce a zhodnotit vliv přítomnosti člověka na konstrukci na její mechanické vlastnosti.

8.1.2 Anatomické aspekty vývoje biomechanického modelu

Lidské tělo je složitá mechanická soustava, jejíž nejpodstatnější části, z pohledu mechaniky, tvoří kosterní soustava a svalová soustava. Kosterní soustava vytváří základní oporu lidského těla: trupu, hlavy a končetin, definuje jejich délku, kinematické vazby pomocí kloubních spojení a rozsah pohybů jednotlivých částí. Svalová soustava zajišťuje silové působení, které udržuje postoj, vyvolává pohyb a prostřednictvím této soustavy je také do systému dodávána nebo z něj odebírána energie. Další dosud nejmenované složky lidského těla tvoří vnitřní orgány, tuk a kůže, doplňující zbylou hmotnost člověka. Hmotnost a její rozložení, je důležitým vstupem pro analýzu silového působení chodce na konstrukci, jehož fyzikální příčinou je setrvačnost pohybujících se hmot chodce. Parametry člověka jsou různé pro každého jedince a jejich udávané hodnoty se liší podle zdroje, alespoň typické hmotnosti částí lidského těla pro muže o hmotnosti 70 kg jsou uvedeny v tab. 8.1 [63].

Tab. 8.1 Hmotnosti segmentů lidského těla [63]

Segment	Podíl z celkové hmotnosti člověka	Hmotnost [kg]
Hlava	7 %	4,9
Trup	46,4 %	32,5
Paže	2,7 %	1,9
Předloktí	1,4 %	1,0
Ruka	0,6 %	0,4
Stehno	13,4 %	9,4
Bérec	3,7 %	2,6
Noha	1,5 %	1,0

Dalším aspektem je disipace energie v lidském těle ve smyslu schopnosti pohltit energii vibrující konstrukce. Energie je v lidském těle disipována pravděpodobně třením v kloubech, materiálovým útlumem lidského těla a natahováním napjatého svalu, kdy sval “brzdí” pohyb těla.

8.1.3 Jednoduchý biomechanický model

V následující kapitole je vyvinut a analyzován jednoduchý biomechanický model. Předmětem této studie je svislá interakce mezi tělem chodce, uvažovaným zjednodušeně jako model s jedním stupněm volnosti, a konstrukcí. Studie byly autorem publikovány také v [45]. Hmotnosti částí lidského těla jsou uvažovány dle tabulky 8.1.

Pro zjednodušení je lidské tělo nahrazeno pomocí jednoho stupně volnosti těla, který představuje pohyb trupu, rukou a hlavy, uvažovanými jako jedno tuhé těleso. Pohyb při chůzi je ovlivněn hlavně flexí a extenzí v kolenním a kyčelním kloubu. Hypotézou je, že kmitavý pohyb, který je zdrojem dynamického buzení, je představován zejména pohybem trupu, hlavy a rukou o celkové typické hmotnosti dle tab. 8.1: 44,0 kg. Paže obvykle konají při chůzi odlišný pohyb než trup, tento vliv je však v tomto případě zanedbán pro jejich nízkou celkovou hmotnost 6,6 kg.

Hmota nohou

Zbývající hmotnost těla je rozdělena částečně mezi stupeň volnosti těla chodce a patu modelu, která je spojena s konstrukcí. Pro analýzu setrvačných účinků hmoty nohou v biomechanickém modelu byl uvažován mechanismus se třemi klouby. Z tohoto modelu byla pomocí Lagrangeovy rovnice a přijetím určitých zjednodušení odvozena ekvivalentní hmotnost nohou, distribuovaná do těla chodce, část s hodnotou 15,4 kg, respektive část s hodnotou 10,6 kg do paty chodce. Výsledná hmotnost těla chodce je tedy $44 + 15,4 = 59,4$ kg, odvození je popsáno v odstavci Rozbor setrvačných sil nohou popsaných modelem se třemi klouby.

Zjednodušující předpoklady modelu

Model nedokáže rozlišit mezi fázemi, kdy je chodec v kontaktu s podkladem oběma nohama, a kdy pouze jednou nohou. Parametry modelu tedy zjednodušeně shrnují obě fáze do jedné a pojednávají spíše o průměrné hodnotě těchto veličin. Toto zjednodušení bylo přijato pro jednodušší implementaci biomechanického modelu do MKP výpočtu. Model chodce je tedy v neustálém kontaktu s konstrukcí bez překládání nohou. Závislost síly svalů a disipace energie v těle člověka je komplikovaný nelineární problém závislý na mnoha faktorech. Jako nejjednodušší způsob spojení modelu těla a paty se nabízí pružina a tlumič, které se snaží alespoň v omezené míře postihnout tento problém.

Kontaktní síly chodce

Otázkou je, zdali výše popsané vlastnosti mohou být úspěšně redukovány na lineární závislost modelovanou pružinou a tlumičem. Pro tuto variantu byl odvozen vztah pro návrh pružiny a tlumiče pomocí známé první harmonické frekvence kontaktních sil chodce a jejich amplitudy. Do systému je rovněž přidána dvojice sil shodné velikosti a opačného směru, kdy jedna působí na patu a druhá na tělo chodce. Síly mají harmonickou časovou závislost s frekvencí rovnou požadované frekvenci kontaktních sil a zajišťují ustálené kmitání modelu těla s požadovanou amplitudou kontaktních sil na tuhém nevibrujícím podkladu.

Síly musejí být samorovnovážené, protože veškeré silové působení chodce na konstrukci musí pocházet pouze od setrvačných sil hmot lidského těla. Síly dále dodávají energii do systému, představující metabolickou energii potřebnou k zachování pohybu chodce. Uvažujme vztah pro ustálenou odezvu tlumeného a buzeného harmonického oscilátoru:

$$y_{\max} = \frac{F}{k} \frac{1}{\sqrt{(1-r^2)^2 + 4\zeta^2 r^2}} \quad (8.21)$$

kde

y_{\max} amplituda svislé výchylky modelu těla,

F amplituda budících sil,

k tuhost pružiny,

$r = \frac{\Omega}{\omega_n}$ frekvenční poměr,

Ω úhlová frekvence budících sil,

$\omega_n = \sqrt{\frac{k}{m}}$ vlastní netlumená úhlová frekvence oscilátoru,

m hmotnost těla chodce,

ζ poměrný útlum oscilátoru,

F_{cont} amplituda kontaktní síly,

$y_r = \frac{F_{cont}}{\Omega^2 m}$ amplituda svislé výchylky těla chodce pro požadovanou kontaktní sílu.

Pokud je m , F_{cont} a Ω pevně zvoleno, pak můžeme určit amplitudu výchylky svislého kmitání těla chodce y_r . F_{cont} můžeme znát např. z experimentálního měření na nevibrujícím podkladu, z literatury, atd. Pro jednoznačné určení modelu zbývají tři parametry, F , k a ζ .

Pomocí znalosti amplitudy výchylky y_r lze snížit neurčitost na dva parametry dosazením do rovnice (8.21). Pokud zvolíme F a ζ , dostaneme pro neznámou hodnotu k kvadratickou rovnici:

$$a_1 k^2 + a_2 k + a_3 = 0, \quad (8.22)$$

kde

$$a_1 = y_r^2, \quad (8.23)$$

$$a_2 = 2y_r^2 \Omega^2 m (2\zeta^2 - 1), \quad (8.24)$$

$$a_3 = y_r^2 \Omega^4 m^2 - F^2. \quad (8.25)$$

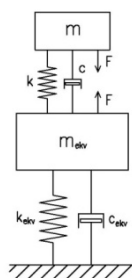
Jedním z předmětů této práce je prozkoumání možnosti určit zbylé parametry F a ζ pomocí měření kontaktních sil, popřípadě dalších veličin, na vibrujícím podkladu.

8.1.4 Zjednodušený model konstrukce

Konstrukce je zjednodušeně uvažována jako model s jedním svislým stupněm volnosti. Tento model představuje nejjednodušší model konstrukce a je zvolen pro představu o interakci chodce s konstrukcí, parametry konstrukce jsou vybrány tak, aby docházelo při buzení pohybem chodce k významnější odezvě:

$m_k = 2511 \text{ kg}$	hmotnost konstrukce,
$f_k = 2,078 \text{ Hz}$	netlumená vlastní frekvence konstrukce.
$\zeta_k = 0,5 \%$	poměrný útlum konstrukce.

Model konstrukce spojený s biomechanickým modelem tvoří výslednou soustavu se dvěma stupni volnosti, obr. 8.8.



Obr. 8.8 Biomechanický model spojený s modelem konstrukce s 1 stupněm volnosti

8.1.5 Předpoklady numerických studií

Dynamické analýzy jsou prováděny pro různé kombinace vstupních parametrů biomechanického modelu. Parametrické studie jsou prováděny jako harmonická analýza. Pro numerické analýzy byly pevně zvoleny hodnoty vybraných parametrů, amplituda kontaktní síly byla nastavena na hodnotu 280 N jako 40 % vlastní tíhy chodce o hmotnosti 70 kg podle výsledků měření a doporučení v [6]. Frekvence kontaktních sil chodce byla zvolena hodnotou 2 Hz jako typická střední hodnota frekvence kroku [6].

$$F_{cont} = 0,4G = 0,4 \cdot 700 = 280 \text{ N}, \quad (8.26)$$

$$\Omega = 2,0 \text{ Hz},$$

$$m_{\text{élov}} = 59,4 \text{ kg},$$

$$m_{\text{pata}} = 10,6 \text{ kg}.$$

V parametrických studiích byla obměňována amplituda samorovnovážené síly F a poměrný útlum modelu chodce ζ . K těmto parametrům byly vyčísleny vždy dvě sady příslušných hodnot parametrů podle dvou kořenů kvadratické rovnice (8.22), tuhost k , vlastní frekvence f_n a konstanta tlumení c , tab. 8.2.

Tab. 8.2 Parametry biomechanického modelu v závislosti na zvolených hodnotách budící síly F a poměrného útlumu biomechanického modelu ζ

Parametry		1. kořen			2. kořen		
F [N]	ζ (%)	k_1 [N · m ⁻¹]	f_{n1} [Hz]	c_1 [N · s · m ⁻¹]	k_2 [N · m ⁻¹]	f_{n2} [Hz]	c_2 [N · s · m ⁻¹]
100	10	11 974	2,260	168,7	6 411	1,653	123,4
150	10	13 858	2,431	181,5	4 527	1,389	103,7
200	10	15 627	2,581	192,7	2 758	1,084	80,9
250	10	17 357	2,721	203,1	1 028	0,662	49,4
300	10	19 068	2,852	212,8	-	-	-
350	10	20 768	2,976	222,1	-	-	-
250	0	17 755	2,752	0	1 005	0,655	0
250	10	17 357	2,721	203,1	1 028	0,662	49,4
250	20	16 155	2,625	391,8	1 105	0,686	102,5
250	30	14 120	2,454	549,5	1 264	0,734	164,4
250	40	11 158	2,181	651,3	1 599	0,826	246,6
250	50	6 728	1,694	632,2	2 652	1,064	396,9

Výsledky byly spočítány za přijetí určitých zjednodušujících předpokladů. Základním předpokladem bylo uvažování lidského těla jako tělesa s jedním stupněm volnosti, jehož svislý pohyb vzhledem ke konstrukci je umožněn propnutím nohou v kolenním kloubu se současnou rotací v kloubu kyčelním a hlezenním. Části lidského těla jsou jinak uvažovány jako dokonale tuhé. Předpokladem je také určitý větší úhel propnutí, při kterém je již kolenní kloub odemknut, a nohy se nacházejí v postavení, kdy zobecněná hmotnost umožňuje tento druh kmitání.

8.1.6 Harmonická analýza

Harmonické analýzy byly provedeny pro různé kombinace parametrů uvedené v tab. 7.5 a následně sestrojeny grafy pro vliv amplitudy budících sil a pro vliv poměrného útlumu modelu chodce. Grafy znázorňují amplitudu kontaktní síly, kterou chodec působí na konstrukci, a amplitudu zrychlení konstrukce zjednodušené na model s jedním stupněm volnosti, obr. 8.8. Pro zachování shodné kontaktní síly pro pásmo frekvencí harmonické analýzy byla budící síla v závislosti na frekvenci mírně obměňována okolo nominální hodnoty pro všechny kombinace parametrů.

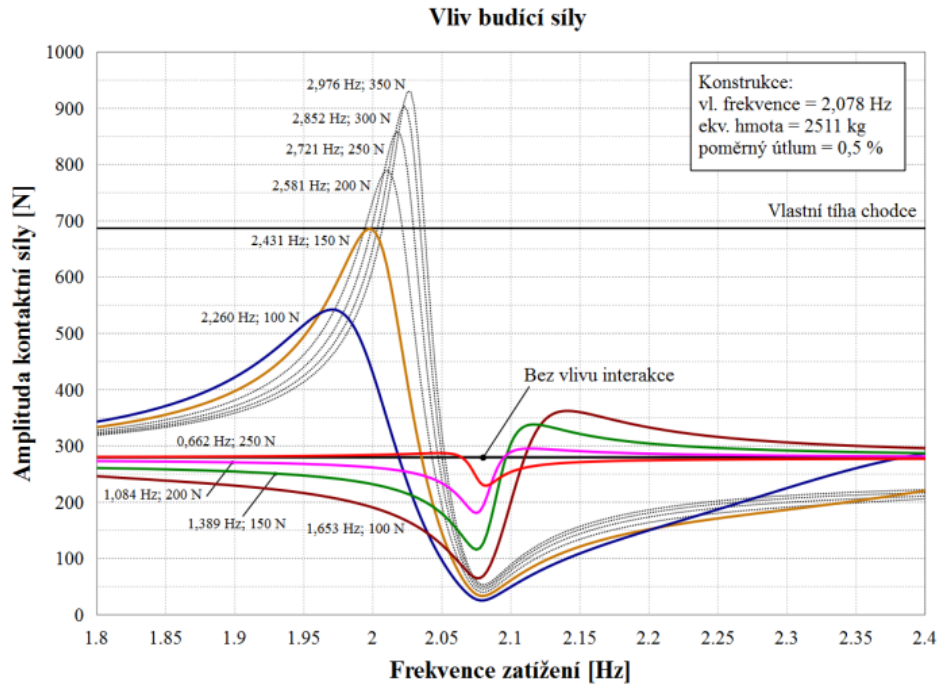
Obrázky 8.9 a 8.10 zobrazují výsledky amplitudy svislých kontaktních sil a svislého zrychlení konstrukce pro vliv budící síly, respektive, obr. 8.11 a 8.12, pro vliv poměrného útlumu. Amplituda kontaktních sil nemůže být vyšší než vlastní tíha chodce, proto kombinace parametrů, které tuto hodnotu přesáhly, byly naznačeny tečkovanou čarou, nebo byly ze zobrazení zcela vyloučeny.

Vliv budící síly

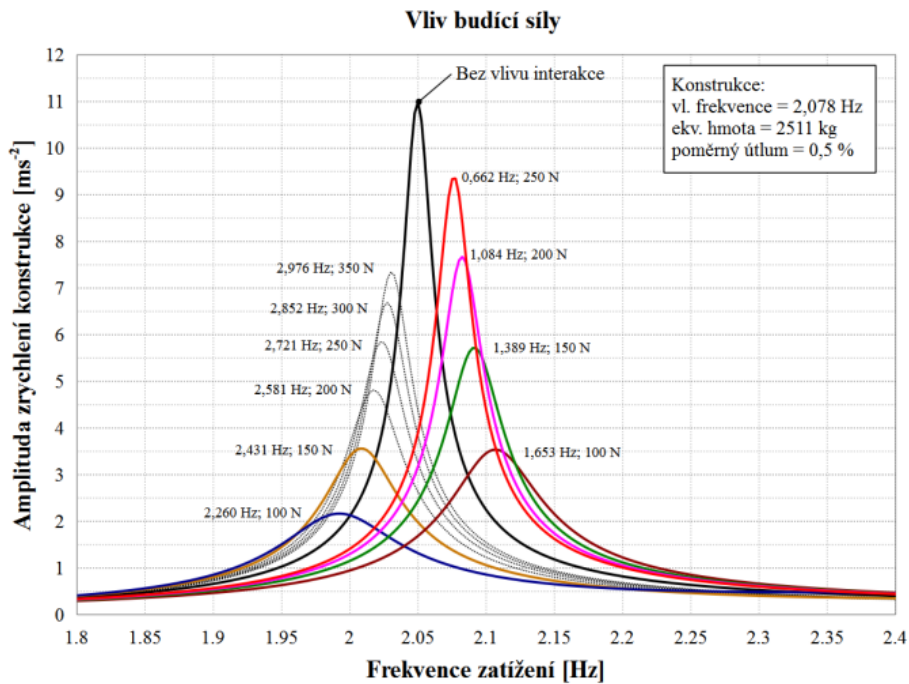
Obrázek 8.9 zobrazuje nárůst amplitudy kontaktní síly v případě frekvence buzení nižší než je vlastní frekvence konstrukce. Nárůst je výraznější pro vyšší amplitudu budících sil. Při frekvenci buzení v oblasti rezonance amplituda kontaktní síly poklesne. Toto platí pro model chodce naladěný na vlastní frekvenci vyšší než uvažované 2 Hz. Pro nižší vlastní frekvenci

je tendence kontaktních sil posunuta. Nejdříve přichází pokles při rezonanci a poté nárůst při vyšších frekvencích buzení.

Nejvyšší amplituda zrychlení konstrukce vlivem přítomnosti chodce klesá, obr. 8.10, a to tím více, čím nižší je budící samorovnovážná síla.



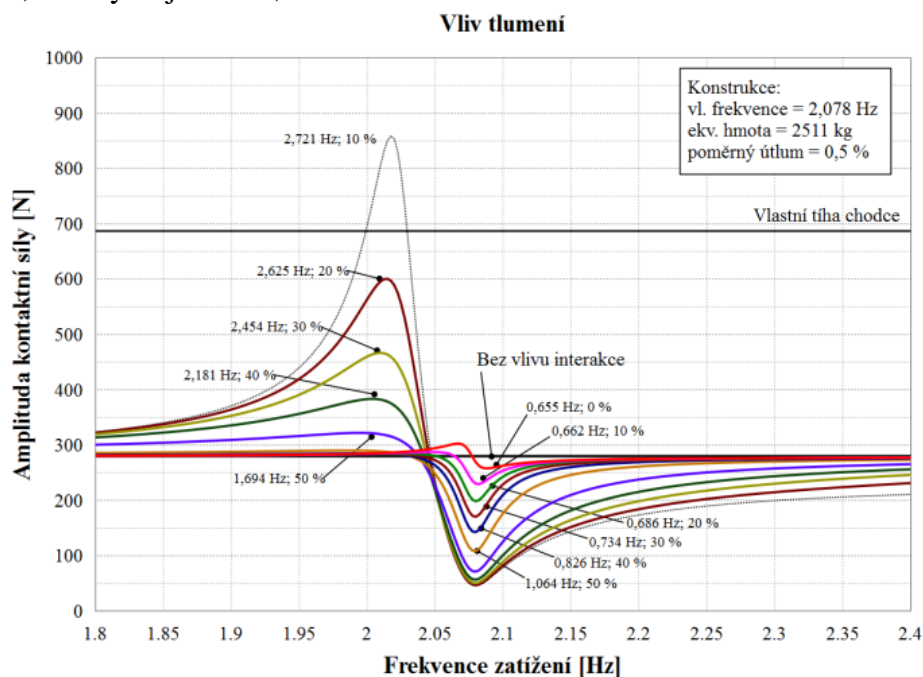
Obr. 8.9 Vliv budící síly na amplitudo-frekvenční charakteristiku kontaktní síly



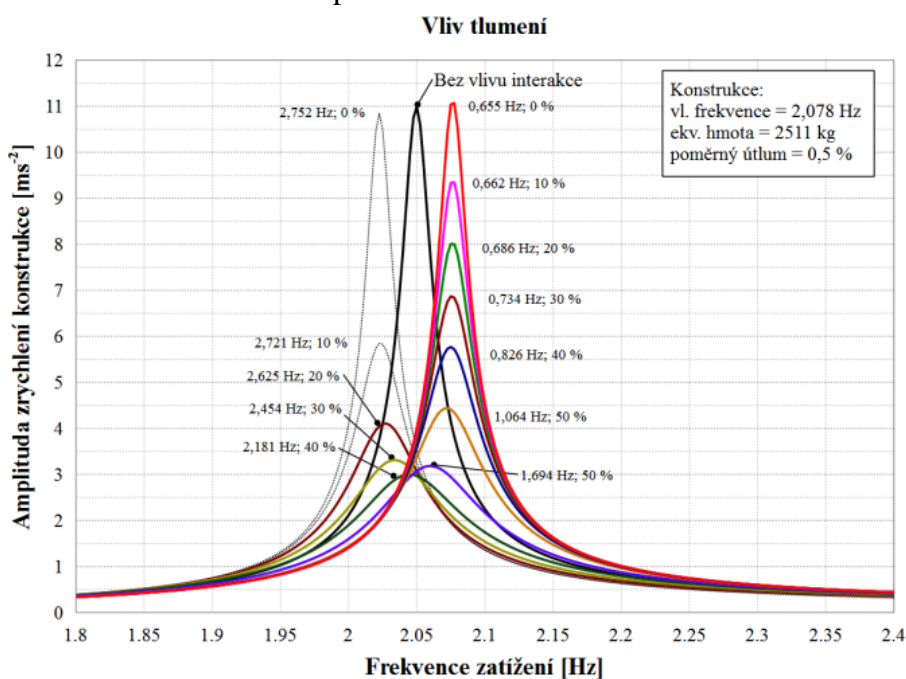
Obr. 8.10 Vliv budící síly na amplitudo-frekvenční charakteristiku zrychlení konstrukce

Vliv útlumu

Pro vliv různé úrovně tlumení byly sestaveny obdobné závislosti. Při frekvenci buzení nižší než je vlastní frekvence konstrukce, kontaktní síla narůstá, při zvyšování pak v oblasti rezonance klesá pod úroveň neovlivněných kontaktních sil. Efekt se zvětšuje pro nízké hodnoty útlumu, pokud je vlastní frekvence modelu chodce vyšší než 2 Hz. Při nižší vlastní frekvenci je amplituda kontaktní síly v oblasti rezonance nižší, čím vyšší je hodnota útlumu, obr. 8.11. Nejvyšší amplituda zrychlení konstrukce opět klesá ve spojení s modelem chodce a to tím více, čím vyšší je útlum, obr. 8.12.



Obr. 8.11 Vliv útlumu na amplitudo-frekvenční charakteristiku kontaktní síly



Obr. 8.12 Vliv útlumu na amplitudo-frekvenční charakteristiku zrychlení konstrukce

8.1.7 Závěr studie jednoduchého biomechanického modelu

Záměrem studie bylo získat představu o závislosti kontaktních sil chodce a zrychlení konstrukce na parametrech biomechanického modelu a dalších okolnostech, pro možnost identifikace těchto parametrů pomocí zkoušek.

Přítomnost jednoduchého biomechanického modelu na konstrukci vyvolává snížení maximální odezvy přes pásmo frekvencí buzení ve srovnání s odezvou bez vlivu interakce. Takto definovaný model chodce tedy působí přibližně jako pohlcovač kmitání s malou hmotností. Maxima odezvy konstrukce přes pásmo frekvencí buzení jsou nižší při uvažování interakce, pro určitou frekvenci však může být odezva při interakci vyšší než pro konstrukci s uvažovanou interakcí.

Amplituda samotného kmitání modelu těla, a tedy i kontaktních sil, se při interakci zvyšuje i snižuje v závislosti na frekvenčním poměru budících sil chodce, které jsou předpokládány rovné frekvenci kroku, a vlastní frekvenci konstrukce. Dalším faktorem je naladění biomechanického modelu. Buzení modelu chodce není v tomto případě závislé na jeho stavu či kmitání modelu těla a je popsáno pouze neměnnou frekvencí a amplitudou. Toto zjednodušení spolu s dalšími, jako je zjednodušené rozložení hmoty nohou, uvažování linearity, popsání mechanických vlastností kloubů, kostí, svalů a jejich řízení pomocí pružiny, tlumiče a dvojice sil, limituje závěry této studie.

Pro identifikaci parametrů by mohl být proveden experiment s měřením kontaktních sil na lávce, s dostatečně nízkou hmotností a vhodnými vlastními frekvencemi, kdy by byly měřeny kontaktní síly chodce popřípadě odezva konstrukce. Tato data, spolu s kontaktními silami na nevibrujícím povrchu a jejich frekvencemi, by mohla být vzorem, ke kterému by byl přiblížen výsledek simulace na přesnějším modelu konstrukce s biomechanickým modelem spojeným prostřednictvím kontaktu. Cílem by bylo odhadnout hodnoty parametrů modelu: tuhosti, tlumení popřípadě budící síly.

8.2 Bipedální model chodce

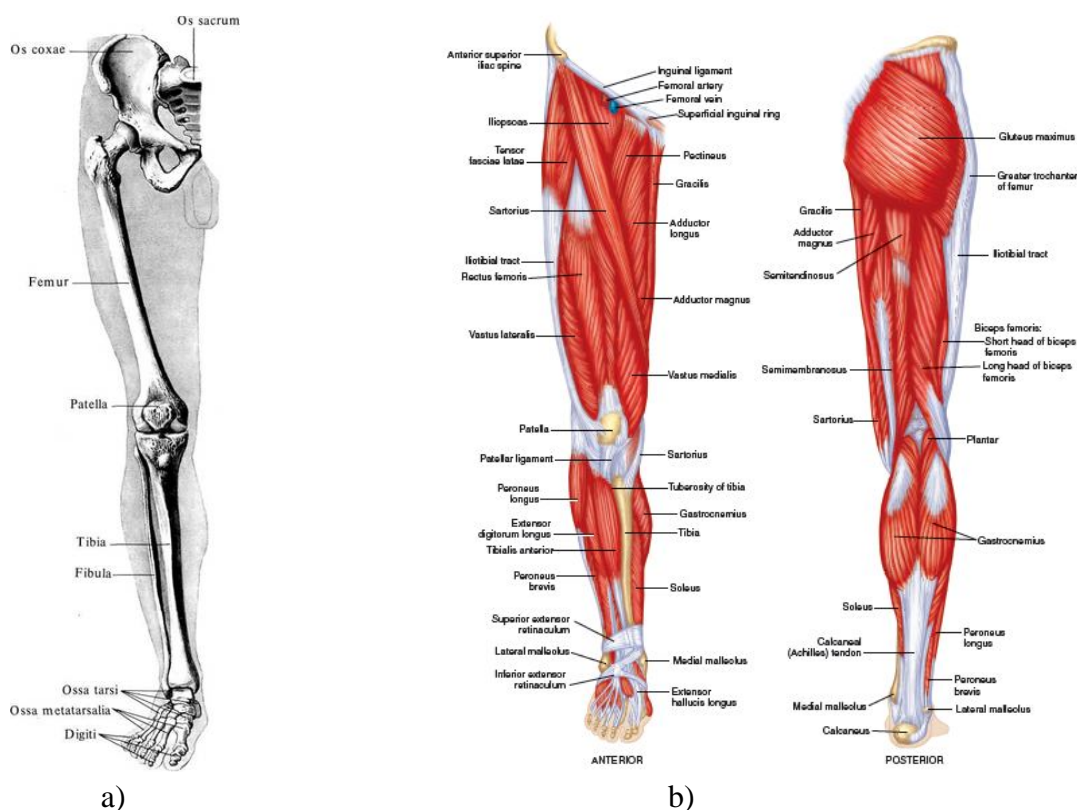
Pro zdokonalení modelování působení chodce na konstrukci byl autorem vyvinut bipedální, tedy dvounohý, biomechanický model, který vychází ze studia anatomie a biomechaniky pro výstižnější analýzu vzájemného působení člověka a konstrukce.

8.2.1 Stavba modelu a základní teoretické předpoklady

Pojednání o anatomii a mechanice lidského těla

Cílem bylo vypracovat teoretický aparát pro tvorbu a validaci biomechanických modelů. Z tohoto důvodu jsou parametry lidského těla a modelů uvažovány jako deterministické a pouze pro jeden typ člověka. Jiné parametry na základě věku, pohlaví, konstituce, atd., stejně jako náhodná povaha parametrů mohou být zohledněny v budoucích etapách výzkumu. Tvorba biomechanického modelu by měla vycházet z pochopení stavby a funkce lidského těla, nejen z jeho vnějších projevů, jinak je zde riziko principu černé skříňky.

V publikaci [74] je uvedena definice a základní parametry kosterního aparátu: Lidská kostra představuje soubor kostí, chrupavek a vazů, které dohromady vytvářejí pevnou, pasivně pohyblivou oporu těla, na niž se upínají svaly. Hlavní kosti dolní končetiny jsou popsány na obr. 8.13 a).

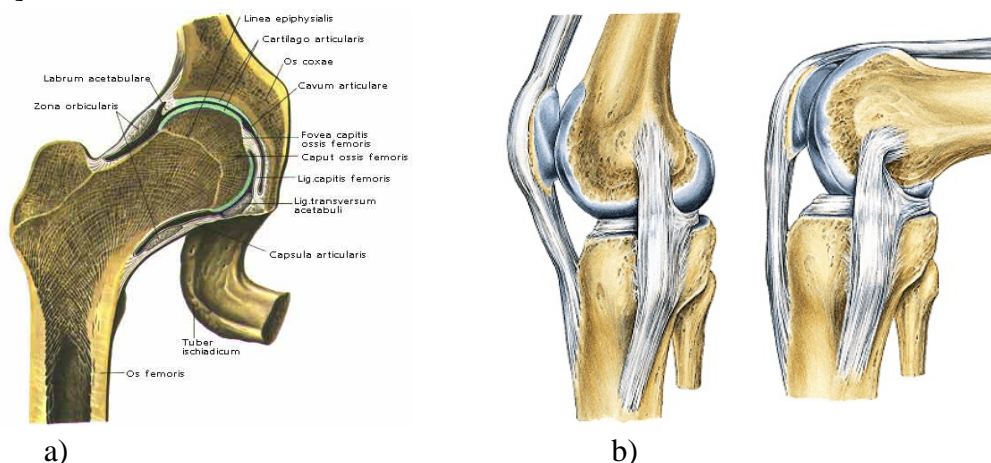


Obr. 8.13 Kostra dolní končetiny [64] a svaly dolní končetiny [65]

Svalová soustava tvoří 30 - 50 % hmotnosti lidského těla, jedná se přibližně o 600 svalů [77]. Anatomicky však často tvoří několik svalů větší komplexy. Svalstvo je možné dělit několika způsoby, základní dělení je dle mikroskopické struktury na kosterní, srdeční a hladkou. Sval (musculus) je orgán, jehož funkcí je umožnění aktivního pohybu živočicha nebo jeho části.

Sval je tvořen především svalovou tkání. Všechny svaly tvoří svalovou soustavu. Svaly dolní končetiny zobrazuje obr. 8.13 b), jedná se celkem o 27 svalů, z nichž hlavní svaly jsou na obr. 8.13 b) popsány.

Kosti dolní končetiny propojují tři hlavní klouby: kyčelní kloub, kolenní kloub a hlezenní kloub. Kyčelní kloub, *articulatio coxae*, obr. 8.14 a), je jednoduchý synoviální kloub, který spojuje kosti dolní končetiny a pánev. Oba kyčelní klouby nesou trup a vyrovnávacími pohyby přispívají k udržení rovnováhy trupu a zároveň umožňují pohyb dolních končetin vůči pánvi [71].



Obr. 8.14 Kyčelní kloub [66] a kolenní kloub [67]

Kloub kolenní (*articulatio genus*) obr. 8.14 b), jedná se o nejsložitější kloub v lidském těle. Je to složený kloub s artikulací dvou kostí a dvou menisků [72]. Pohyby v kolenním kloubu, flexi a extenzi, lze rozdělit na 4 fáze. Flexe a extenze jsou analogické pohyby v opačném pořadí, napřímená noha je považována za základní postavení, extendovaný kloub je pevný a umožňuje stoj a chůzi.

Kloub hlezenní (*articulatio talocruralis*), obr. 8.15, je kloub, v němž artikulují kosti bérce (tibia a fibula) s talem, jedná se o složený kladkový kloub [73]. Základní postavení zaujímá kloub ve stoji a z něho jsou možné pohyby, plantární flexe (30 – 35°), dorsální flexe (do 20 – 25°). Rozsah pohybů na živém je zvětšen o pohyby dalších kloubů v zánartí.



Obr. 8.15 Hlezenní kloub [68]

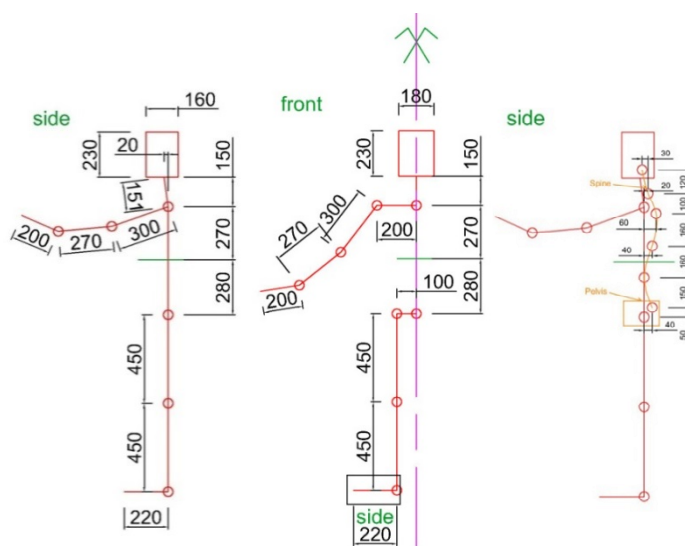
Řezy a rozměry lidského těla

Hmotnosti jednotlivých segmentů lidského těla dle [63], pro muže o hmotnosti 70 kg, jsou uvedeny v tabulce 7.3 v kapitole 7.2.1.2.

Pro vyvinutí bipedálního biomechanického modelu bylo provedeno vlastní měření rozměrů lidského těla. Byly měřeny osové rozměry člověka, tedy vzdálenosti spojnic kloubů a významných bodů lidského těla, naměřené délky zobrazuje obr. 8.16. Dále byly měřeny rozměry příčných řezů, jejichž označení zobrazuje obr. 8.17 a). Tvar řezů byl zjednodušeně aproximován pomocí elipsy, měřena byla tedy délka hlavní a vedlejší osy. Tělo je následně rozděleno na části aproximované pomocí komolých eliptických kuželů se vzájemně rovnoběžnými osami podstav, měřena byla tedy také výška těchto kuželů. Několik částí těla bylo aproximováno pomocí vhodnějšího kvádrů, v tomto případě pak byla měřena výška, šířka a délka kvádrů. Aproximované lidské tělo pomocí eliptických a kvádrových částí je zobrazeno na obr. 8.17 b).

Měření bylo provedeno na jednom jedinci pomocí standardních délkových měřidel, představuje tak jednu realizaci náhodných rozměrů lidského těla, přičemž je předpokládáno, že tyto rozměry nejsou příliš odchýleny od středních hodnot těchto veličin. Naměřené hodnoty slouží pouze jako realistický vstup pro vyvinutí a testování biomechanického modelu. Proto je předpokládáno, že absence obsáhlé statistiky je v tomto případě tolerovatelná.

Výsledky měření a následně vypočtené objemy jednotlivých eliptických částí jsou uvedeny v tabulce 8.3, hodnoty pro neeliptické části pak v tabulce 8.4. Hmotové vlastnosti jednotlivých segmentů, jako celková hmotnost, poloha těžiště a momenty setrvačnosti, byly určeny za zjednodušeného předpokladu konstantní průměrné hustoty lidského těla $945 \text{ kg}\cdot\text{m}^{-3}$, z [78], při využití těles popsanych v tabulkách 8.3 a 8.4. Výpočet hmotových vlastností segmentů je popsán v dalších kapitolách a tyto parametry jsou využity při tvorbě biomechanického modelu. Obrázek 8.18 a) b) zobrazuje detailní měření chodidel a nášlapných částí pro model chodidel a modelování kontaktu chodce s podkladem.



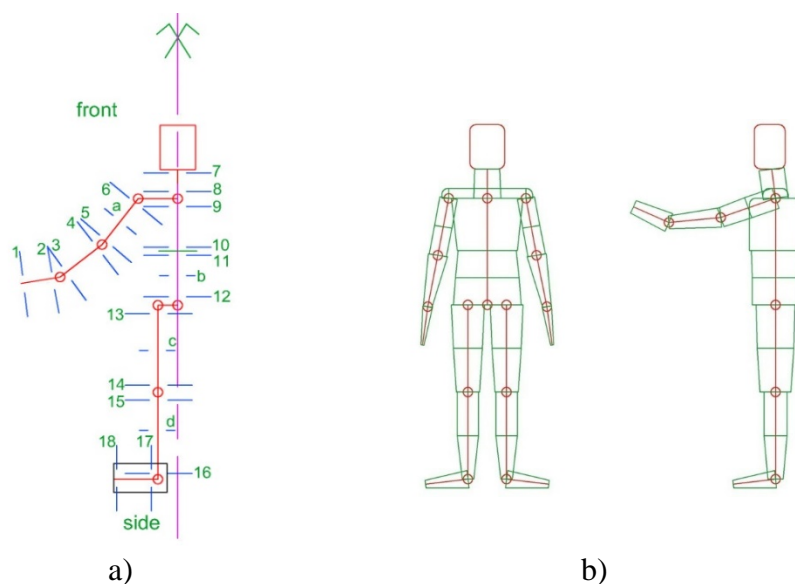
Obr. 8.16 Osové rozměry lidského těla

Tab. 8.3 Rozměry, objemy a hmotnosti eliptických částí modelu lidského těla

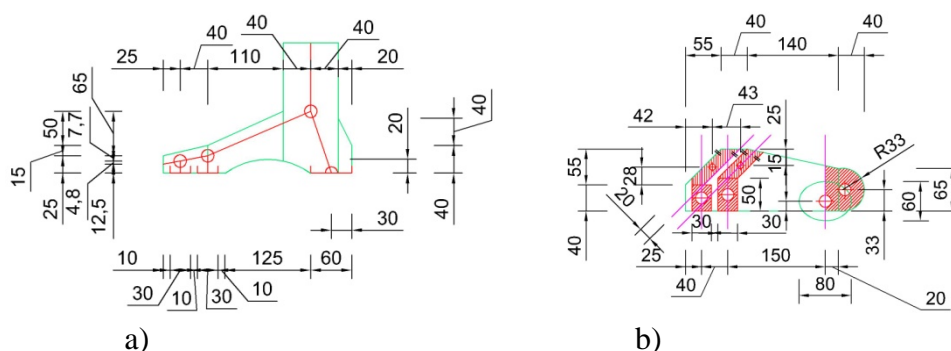
Název části těla		Naměřené rozměry [mm]			Spočítaný objem V [dm ³]	Objemová hmotnost ρ [kg·m ⁻³]	Hmotnost m [kg]
		šířky		vzdálenost			Objem x hustota ρ
		pohled	pohled	řezů			
řez č.:	čelní (D)	boční (d)	výška kužele (h)				
ruka	1	15	70	200	0,448	945,0	2 x 0,4
	2	50	100				
předloktí	3	45	65	270	1,302	945,0	2 x 1,2
	4	100	100				
nadloktí	dolní	5	90	150	1,113	945,0	2 x 1,1
		a	90				
	horní	a	90	150	1,166	945,0	2 x 1,1
		6	90				
krk	7	130	130	151	2,081	945,0	2,0
	8	140	130				
hrudník	9	370	270	270	19,47	945,0	18,4
	10	310	270				
břicho	horní	11	300	140	8,483	945,0	8,0
		b	330				
	dolní	b	330	140	8,972	945,0	8,5
		12	350				
stehno	horní	13	170	225	5,516	945,0	2 x 5,2
		c	150				
	dolní	c	150	225	4,188	945,0	2 x 4,0
		14	120				
lýtko	horní	15	110	225	2,333	945,0	2 x 2,2
		d	110				
	dolní	d	110	225	1,532	945,0	2 x 1,4
		16	60				
chodidlo (místo čelní je horní)	17	80	90	220	0,947	945,0	2 x 0,9
	18	90	40				
						součet	71,9

Tab. 8.4 Rozměry, objemy a hmotnosti neeliptických částí modelu lidského těla

Neeliptické části těla		Aproximace kvádrem		Spočítaný objem V [dm ³]	Objemová hmotnost ρ [kg·m ⁻³]	Hmotnost [kg]
Název části těla	Naměřené rozměry [mm]					Objem x hustota ρ
	šířka (A)	hloubka (B)	výška (C)			
ramena	470	130	50	3,055	945,0	2,9
hlava	180	160	230	6,624	945,0	6,3
					součet	9,2



Obr. 8.17 Osový model s popisem příčných řezů a model s naměřenými průřezí lidského těla



Obr. 8.18 Detailní rozměry chodidla pro návrh modelu chodidel a kontaktní části biomechanického modelu

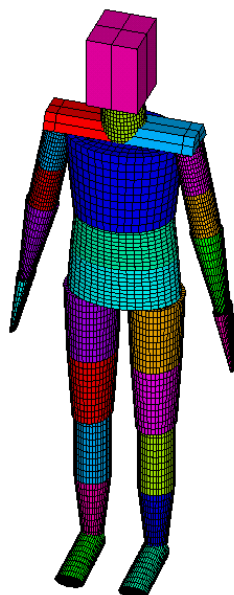
Hmotnosti, klouby a kontakty biomechanického modelu

Osový model lidského těla byl pokryt prutovými konečnými prvky s proměnnými průřezí dle naměřených průřezů popsanych v tabulkách 8.3 a 8.4. Každý objem, mezi dvěma sousedními eliptickými průřezí z těchto tabulek, pak byl rozdělen na deset konečných prvků pro přesnější výpočet prutu s proměnným průřezem. Dále byly mírně upraveny konečné prvky ramen pro lepší vystihnoutí tvaru lidského těla, obr. 8.19.

Takto sestavený model s předpokladem rovnoměrné průměrné hustoty lidského těla byl použit pro výpočet hmotových vlastností jednotlivých částí lidského těla. Příslušné integrace byly provedeny v programu ANSYS. Lidské tělo bylo pro analýzy zjednodušeně rozděleno na 7 dokonale tuhých částí, konkrétně: chodidlo, bérce, stehno levé a pravé nohy, které dále nesou zbylé části těla: trup, krk, hlavu, paže a ramena tvořící jedno dokonale tuhé těleso. Toto dělení odpovídá předpokladu, kde klíčová je mechanika nohou, které pohybují s trupem a zbylými částmi těla jako s jedním celkem. Výsledné hodnoty hmotových vlastností jsou uvedeny v tabulce 8.5.

Jedná se v první řadě o celkovou hmotnost a souřadnice jednotlivých těžišť, počátek souřadného systému je uprostřed spojnice hlezenních kloubů, osa y je svislá, osa z je ve směru

chůze, souřadný systém je pravotočivý. Dále pak jsou uvedeny hlavní momenty setrvačnosti částí okolo vlastních těžišť částí a odklon hlavních os setrvačnosti od souřadných os.



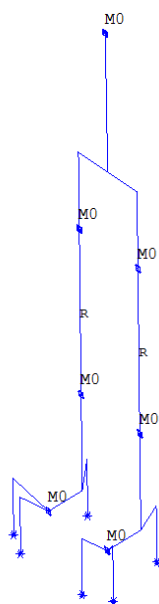
Obr. 8.19 Model lidského těla sestavený z prutových konečných prvků pro výpočet rozložení hmoty jednotlivých segmentů

Tab. 8.5 Hmotové vlastnosti jednotlivých částí modelu lidského těla

Hmotová vlastnost/segment	Chodidlo	Bérec	Stehno	Trup (a zbylé části těla)
Hmotnost [kg]	0,894	3,645	9,157	52,97
Těžiště x [m]	-0,1/0,1	-0,1/0,1	-0,1/0,1	0,0
Těžiště y [m]	-0,0102	0,256	0,696	1,27
Těžiště z [m]	0,0974	0,0	0,0	0,00273
Hl. mom.setrv. I_{xx} [kg·m ²]	0,00374	0,0552	0,168	3,305
Hl. mom.setrv. I_{yy} [kg·m ²]	0,00387	0,00534	0,0330	0,975
Hl. mom.setrv. I_{zz} [kg·m ²]	0,000666	0,0546	0,161	3,948
Úhel hl. os setrv. xy [deg]	0,0	0,0	0,0	0,0
Úhel hl. os setrv. yz [deg]	6,0	0,0	0,0	3,247
Úhel hl. os setrv. zx [deg]	0,0	0,0	0,0	0,000299

Z takto definovaných sedmi dokonale tuhých částí je sestaven bipedální biomechanický model. Jednotlivé části jsou tvořeny dokonale tuhými nehmotnými pruty, které mají shodnou geometrii jako osový model. K těmto prutům jsou připojeny jednovzlovné hmotové prvky, jejichž poloha a vlastnosti jsou nastaveny dle tab. 8.5. Jednotlivé části jsou propojeny klouby. Model obsahuje celkem 6 modelů kloubů, které odpovídají hlezennímu, kolennímu a kyčelnímu kloubu pro levou a pravou nohu. Kolenní kloub je modelován jako jednoduchý kloub s osou otáčení v příčném směru chůze. Tento kloub je také modelován s limitem rotace, která je nastavena na mírné propnutí nohy v kolenní směrem vzad pro zafixování stojící polohy těla.

Kyčelní a hlezenní kloub jsou pak shodně modelovány jako křížové klouby. Od kulového kloubu se všemi povolenými rotacemi se kloub liší zabráněním rotace kolem svislé osy modelu. Toto nastavení je uvažováno při základní konfiguraci modelu, tedy na stojící osobě. Obrázek 8.20 zobrazuje model tvořený pruty, klouby a hmotovými prvky. S částmi modelu okolo kloubů pohybují modely svalů, které budou popsány dále, model a všechny jeho parametry jsou uvažovány jako symetrické. Model chodidla je doplněn o tři kontaktní uzly, kterými model působí na podklad. Tyto uzly přibližně odpovídají patě a palcové hraně špičky chodidla, obr. 8.20.

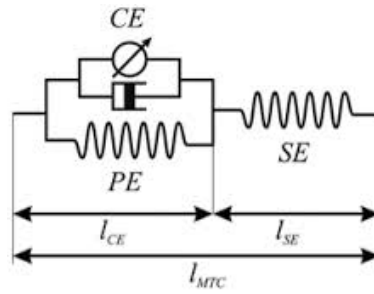


Obr. 8.20 Model tvořený dokonale tuhými pruty, hmotovými prvky, klouby a kontakty

Hillův model svalu - zjednodušení modelu

Pro pohyb modelu chodce je model s pruty, hmotovými prvky a klouby doplněn o modely svalů. Pro tento účel byl vybrán v biomechanice dobře známý Hillův model svalu, který byl představen poprvé A.V. Hillem, např. [87], v první polovině 20. století. Tento model se v různých obměnách používá v biomechanice dodnes a slouží k modelování dynamického chování svalu. Model je tvořen pružinami, tlumiči a kontrakčním prvkem, obr. 8.21. Kontrakční prvek představuje silový účinek aktinu a myosinu, který je odpovědný za kontrakci svalu [79], spolu s tímto prvkem paralelně působí pružina a tlumič, které představují mechanické vlastnosti svalových vláken a vazivových částí svalů zvaných epimysium, endomysium a perimysium. K této sestavě je ještě sériově zapojena pružina, která představuje mechanické chování šlachy a aponeurózy.

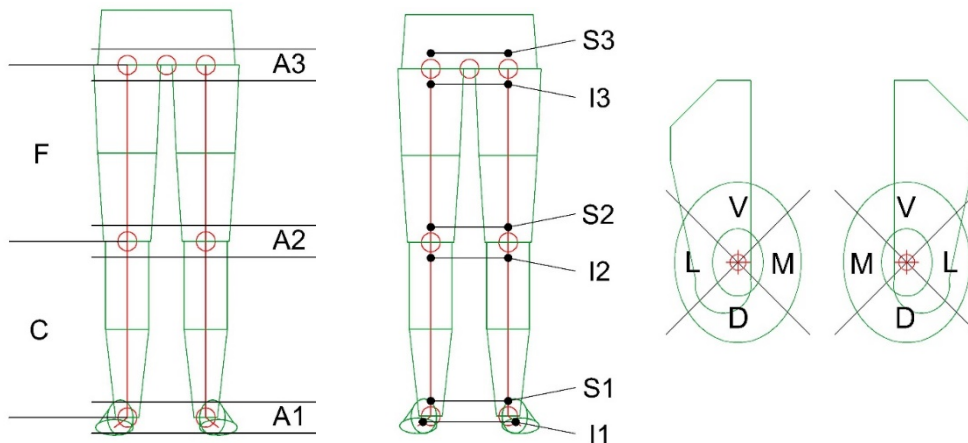
Originální Hillův model obsahuje nelineární pružiny, pro model chodce byl však model svalu zjednodušen použitím pouze lineárních prvků.



Obr. 8.21 Hillův model svalu [80]

Výše definovaný zjednodušený model svalu je modelován pomocí diskrétních prvků, kontrakční element je nahrazen dvojicí sil stejné velikosti a opačného směru, které sledují rotaci modelu svalu v prostoru. Určitý model svalu je pak připojen k modelu z dokonale tuhých prutů pomocí krátkých dokonale tuhých ramen, vytvářejících potřebný moment pro rotaci v kloubech. Délka a základní poloha ramen je opět získána vlastním měřením na jednom jedinci pro vytvoření realistického vstupu pro model, podobně jako osově délky modelu.

Popsaný bipedální model uvažuje trojici kloubů: kyčelní, kolenní a hlezenní, pro pohyb modelu je tedy potřeba modelovat svaly působící rotaci okolo těchto tří kloubů. Za tímto účelem byly zkoumány všechny tyto svaly, jednalo se zejména o svaly dolních končetin. Těchto svalů je celkem 27 pro pravou a stejný počet pro levou polovinu lidského těla. Pro snížení počtu modelů svalů byly svaly rozříděny dle polohy na těle, působení na klouby, pozice úponů a typu působení.



Obr. 8.22 Symbolika pro třídění svalů dle jejich vlastností

Upnutí a tvar svalu byl získán z obrazových částí a z popisů dostupných v anatomické literatuře [74]. Rozdělení podle polohy svalu nebo jeho části ve směru výšky člověka zobrazuje obr. 8.22 vlevo a uprostřed. Každému svalu byly přiděleny dva kódy označující polohu jeho úponů na noze. Úpon v blízkosti hlezenního kloubu 1, kolenního 2, kyčelního 3. Připojení nad kloubem S, pod kloubem I. Upnutí na přední straně je V, na zadní D, na vnější L a na vnitřní M.

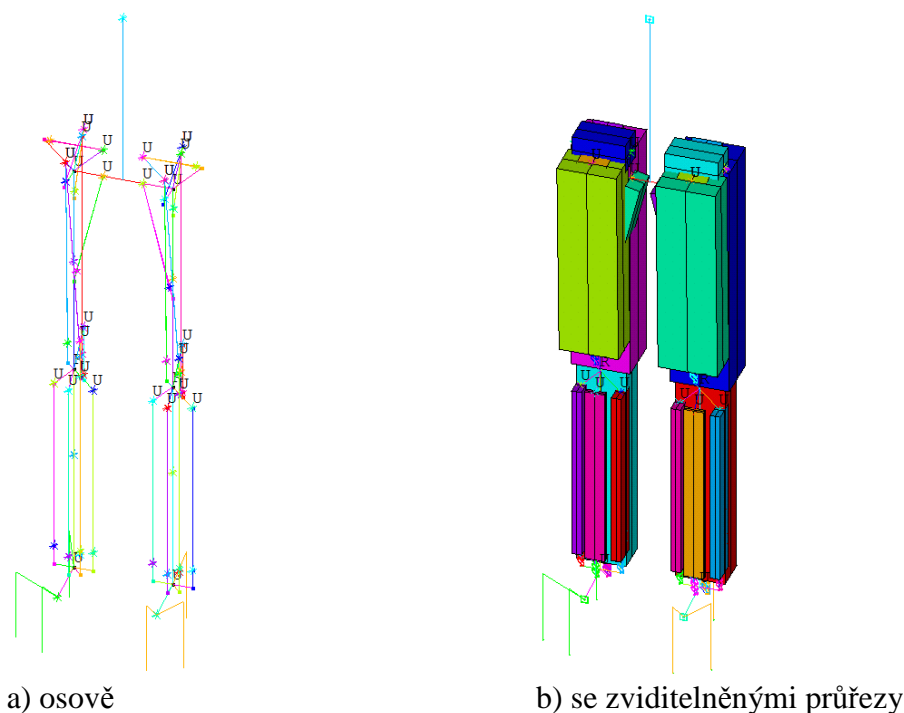
Svaly byly rozlišeny ještě podle dvou typů působení. První, kdy působí sval kolem jednoho kloubu a ovlivňuje mechaniku pouze dvou segmentů a druhý, kdy působí sval kolem dvou kloubů a ovlivňuje mechaniku celkem tří segmentů

Po rozřídění všech dvaceti sedmi uvažovaných svalů byly sloučeny ty svaly, které se shodují v poloze úponů a typu působení, tedy působí spolu paralelně. Tím vzniklo celkem 13 skupin svalů, kterým odpovídá i 13 modelů svalů pro jednu polovinu těla. Celkem na levé i pravé noze je v bipedálním biomechanickém modelu tedy 26 modelů svalů. Skupiny svalů modelu, jejich typ a kódový popis jejich upnutí na model lidského těla je vypsán v tabulce 8.6. Spolu s nimi jsou v tabulce popsány i vstupní parametry jednotlivých svalů odvozených v následující kapitole.

V programu ANSYS jsou modely skupin svalů připojeny kloubově k ramenům svalu a vytvářejí silové působení na model ve směru osy modelu svalu. Modely svalů jsou zjednodušeně uvažovány jako nehmotné. Pro každou ze 13 skupin svalů byl naměřen průřez svalu zjednodušeně předpokládaný jako obdélník, každý průřez je tedy popsán dvěma parametry, šířkou a délkou. Tyto rozměry byly opět měřeny na jednom jedinci s podporou obrazové dokumentace v anatomické literatuře [74] pro vytvoření realistického vstupu modelu. Bipedální biomechanický model s osami modelů svalů a rameny svalů zobrazuje obr. 8.23 a), model se zviditelněnými průřezy modelů svalů pak 8.23 b).

Tab. 8.6 Rozdělení svalů do skupin a vstupní parametry Hillova modelu

č.	Skupina svalů/parametr modelu	k_s [N·m ⁻¹]	k_p [N·m ⁻¹]	c_p [N·s·m ⁻¹]
1	I3V-S3V; typ 1	253 651	3869	147
2	I3D-S3D; typ 1	253 651	3869	147
3	S2M-S3M; typ 1	132 364	2019	76,7
4	I3L-S3L; typ 1	283590	4325	164
5	I2V-S3V; typ 2	170 675	2603	98,9
6	I2D-S3D; typ 2	206 247	3146	119
7	I2V-S3D; typ 2	60 876	929	35,3
8	I2D-S2D; typ 1	118 163	1802	68,4
9	I1V-I2V; typ 1	9 003	137	5,21
10	I1D-I2D; typ 1	21 007	320	12,2
11	I1M-I2M; typ 1	23 056	352	13,4
12	I1L-I2L; typ 1	23 056	352	13,4
13	I1D-S2D; typ 2	124 851	1904	72,3



Obr. 8.23 Modely svalů připojené na model skeletu

Parametry Hillova modelu svalu

Hillův model v použité zjednodušené podobě má tři vstupní parametry: tuhost sériového prvku, tuhost paralelního prvku a útlum paralelního prvku. Tyto parametry pro jednotlivé modely skupin svalů byly získány z literatury, kde jsou stanovovány na základě fyzického pohybu testovaných osob či na základě zkoušení jednotlivých svalů získaných od dárců. Tyto informace, spolu se znalostí geometrie svalů z literatury či vlastního měření a uplatněním principů mechaniky, zejména pružnosti, sloužily ke stanovení vstupních parametrů Hillova modelu, jak je popsáno níže.

Sériový prvek - předpokladem je, že funkcí a mechanickými vlastnostmi odpovídá šlachám a aponeurózám [84]. Modul pružnosti materiálu šlarchy se výrazně neliší u jednotlivých šlach kosterních svalů [81] a je také málo ovlivněn věkem jedinců [82]. V [81] jsou mechanicky testovány Achillovy šlachy od dárců různého stáří, testovanými parametry jsou: mezní napětí při porušení, mezní deformace a modul pružnosti. Tyto veličiny jsou testovány pro 2 různé rychlosti deformace. Pro použití v biomechanickém modelu chůze byla vybrána vyšší rychlost deformace $10 \% s^{-1}$, která více odpovídá chůzi [81]. Střední hodnota modulu pružnosti šlarchy byla v tomto případě 822 MPa, směrodatná odchylka pak 211 MPa [81].

Pro určení tuhosti sériového prvku je nutné ještě doplnit průřez a délku příslušné šlarchy. V [83] je zkoumáno maximální napětí Achillovy šlarchy v tahu na skupině pacientů. Za tímto účelem byl magnetickou rezonancí určován průřez šlarchy v nejužším místě. Tento průřez byl pro skupinu mladších pacientů stanoven na $(46,0 \pm 1,9 \text{ mm}^2; p < 0,01)$ [83].

Pro výpočet tuhosti sériových prvků ostatních svalů byl předpokládán stejný poměr plochy svalu k ploše šlarchy, jako pro svaly zadní strany bérce, které jsou připojeny Achillovou šlachou. Jednotlivé plochy a rozměry svalů byly přibližně stanoveny vlastním měřením, z vnějších rozměrů končetiny, viz předchozí kapitola.

Celková délka biomechanického modelu svalu přibližně odpovídá délce soustavy sval - šlacha. Pro svaly dolních končetin je zjednodušeně předpokládán poměr délky šlachy k celkové délce soustavy 1:2. Tento poměr byl odhadnut na základě vizualizací svalů a šlach dostupných v anatomické literatuře [74]. Na základě tohoto poměru lze přibližně stanovit délku šlach jednotlivých skupin svalů a vyčíslit tak tuhosti sériových prvků ze vztahu (8.27) pro osovou tuhost prutu.

$$k_s = \frac{EA}{l} \quad (8.27)$$

Tuhost paralelní pružiny a útlum paralelně působícího tlumiče modelu odpovídá vlivu tkání zvaných epimysium, perimysium a endomysium. Tyto tkáně obklopují svalová vlákna a celý povrch svalu [84]. Hodnoty tuhosti a útlumu jsou přepočteny z parametrů modelu svalu, uvedeném v [84]. Zjednodušeně je uvažována pouze lineární část elastického paralelního prvku bez počáteční exponenciální fáze. Hodnoty byly přepočteny pro jednotlivé svaly modelu chodce na základě poměru průřezových ploch svalu a délek svalu, kde závislost parametrů na ploše a délce je uvažována stejně jako ve vztahu (8.27). Délka svalu je zjednodušeně uvažována jako 1/2 délky celé soustavy modelu svalu.

Parametry paralelních prvků dle [84]:

konstanta tuhosti:

$$k_m = 6770 \text{ N} \cdot \text{m}^{-1}$$

konstanta útlumu:

$$B_m = 257,1 \text{ N} \cdot \text{s} \cdot \text{m}^{-1}$$

průřezová plocha svalu (stanovená z hmotnosti svalu, při uvažované hustotě $1100 \text{ kg} \cdot \text{m}^{-3}$):

$$A_m = 9,006 \cdot 10^{-3} \text{ m}^2$$

délka svalu:

$$l_{ms} = 0,0959 \text{ m}$$

Vypočtené parametry pro modely skupin svalů jsou uvedeny v tabulce 7.9. Cílem výpočtů v této kapitole bylo získat alespoň přibližné hodnoty parametrů pro vývoj biomechanického modelu, které nebudou zásadním způsobem odchýlené od skutečných hodnot. V případě větší citlivosti analýz na některý z těchto parametrů bude tento parametr doporučen ke zpřesnění a statistickému definování.

Teoretické principy chůze

V této kapitole jsou zformulovány základní myšlenky o chůzi člověka pro návrh řízení bipedálního biomechanického modelu chodce, tak aby bylo možné postihnout systém „člověk a konstrukce“ co nejpřesněji, avšak za použití co nejjednoduššího modelu.

Smyslem je co nejvíce zúžit možné způsoby chůze, které jsou velmi rozmanité a těžko predikovatelné, a tím zjednodušit modelování chodce a snížit nejistoty modelovaného systému. Zúžení je provedeno na základě předpokladů z mechaniky a kinematiky pohybu hmot chodce.

Základní předpoklady o chůzi:

Chůzí je myšlen dopředný pohyb člověka na dvou nohách v přibližně vzpřímeném postoji, kdy alespoň jedna noha je v kontaktu s podkladem. Je předpokládán pohyb nižší rychlostí, ne běh. Cílem pohybu je doprava člověka do určitého cíle, při které prochází přes konstrukci přibližně nejkratší možnou cestou. Rychlost pohybu se v čase příliš nemění. Chodec jde po vodorovném podkladu za bezvětří, podklad je bez nerovností.

Tvrzení o chůzi:

O takto definovaném pohybu vyslovíme další tvrzení, jejichž platnost je zřejmá, popř. jsou podpořena důkazem.

- Předpokládáme alespoň jednu nohu v kontaktu s podkladem, proto musí mít chůze dvě rozdílné fáze:

Fáze č. 1, kdy je právě jedna noha v kontaktu s podkladem. Fáze nastává při přesouvání nohy, viz dále.

Fáze č. 2, kdy jsou právě obě nohy v kontaktu s podkladem. Fáze nastává při výměně stojných nohou.

- Právě jedna noha musí být v určité fázi chůze přesunuta dopředu, tato noha proto musí být odlehčena, sunutí nohy (šoupání nohama) nepředpokládáme. Způsob, jakým je realizováno odlehčení, bude popsán dále.

Důkaz: změna polohy nohou bez tření s podkladem je možná jen při odlehčení. Nohy a tělo tvoří celek, aby se mohl člověk pohybovat, musí nohy měnit svou polohu. Nohy se musí střídát, nemůže se pohybovat dopředu pouze jedna a druhá setrvávat stále na místě.

Model lidského trupu

Trup je zjednodušeně uvažován spolu s pažemi, krkem a hlavou jako jedno dokonale tuhé těleso. Vliv deformace trupu na chůzi byl tedy zanedbán.

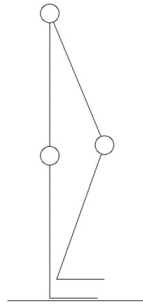
Způsoby odlehčení nohy

Pro přesun jedné nohy je potřebné její odlehčení. Toto odlehčení lze realizovat právě dvěma způsoby nebo jejich kombinací. Uvažujeme odlehčení nohy u člověka stojícího vzpřímeně s nohama u sebe. Úhel rozkročení je obvykle malý, proto si dovolíme toto zjednodušení.

- Nadzvednutí nohy se zrychlením stejným nebo vyšším než je zrychlení pohybu padajícího těla právě v působišti této nohy a svislém směru.
- Přesun těžiště v přibližně vodorovném směru tak, aby došlo k přerozdělení kontaktních sil a odlehčení nohy. K přerozdělení kontaktních sil může také dojít jakýmkoliv silovým nebo momentovým působením na tělo chodce.

a) Odlehčení nohy nadzvednutím

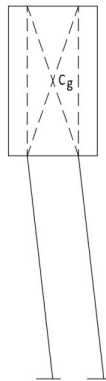
Ohnutí v koleni a rotace v kyčli a hleznu, noha je uvažována jako systém 3 kloubů, všechny klouby v tomto případě rotují, obr. 8.24.



Obr. 8.24 Nadzvednutí nohy rotací v kloubech

b) Odlehčení nohy přesunutím těžiště

Bočním posunem pánve, obr. 8.25. Těžiště se dostává nad stojnou nohu a ta přenáší veškerá zatížení. Přesun těžiště bočním náklonem trupu neuvažujeme. Z praktického hlediska je pro chůzi potřeba odlehčení nohy na určitou časovou dobu.



Obr. 8.25 Přesun těla bez přetvoření trupu

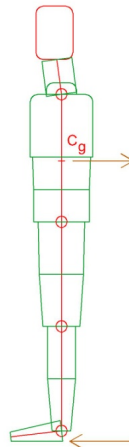
Energie při chůzi

- Metabolická energie, která prostřednictvím svalů zajišťuje pohyb chodce
- Jednou propulzí udělená kinetická energie může zůstat v systému tím, že přechází do dalšího cyklu chůze, např. potenciální energie hmot těla či energie akumulovaná v pružných částech svalu, zejména šlachách [85].

- Ztráta energie disipací: odpory spojené s kinematikou skeletu, tření v kloubech, svalech a další disipace energie.
- Část energie je pohlcena při brzdění svalem. Nedochozí ke znovuobnovení této energie. Energie pohlcená kontrakční částí svalu se nemůže zpět vrátit do systému.

Hnací (odrazná) síla

- Vodorovná síla působící na úrovni kontaktní plochy chodidla.
- Přenos síly je třením na kontaktní ploše.
- Zrychlením hmoty člověka pomocí propulze nohou vzniká klopící moment, v důsledku určité výšky hmoty těla nad podkladem, kde působí hnací síla, obr. 8.26.



Obr. 8.26 Klopící moment hnacích a setrvačných sil

Přenos momentových působení na lidské tělo do podkladu

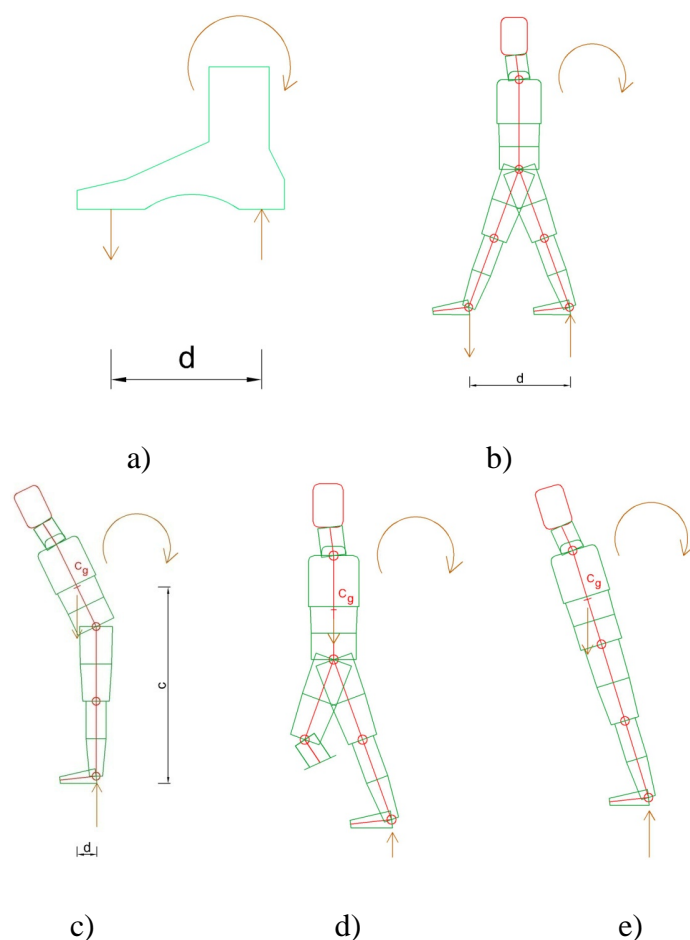
Lidské tělo uvažované jako jedno tuhé těleso má 6 stupňů volnosti v prostoru. Na takto uvažované lidské tělo mohou působit momenty kolem tří os, např. svislé, příčné (kolmé na směr chůze) a podélné (ve směru chůze).

a) Moment působící ve svislé a podélné rovině, tedy kolem příčné osy

Tento moment, způsobený například propulsí, může být vyrovnán, při přijetí určitého zjednodušení, dvojicí sil na rameni d , obr. 8.27 a) až e).

- Přenos chodidlem (pata, prsty a jejich klouby)
- Rozkročením nohou (podélným)
- Excentricitou tíhy chodce proti reakční síle podkladu, excentricita může vzniknout náklonem trupu nebo sklonem nohy (nohou), obecně pootočením v kloubech nohou. Popřípadě kombinací všech způsobů.

Nebo také kombinace všech 3 výše uvedených způsobů.



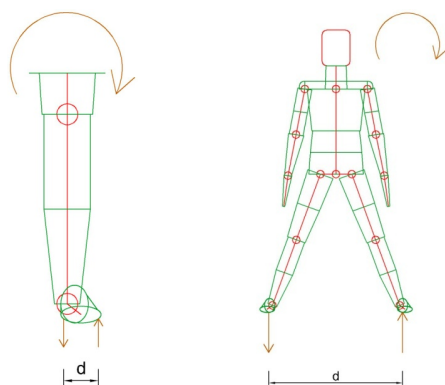
Obr. 8.27 Způsoby vyrovnávání klopícího momentu kolem příčné osy

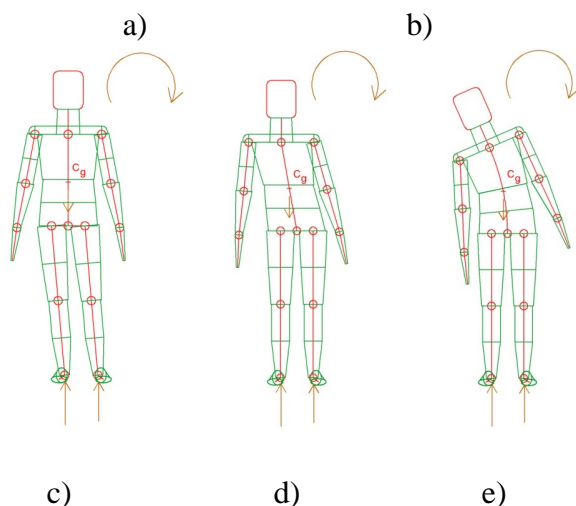
b) Moment působící ve svislé a příčné rovině, tedy kolem podélné osy

Uvažována je dvojice sil na rameni d pro vyrovnání tohoto momentu, obr. 8.28 a) až e).

- Přenos chodidlem (boční okraje chodidla)
- Rozkročením nohou (příčným)
- Excentricitou tíhy chodce proti reakční síle podkladu, excentricita může vzniknout náklonem trupu, sklonem nohou, obecně pootočením v kloubech nohou. Popřípadě kombinací všech způsobů.

Nebo také kombinace všech 3 výše uvedených způsobů.





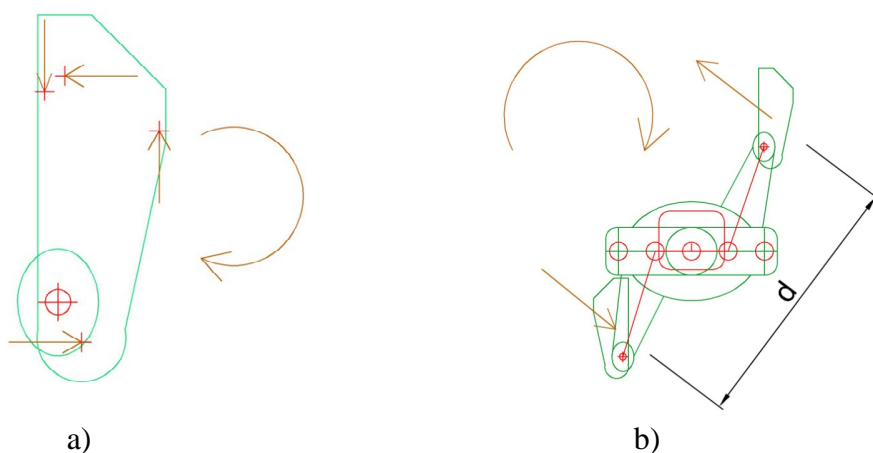
Obr. 8.28 Způsoby vyrovnávání klopícího momentu kolem podélné osy

c) Moment okolo svislé osy

Moment dvojice sil na rameni d , obr. 8.29 a) b).

- Přenos chodidlem (boční okraje chodidla, pata, prsty a jejich klouby - určitá kombinace všech 4 přenosových bodů, alespoň 2 body musí být v kontaktu)
- Rozkročením nohou do vzdálenosti d od sebe.

Nebo kombinací obou způsobů.



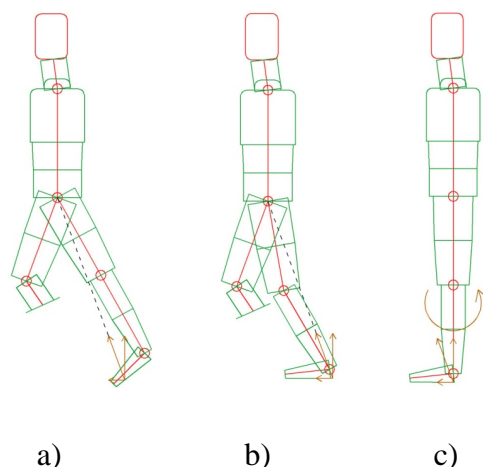
Obr. 8.29 Způsoby vyrovnávání momentu kolem svislé osy

Způsoby vytvoření hnací síly

Hnací sílu lze vytvořit více kinematically přípustnými způsoby. Všechny způsoby umožňují změnu délky a konání práce určitých svalů a tím dodávání energie do systému. Obecně jsou možné dva základní způsoby, a to působením síly v ose nohy, která musí být skloněna pro vytvoření vodorovné složky síly. Nebo rotací nohy, čímž vzniká přímo vodorovná složka i bez sklonu nohy, obr. 8.30 a) b) c). Možné způsoby tedy jsou:

- Odrazem chodidla pomocí lýtkového svalu, při skloněné noze.
- Odrazem napřímením nohy propnuté v kolenu, noha musí být skloněná.
- Pomocí rotace nohy nad chodidlem, noha nemusí být skloněná, může být i svislá.

nebo kombinací všech 3 zmíněných způsobů.



Obr. 8.30 Možné způsoby vytvoření hnací síly chodce

Řízení lidské chůze:

Cílem této části práce je prozkoumat řízení lidské chůze a navrhnout řídicí algoritmy, které zaručí pohyb v souladu s předchozími předpoklady. Cílem je připravit algoritmy vytvořené lidskými konstrukčními úvahami pro pozdější srovnání se skutečným řízením tak, jak jej navrhla příroda.

Úvahy o řízení lidské chůze:

- Snahou chodce je udržet zvolený směr, resp. trajektorii chůze.
- Snahou chodce je udržet zvolenou rychlost chůze
- Snahou je zachovat stabilitu chodce, udržet vzpřímený postoj, zabránit překlpení (předozadnímu, bočnímu), zabránit uklouznutí (využít, zachovat popř. maximalizovat rezervu adheze), obecně zachovat polohu lidského těla pro realizaci chůze.
- Snahou je minimalizovat množství energie potřebné k udržení chůze. Předpokladem je, že člověk hospodaří s omezenou zásobou metabolické energie, snaží se ji tedy využít co nejefektivněji.
- Snahou je omezení rázů a vibrační pohybu těla při chůzi pro minimalizování opotřebení kloubů, kostí, atd. a veškerých negativních účinků na lidské tělo.
- Řídicí algoritmus by měl být co nejjednodušší a robustní. Měl by pokrývat všechny reálné situace.

Všechny úvahy o pohybu lidského těla předpokládají typické, pravděpodobné chování, nicméně lidský mozek představuje komplikovaný a těžko předvídatelný systém. Nelze proto považovat žádné tvrzení o lidské chůzi za dogma. Jediný způsob jak tento pohyb alespoň částečně determinovat, je svázat jej do oblasti pevně ohraničené fyzikálními zákony.

8.2.2 Pohyb modelu a jeho řízení

Cílem je vyvinout bipedální biomechanický model tak, aby se pohyboval při simulaci po tuhém či vibrujícím podkladu, pokud možno, jako skutečný člověk a jeho pohyb byl řízen a poháněn pouze silami modelů svalů. Takto fungující model by měl zpřesnit a zkvalitnit analýzu konstrukce zatížené chodci.

V této kapitole je popsán použitý postup pro nalezení funkcí pro kontrakční síly modelů svalů. V dalších etapách vývoje modelu by tyto funkce mohly být během simulace obměňovány v závislosti na změně způsobu chůze vyvolané vnějšími podněty, např. nadměrnými vibracemi, atd.

Pro nalezení sil modelů svalů byl vyvinut postup, který se skládá ze dvou částí:

I. Nejprve je simulován pohyb při chůzi biomechanického modelu člověka. Tento pohyb je nucený pomocí zadaných přemístění na vybraných uzlech biomechanického modelu. Tato přemístění jednoznačně určují polohu modelu v prostoru, tedy v této simulaci není řešen kontakt s podkladem a model lidského těla je myšleně veden jako loutka.

Uzly a části těla pro zadané přemístění jsou vybrány tak, aby se jednalo o hlavní body lidského těla, jejichž pohyb lze snadno měřit při případném experimentálním ověřování. Pro co nejjednodušší popis byla snaha uplatnit jen nezbytný počet sledovaných stupňů volnosti.

Vyvíjený bipedální biomechanický model má celkem 16 stupňů volnosti v prostoru, uvažujeme-li pouze skeletální část modelu bez modelů svalů. Zadaná přemístění byla zvolena takto:

Segment pravého a levého chodidla, Segment chodidla má odebrány tyto stupně volnosti: posunutí ve svislém směru, posunutí ve směru chůze a posunutí v příčném směru chůze. Dále pak trojici pootočení chodidla. Celkem je tedy každému chodidlu odebráno všech šest stupňů volnosti v prostoru.

Pootočení chodidla v prostoru je definováno pomocí tzv. Tait - Bryanových úhlů, které jsou obdobou známějších Eulerových úhlů. Rozdíl mezi nimi spočívá v pořadí rotace okolo jednotlivých os. Tait - Bryanovy úhly jsou využívány v letectví a jeví se jako vhodné pro definování polohy chodidla. Předpokladem jsou tři vzájemně kolmé osy s počátkem v hlezenním kloubu, kdy jedna osa je svislá, druhá je podélná ve směru chůze a třetí příčná je pak kolmá na obě. Osy poté rotují s tělesem chodidla v pořadí jednotlivých pootočení.

První pootočení je okolo svislé osy a udává směr (azimut) podélné osy chodidla. Druhé pootočení je pak okolo příčné osy chodidla a udává sklon plosky chodidla vzhledem k podkladu. Poslední pootočení je okolo podélné osy chodidla a určuje náklon v příčném směru.

Střed pánve, zde jsou definována dvě posunutí v podélném směru, tedy ve směru chůze a v příčném směru pro uzel, který je součástí segmentu trupu a nachází se uprostřed mezi kyčelními klouby.

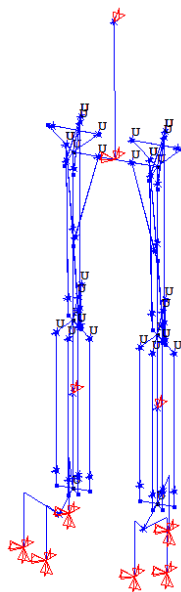
Sklon trupu, v tomto případě je zadáno pootočení trupu kolem příčné osy vzhledem ke směru chůze. Nulový úhel je pro svislý trup, kladné pootočení posouvá hlavu před pánev.

Sklon bérců, stejným způsobem jako v případě sklonu trupu je definován sklon pravého a levého bérce okolo příčné osy. Sklony bérců slouží ke kontrole svislého pohybu kyčelních kloubů pomocí ovládnutí mechanismu nohou se třemi klouby.

Zadaná přemístění odebírají modelu celkem 17 stupňů volnosti, systém je tedy jeden krát staticky neurčitý. Tato statická neurčitost je dána nadbytečností podpor pro rotaci kolem svislé osy chodidla, prakticky se však neuplatní, vzhledem k tomu, že je uvažována pouze přímá chůze bez otáčení celého modelu nebo chodidel kolem svislé osy.

Pro jednodušší zadávání 17 parametrů do modelu, jsou výše popsané parametry transformovány na celkem 23 parametrů, které předepisují pouze posunutí, 6 nadbytečných parametrů je se zbylými provázáno rovnicemi a jsou použity pro definování polohy chodidla pomocí předepsaných posunutí kontaktních uzlů chodidla ve všech třech směrech. Chodidlo má 3 kontaktní uzly, tedy poloha každého chodidla je popsána 9 parametry, z nichž pouze 6 je nezávislých.

Sklony bérců jsou definovány posunutím uzlů bérce s hmotovými prvky ve směru chůze. Posunutí ve středu pánve zůstávají beze změny, sklon trupu je v modelu definován posunutím uzlu s hmotovým prvkem trupu ve směru chůze, obr. 8.31 zobrazuje biomechanický model se zadanými posunutími v celkem 23 stupních volnosti.



Obr. 8.31 Aplikace předepsaných posunutí na biomechanický model

Pro simulaci pohybu chůze modelu je tedy potřeba 17 časově závislých funkcí definujících jeho pohyb. Tyto funkce lze získat:

- a) Experimentálním měřením pohybu skutečného chodce.
- b) Odvozením funkcí na základě úvah o mechanice chůze, s využitím principů odvozených v kapitole Teoretické principy chůze.

V této práci je použit přístup b), který byl ověřován pomocí kontroly pohybu modelu ve vizualizovaných simulacích, kde byl alespoň zjednodušeně intuitivně srovnáván se skutečnou chůzí. Odvození funkcí pro pohyb modelu je popsáno v následující kapitole.

Po provedení simulace se zadanými posunutími je získán relativní posun modelů svalů, tedy vzájemný pohyb dvou upínacích uzlů modelu svalu. Simulace tak slouží ke kinematickému výpočtu a převádí známá přemístění částí těla na relativní posun modelů svalů, jedná se o nelineární výpočet modelu s kinematickými vazbami.

II. Metoda pro nalezení kontrakčních sil modelů svalů pokračuje druhou částí, ve které je opět simulován pohyb chodce na tuhém nevibrujícím podkladu. Tentokrát však model chodce není veden zadanými posunutími, je řešen kontaktní problém mezi modely chodidel a podkladem a v modelu je aplikováno zatížení tíhovým zrychlením.

V této simulaci jsou hledány kontrakční síly svalových modelů pomocí principu zpětné vazby, („feed-back“), kdy relativní posunutí modelů svalů z předchozí simulace slouží jako vzor, který se snaží simulace splnit a tím dosáhnout pohybu stejného jako v simulaci dle odstavce I. V závislosti na míře nesplnění relativních pohybů modelů svalů algoritmus zpětné vazby provádí korekci kontrakčních sil modelu. Použité algoritmy zpětné vazby budou popsány v následujících kapitolách pro konkrétní výpočty.

Kontrakční síly ve skutečných svalech vyvíjejí pouze tah, při simulaci by tedy měl být tlak v modelech svalů vyloučen. Působení jednotlivých skutečných svalů, stejně tak modelů svalů na lidské tělo, je obecně nadbytečné. Například momentový účinek na určitou část těla může být vytvořen současně více svaly a síly v modelech svalů jsou staticky neurčitě. V modelu je poměr jednotlivých sil dán nastavením zisku jednotlivých algoritmů pro zpětnou vazbu. Toto nastavení je subjektivním parametrem a obecně neodpovídá skutečnému poměru sil. Předpokládáme-li, že tento poměr neznáme, mohly by být tyto parametry obměňovány pro zjištění vlivu na výpočet odezvy konstrukce. V případě relevantní citlivosti by měl být tento poměr ještě dále experimentálně a teoreticky zkoumáno.

Nucené vedení biomechanického modelu předepsanými posunutími - „vedení loutky“ - odvození funkcí pro vedení

Pro modelování jednotlivých periodických pohybů jsou uvažovány převážně harmonické funkce. Funkce pohybu jsou obecně voleny tak, aby byly vždy hladké, tedy aby rychlost byla spojitá a zrychlení nebylo nekonečné. Funkce zahrnují i zahájení pohybu chodce z nehybné stojící polohy, po které přichází periodický pohyb. Tělo je v biomechanickém modelu předpokládáno jako dokonale tuhé. Jediná flexibilita je ve volnosti kloubů a poddajnosti modelu svalu. Model je popsán sadou parametrů, pomocí nichž je definováno 17 časových funkcí pro pohyb modelu:

Chodidlo

- 1. Svislé zvedání**
 - a. pravá noha**
 - b. levá noha**
- 2. Vodorovné podélné posunutí**
 - a. pravá noha**
 - b. levá noha**
- 3. Pootočení kolem příčné osy**
 - a. pravá noha**
 - b. levá noha**

Pánev

- 3. Vodorovné příčné posunutí**
- 4. Vodorovné podélné posunutí**

Bérec

- 5. Sklon**
 - a. pravá noha**
 - b. levá noha**

Odvozeno je celkem 10 funkcí definujících pohyb chodce, zbylých 7 funkcí jsou nulové funkce. Jako nulové funkce jsou předpokládány vodorovné příčné posunutí chodidel, v důsledku uvažování konstantní šíře chůze a přímé chůze. Další nulové funkce jsou příčné náklony chodidla, tedy rotace chodidla kolem podélné osy, tyto náklony chodidla v anatomii zvané pronace a supinace ve studiích neuvažujeme, předpokládáme, že chodidlo dosedá na podklad celou šířkou.

Dále jsou také nulové rotace obou chodidel kolem svislé osy v důsledku předpokladu přímé chůze. Poslední nulovou funkcí je sklon trupu, který uvažujeme zjednodušeně po celou dobu chůze svislý.

Pro následné odvození jednotlivých funkcí platí několik společných principů:

- Funkce jsou periodické s výjimkou počáteční části, kdy model chodce mění stav ze stání na chůzi. Odlišnost počátku se projevuje jen na některých funkcích.
- Vzhledem ke střídání pohybu jednotlivých nohou a symetrii biomechanického modelu, vycházející z přibližné symetrie lidského těla, jsou funkce pro pravou a levou nohu v periodických úsecích shodné s příslušným vzájemným fázovým posunem. V odvozeních je proto uvedena funkce vždy jen pro jednu nohu.
- Jednotlivé funkce jsou výsledkem složení více různých funkcí.
- Funkce pohybu jsou kontrolovány pojmenovanými vstupními parametry, pro které je v následujících odstavcích uvedena i typická hodnota používaná ve studiích.
- Parametry jsou získány odhadem a pozorováním skutečné chůze, popř. rozfázováním pohybu chodce, kdy jsou měřeny parametry pohybu na zastaveném těle v určité poloze (fázi chůze).

1. Svislé zvedání chodidla

Je použita složená funkce cosinus (jde o cosinus s argumentem opět cosinus), noha je zvednuta, poté setrvává v určité konstantní výšce a poté je opět spuštěna. Poté zůstává dole (zvedá se druhá noha), obr. 8.32. Důvodem pro složenou funkci je stav napřímení trojkloubového mechanismu nohy, který by vedl při zvedání funkcí cosinus k nehladkému pootočení bérce.

Parametry pro svislé zvedání chodidla

Dvojnásobek periody kroku

$$T_r = 1,0 \text{ s}$$

Doba zvedání/klesání nohy

$$t_{lift} = 0,2 \text{ s}$$

Doba, po kterou je noha zvednuta ve výšce *lift*.

$$t_{airborne} = 0,2 \text{ s}$$

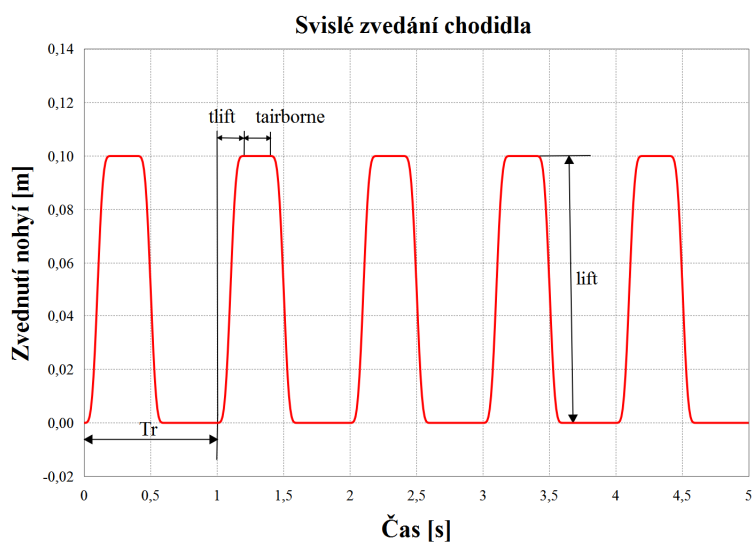
Výška, do které je zvedána noha

$$lift = 0,1 \text{ m}$$

Časový posun celé funkce (pravá a levá noha)

$$td1R=0$$

$$td1L = -T_r / 2$$



Obr. 8.32 Svislé zvedání chodidla - pravá noha

2. Vodorovné podélné posunutí chodidla

Je použita kombinace lineární funkce a funkce cosinus, noha se posouvá vpřed dle lineární funkce, tedy konstantní rychlostí, na začátku a na konci pohybu je pak použita funkce cosinus pro hladké zrychlení a zpomalení chodidla. Poté co je noha posunuta vpřed, setrvává na místě (posouvá se druhá noha). Posouvá se o dvojnásobek kroku s výjimkou počátku chůze pravé nohy, která vykročí o délku jen jednoho kroku, obr. 8.33.

Parametry pro vodorovné podélné posunutí chodidla

Doba čekání (setrvání na místě) $t_{wait} > Tr/2$ s rezervou a zároveň menší než Tr

$$t_{wait} = 0,44 \text{ s}$$

Délka kroku

$$Step_longitudinal = 0,55 \text{ m}$$

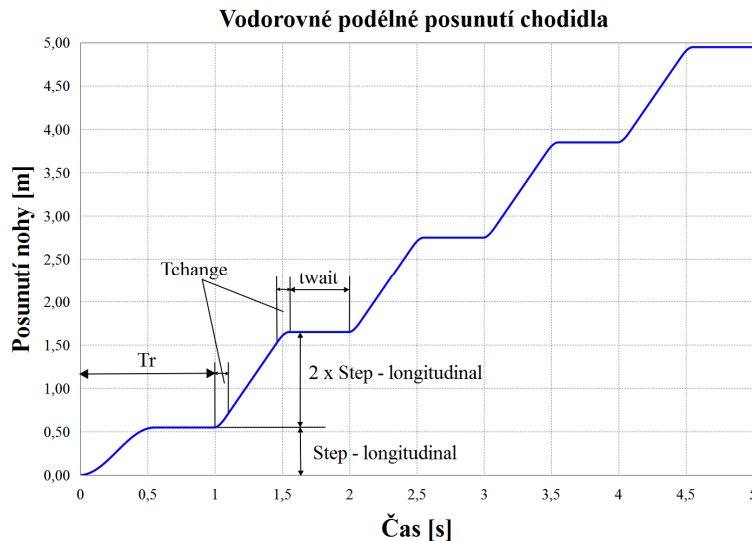
Časová doba, po kterou je funkce posunutí goniometrická, čas kdy dochází ke změně funkcí od počátku, respektive od konce pohybu chodidla

$$T_{change} = 0,1 \text{ s}$$

Časový posun celé funkce (pravá a levá noha)

$$td2R = 0$$

$$td2L = -Tr / 2$$



Obr. 8.33 Vodorovné podélné posunutí chodidla - pravá noha

3. Vodorovné příčné posunutí pánve

Jako funkce pohybu je použita parabola druhého stupně, jejíž druhá derivace podle času je konstanta a odpovídá tak přibližně střídavě konstantnímu charakteru příčných reakčních sil chodce [1], kap. 2.1.1.1. Pánev kmitá do strany pro střídavě odlehčování nohou, obr. 8.34. Jednotlivé fáze odlehčení, kdy chodec je v kontaktu s podkladem jen prostřednictvím jedné nohy, odpovídají kyvům mechanismu podobnému obrácenému kyvadlu, které je tvořeno stojnou nohou a tělesem trupu. Parametr amplitudy příčného kmitání byl pro studie stanoven pro uvažovanou periodu kroku výpočtem mechanismu, který vykoná kyv v příčném směru s hledanou amplitudou právě za dobu požadované periody. Pro studie i výpočet amplitudy je uvažován trup chodce jako svislý, tedy bez příčného i podélného náklonu.

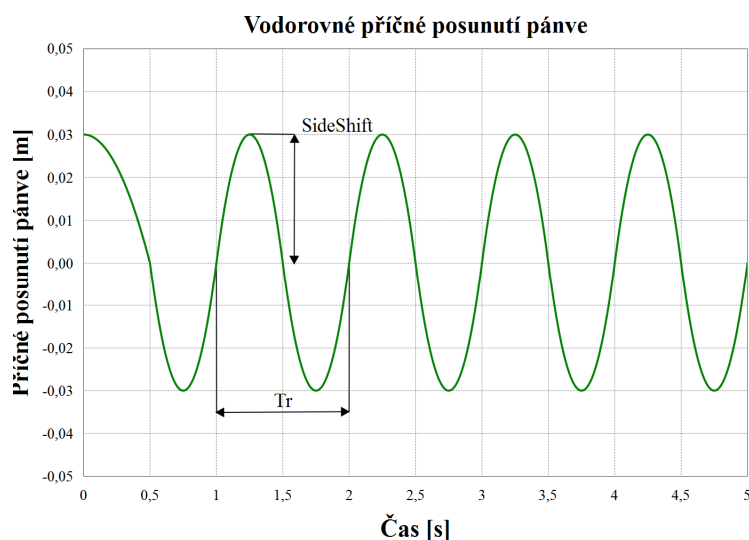
Parametry pro vodorovné příčné posunutí pánve

Amplituda posunutí trupu

$$SideShift = 0,03 \text{ m}$$

Časový posun celé funkce

$$td3 = 0$$



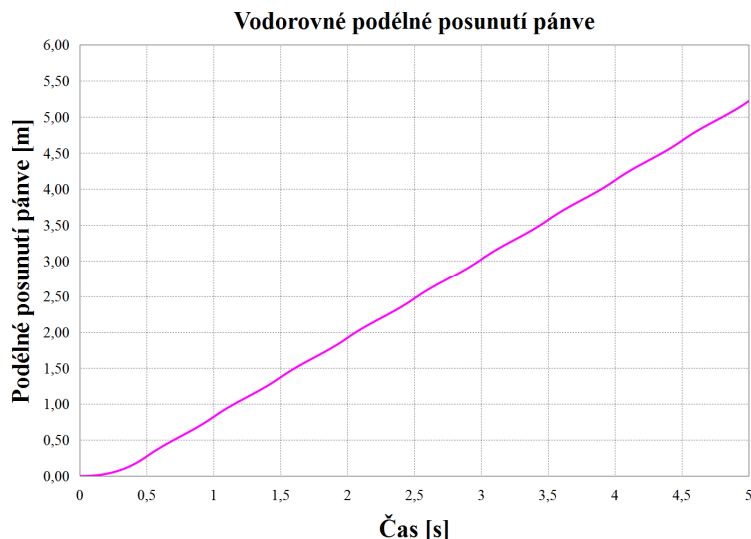
Obr. 8.34 Vodorovné příčné posunutí pánve

4. Vodorovné podélné posunutí pánve

Je předpokládáno, že pánev se bude v podélném směru pohybovat po trajektorii po sobě jdoucích obrácených kyvadel, která budou tvořena střídavě levou a pravou nohou. Zatímco přesouvaná noha nemá kontakt s podkladem, je nadzvednutá, pohyb pánve je určen napřímenou stojnou nohou, kolem jejíhož hlezenního kloubu se noha s trupem otáčí. Předpokládáno je také, že celková energie trupu a nohou se při chůzi nemění a dochází pouze k přeměně kinetické energie pohybu na potenciální energii v tíhovém poli a naopak. Tento způsob chůze se jeví jako energeticky nejefektivnější.

Noha s trupem jsou tedy uvažovány jako obrácené kyvadlo, které vykoná vždy volný kyv v tíhovém poli od jedné výměny stojné nohy ke druhé. Tento pohyb byl pro biomechanický model matematicky popsán a vyřešen a z tohoto řešení byla získána výsledná funkce pro

zadaný vodorovný podélný posun pánve v čase. Jedinými parametry této funkce jsou již dříve popsána perioda kroku a délka kroku. Počátek pohybu je řešen individuálně pro převedení pánve s nulovou rychlostí při stání na rychlost při chůzi. Změny rychlosti pánve v důsledku pohybu kyvadla jsou velmi malé, obr. 8.35.



Obr. 8.35 Vodorovné podélné posunutí pánve

5. Sklon bérce

Funkce pro sklon bérce je získána pro uvažovaný svislý pohyb pánve, který bude dále odvozen. Hledáme příslušnou funkci pootočení bérce, která zajistí propojení kyčelního kloubu s hlezenním kloubem pomocí modelu nohy, uvažovaném jako soustava dvou segmentů - stehna a bérce se třemi klouby. Příčný náklon trupu neuvažujeme, tedy svislá souřadnice pravého a levého kyčelního kloubu je v každém časovém okamžiku shodná.

Pohyb chodidla a tedy i hlezenního kloubu je řízen funkcemi odvozenými v odstavci 1 a 2. Pohyb pánve ve vodorovném příčném směru je popsán v odstavci 3 a v podélném směru pak v odstavci 4.

Myšlený svislý pohyb pánve pro výpočet funkcí sklonu bérce byl uvažován jako součet dvou funkcí. Funkce změkčení a odrazu je přičítána k funkci svislého pohybu pánve odvozené od pohybu obráceného kyvadla. Tuto funkci získáváme z funkce pootočení bérce pro stojnou nohu, počátek chůze (1. perioda) z pootočení levé nohy, standardní krok (2. perioda) z pootočení pravé nohy. Do ostatních period se funkce zkopíruje.

Druhá funkce slouží k zahrnutí vyhlazení pohybu (změkčení) a odrazu do původní funkce pohybu pánve y_{pelvis} . Výsledná funkce je označena y_{result} a pomocná funkce $y_{variation}$.

Funkce $y_{variation}$, která bude přičítána k původní funkci pro úpravu pohybu pánve, obsahuje 5 po sobě jdoucích časových úseků, jejichž názvy jsou zároveň parametry vyjadřující časovou délku intervalu:

1. T_{soft} Hladká funkce složená ze sinu a cosinu, která zajistí hladké navázání na pohyb pánve z předchozí periody a změkčí tak (vyhladí) pohyb v okamžiku přechodu z jednoho obráceného kyvadla na druhé. Začíná na nulové funkční hodnotě, aby po přičtení k funkci svislé souřadnice pánve tato zůstala spojitá. Funkce končí s nulovou 1. derivací.
 2. T_{creep} Konstantní funkce s hodnotou D_{creep} navazující na předchozí funkci. Může být nulová, pak výsledná funkce je rovna původní funkci, nebo záporná, pak je výsledná funkce nižší, noha zůstává pokrčena jako např. příprava k propnutí nohy (odražení se).
 3. T_{cont} Hladká funkce cosinus, která má na začátku i na konci úseku nulovou 1. derivaci a předpokládá se u ní snížení funkční hodnoty oproti hodnotě D_{creep} . Jedná se o pokrčení nohy sloužící jako příprava k odrazu.
 4. Neoznačená konstantní funkce s hodnotou D_{cont} vložená mezi pokrčení nohy a odraz. Délka časového úseku je dána hodnotou ostatních a celkovým časem všech funkcí T_{fin} .
 5. T_{push} Hladká funkce cosinus, opět s nulovými 1. derivacemi na začátku a na konci. Funkce znamená odraz a končí nulovou funkční hodnotou, dochází tedy k nárůstu funkce ze záporné D_{cont} na 0.
- T_{fin} Celkový čas všech pěti funkcí, které začínají na 0 a jdou po sobě. T_{fin} je menší nebo rovno T_{step} , což je perioda kroku.

$$T_{fin} \leq T_{step}$$

V předchozích odstavcích byly definovány parametry posunutí pro konstantní funkce:

D_{creep}

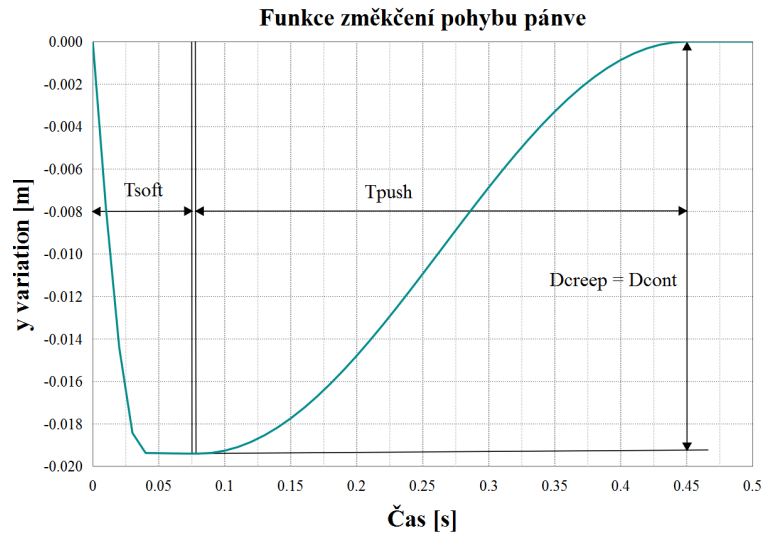
D_{cont}

Sada hodnot používaných parametrů vychází z požadavku na odstranění rázu při přechodu z jedné fáze obráceného kyvadla do druhé, toto změkčení bylo vyzorováno i při skutečné chůzi. Typické délky časových intervalů funkce svislého pohybu pánve jsou:

$$T_{soft} = 0,075 \text{ s}; T_{creep} = 0,001 \text{ s}; T_{cont} = 0,001 \text{ s}; T_{push} = 0,37 \text{ s}; T_{fin} = 0,45 \text{ s}; T_{step} = 0,50 \text{ s};$$

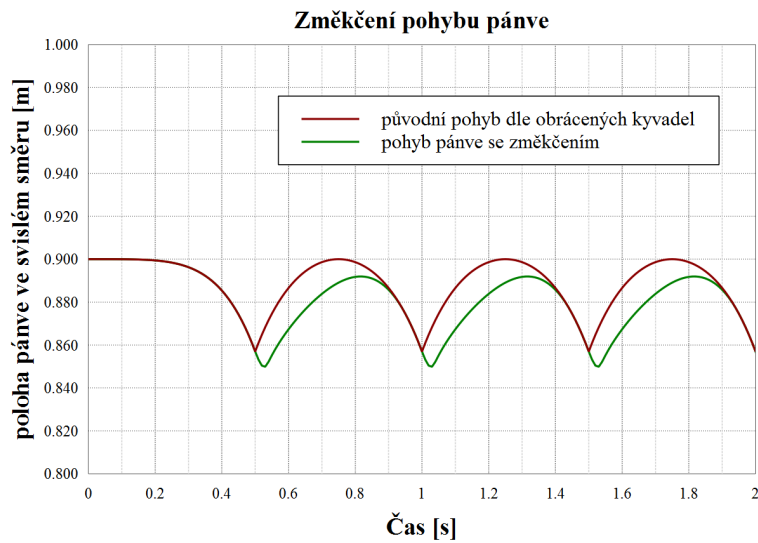
$$D_{creep} = 0,0194 \text{ m}; D_{cont} = 0,0194 \text{ m},$$

Poklesnutá pánev po změkčení je pozvolna vrácena do původní trajektorie obráceného kyvadla, návrat trvá téměř celý zbylý čas periody kroku. Tento způsob nastavení byl zvolen po zkušenostech se simulacemi samostatné chůze, kdy dřívější návrat do původní trajektorie způsoboval nežádoucí odrazy a nadsakování modelu. Funkci změkčení pro používané parametry zobrazuje obr. 8.36.



Obr. 8.36 Funkce $y_{\text{variation}}$ pro změkčení svislého pohybu pánve

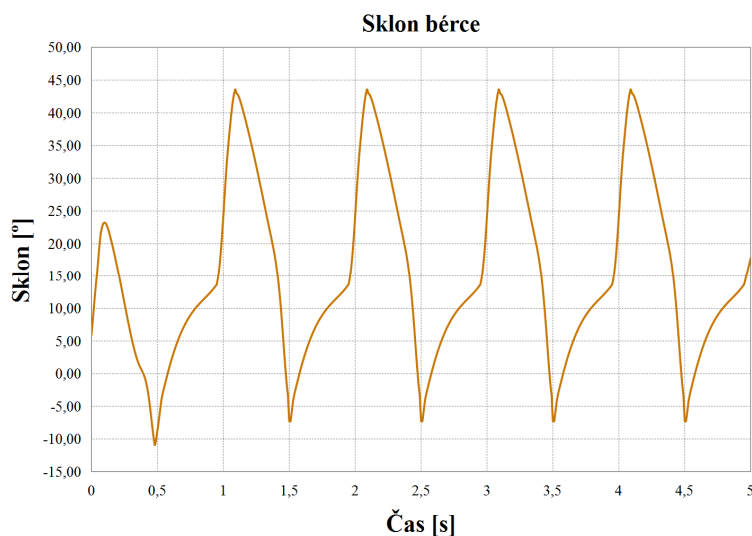
Výsledný svislý pohyb pánve vznikne součtem původní funkce pohybu odvozené od kyvů obrácených kyvadel, tedy pootáčení na stojné noze a změkčující funkce $y_{\text{variation}}$, obr. 8.37.



Obr. 8.37 Srovnání původního svislého pohybu pánve a změkčeného pohybu pánve

Funkce pro sklon bérce odvozená z pohybu pánve a chodidla

Funkce pootočení bérce β , která zajistí požadovaný svislý pohyb kyčelního kloubu, byla odvozena s využitím analytické geometrie, obr. 8.38.



Obr. 8.38 Sklon bérce - pravá noha

6. Pootočení chodidla kolem příčné osy

Pootočení chodidla kolem příčné osy je předepsáno pouze pro zvedanou nohu, chodidlo stojné nohy se předpokládá s nulovým pootočením z důvodu kontaktu s podkladem po celé ploše chodidla.

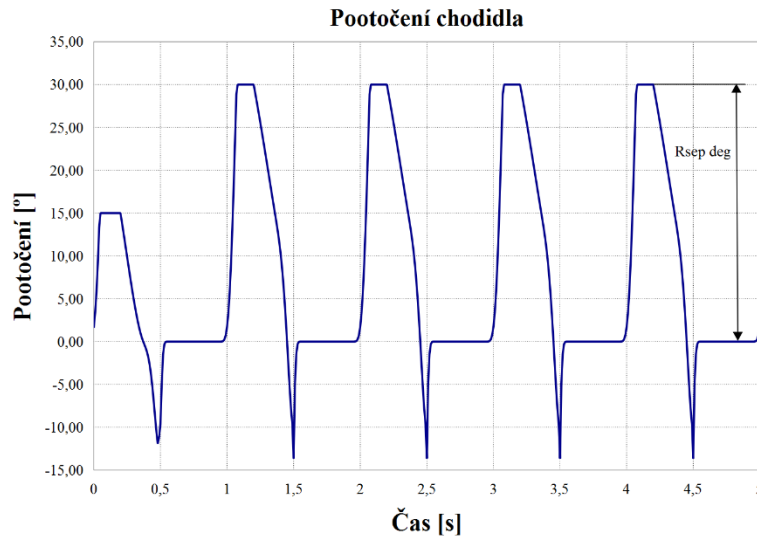
Pootočení slouží jednak k odrazu, čili dodání energie pro chůzi a jednak k zabránění vzniku příliš velkého úhlu mezi chodidlem a bérce, kdy se nadměrně protahují modely svalů a dochází k degeneraci ramene svalu. Toto pootočení odpovídá přibližně i skutečné rotaci chodidla při chůzi.

Při pozici stojné nohy za tělem dochází nejprve ke zvedání paty, zatímco špička zůstává v kontaktu s podkladem, chodidlo rotuje až do určitého zvoleného úhlu. Tento úhel je nadále konstantní až do dokončení zvednutí chodidla pomocí funkce pro svislé zvedání chodidla.

K oddělení špičky od podkladu dochází v okamžiku zastavení rotace chodidla. Po dokončení svislého zvednutí chodidlo rotuje spolu s bérce nohy, která se přesouvá směrem dopředu, přírůstek tohoto pootočení je přičítán k pootočení chodidla vzniklému při zvedání od podkladu.

Když je noha před tělem, dochází ke spouštění nohy, v určitém okamžiku dojde k dotyku paty s podkladem, od tohoto okamžiku chodidlo rotuje okolo paty a tato rotace je řízena svislým pohybem hlezenního kloubu až do úplného dosednutí chodidla celou plochou na podklad.

Modelování této rotace chodidla bylo vynuceno zkušenostmi se simulacemi biomechanického modelu, kdy toto pootočení bylo nezbytné pro zajištění potřebné kinematiky modelů svalů bérce. Výslednou funkci pootočení θ chodidla zobrazuje obr. 8.39



Obr. 8.39 Pootočení chodidla kolem příčné osy - pravá noha

Parametry pro pootočení chodidla

Úhel, při kterém dojde k oddělení špičky od podkladu

$Rsep_deg=30^\circ$

Funkce pro úhel θ na počátku zvedání chodidla dle pootáčení kolem špičky chodidla (platí pro pravou i levou nohu):

$$\theta = \arcsin \frac{y_{tal} + Ly}{\sqrt{Ly^2 + Lz^2}} - \arcsin \frac{Ly}{\sqrt{Ly^2 + Lz^2}} \quad (8.28)$$

Funkce pro úhel θ při spouštění chodidla dle pootáčení kolem paty chodidla (platí pro pravou i levou nohu):

$$\theta = \arcsin \frac{Ly}{\sqrt{Ly^2 + Lzp^2}} - \arcsin \frac{y_{tal} + Ly}{\sqrt{Ly^2 + Lzp^2}} \quad (8.29)$$

kde

y_{tal} funkce pro svislé zvedání chodidla pro pravou nebo levou nohu

parametry Ly , Lz a Lzp jsou vzdálenosti měřené na neskloněném chodidle.

Ly svislá vzdálenost hlezenního kloubu od kontaktních bodů modelu chodidla,

Lz vodorovná podélná vzdálenost hlezenního kloubu a špičky modelu chodidla,

Lzp vodorovná podélná vzdálenost hlezenního kloubu a paty modelu chodidla.

8.2.3 Analýzy a studie modelu

8.2.3.1 Reakce tuhého nevibrujícího podkladu při samostatné chůzi modelu

Reakce podkladu získané simulací chůze s bipedálním biomechanickým modelem byly porovnány s reakcemi zjištěnými experimentálním měřením uvedeným v [1] (Andriacchi et al.). Tyto reakce jsou pro svislý, příčný a podélný směr zobrazeny také v kapitole 2.1.1.1 na obr. 2.1.

Cílem studie je ověřit správnou funkci bipedálního biomechanického modelu a identifikovat jeho klíčové vstupní parametry pomocí srovnání reakčních sil podkladu pro model a pro experiment.

Reakce byly v [1] (Andriacchi et al.) zjištěny měřením kontaktních sil pomocí snímačů umístěných na podkladu, kterými procházelo celkem 17 osob ve věku 22 až 59 let (průměr 28 let) o tíze od 436 N do 1050 N (průměr 757 N). Každý člověk šel po dráze dlouhé 10 m celkem 20 x, třemi různými rychlostmi, normální, rychlou a pomalou chůzí. Podrobnější data však autoři neuvádí.

Biomechanickým modelem byla simulována chůze trvající celkem 5 s, která obsahuje i počáteční přechod z klidného stání do chůze pomocí jednoho kroku. Reakční síly byly získány z kontaktních sil pravé nohy přibližně v čase 3,5 až 4,0 s, kdy je již chůze dostatečně ustálená. Ve studiích bylo uvažováno následující nastavení a předpoklady pro biomechanický model:

$f = 2,0 \text{ Hz}$	frekvence kroku,
$s = 0,55 \text{ m}$	délka kroku,
$v = 1,1 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$	rychlost chůze,
$G = 788 \text{ N}$	tíha modelovaného chodce.

Vstupní parametry modelů svalů odpovídají hodnotám odvozeným v kapitole 7.2.2.1, uvedeným v tabulce 7.9. Pro řízení modelu byl použit princip zpětné vazby „feed-back”.

$t_a = 0,0003 \text{ s}$	krok aktualizace feed-back,
$k_{fb} = 10^6 \text{ N} \cdot \text{m}^{-1}$	zisk kontrakční síly - tuhost relativního nesplnění předepsaných relativních pohybů modelů svalů, platí pro všechny modely,
$c_{fb} = 2 \cdot 10^4 \text{ N} \cdot \text{s} \cdot \text{m}^{-1}$	útlum kontrakčních sil modelů svalů, platí pro všechny modely.

V případě kontrakčních sil modelů svalů byl zjednodušeně uvažován tah i tlak. Základní kinematika nuceného vedení modelu pro přípravu simulace samostatného chození odpovídá funkcím a parametrům popsaným v kapitole 7.2.2.2.

$t_{step} = 0,0003 \text{ s}$	krok numerické integrace výpočtu odezvy,
-------------------------------	--

Do modelu chodce byly přidány pružiny a tlumiče mezi modelem chodidla a zbylou částí modelu těla. Tato přídatná tuhost a útlum chodidla jsou aplikovány ve všech třech směrech, pro každé 3 kontaktní body chodidla. Body se vzhledem k chodidlu pohybují vždy shodně (stupně volnosti jsou provázány). Pružiny a tlumiče slouží ke změkčení a utlumení došlapu chodidla. Zároveň pro svislý směr odpovídají tuhost a útlum nastavení modelu stojícího člověka s jedním stupněm volnosti popsáném v kapitole 2.1.1.3.

V první provedené simulaci byly uvažovány vyšší hodnoty tuhosti a útlumu zaručující pouze plynulou chůzi modelu.

$k_{tread} = 10^6 \text{ N} \cdot \text{m}^{-1}$	tuhost chodidla ve svislém směru,
$c_{tread} = 17880 \text{ N} \cdot \text{s} \cdot \text{m}^{-1}$	útlum chodidla ve svislém směru,
$k_{lateral} = 10^4 \text{ N} \cdot \text{m}^{-1}$	tuhost chodidla v příčném směru,
$c_{lateral} = 1789 \text{ N} \cdot \text{s} \cdot \text{m}^{-1}$	útlum chodidla v příčném směru,
$k_{longitudinal} = 10^4 \text{ N} \cdot \text{m}^{-1}$	tuhost chodidla v podélném směru,
$c_{longitudinal} = 1789 \text{ N} \cdot \text{s} \cdot \text{m}^{-1}$	útlum chodidla v podélném směru.

V případě klidného stání na obou nohách uvedená tuhost ve svislém směru odpovídá netlumené svislé vlastní frekvenci modelu 25,1 Hz a příslušná konstanta tlumení poměrnému útlumu 141 %. Při stání na jedné noze je vlastní frekvence 17,7 Hz a poměrný útlum 100 %. Případ stání na jedné noze a potřeba utlumení modelu při došlapu byly motivací pro návrh těchto parametrů. Nastavení kontaktů je provedeno pro každý jednotlivý uzel z trojice uzlů chodidla těmito hodnotami:

$k_n = 3,333 \cdot 10^6 \text{ N} \cdot \text{m}^{-1}$	normálová tuhost kontaktu,
$k_t = 3,333 \cdot 10^6 \text{ N} \cdot \text{m}^{-1}$	tečná tuhost kontaktu,
$\mu = 0,5$	součinitel smykového tření mezi uzly chodidel a podkladem.

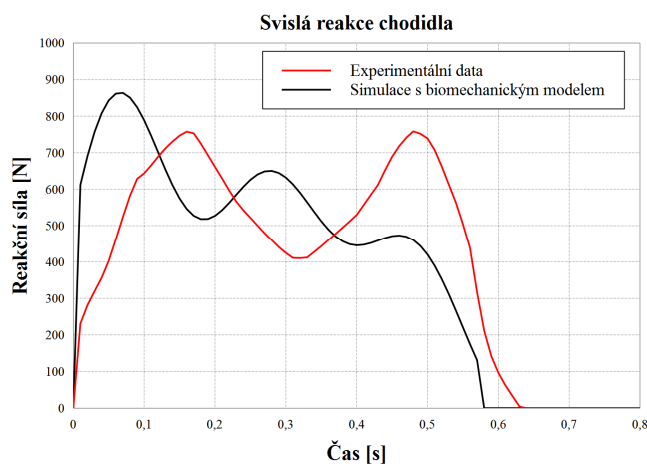
Pro vylepšení stability modelu jsou na trup aplikovány rotační podpory, které zabraňují rotaci kolem všech tří os. Modely svalů 9 až 12, které rotují s chodidlem, jsou vedeny pomocí tuhých aktuátorů, které jim předepisují relativní posunutí. Tato úprava byla vytvořena pro dosažení stability chodidla zvednuté nohy.

Následuje celkem 5 sad výstupů výpočtů, pro obměňované parametry bipedálního biomechanického modelu, s cílem přiblížit závislost reakčních sil v čase co nejlépe experimentálně zjištěné závislosti. Obměňovanými parametry byly: Tuhost a útlum chodidel ve svislém, příčném i podélném směru a svislý a příčný pohyb pánve.

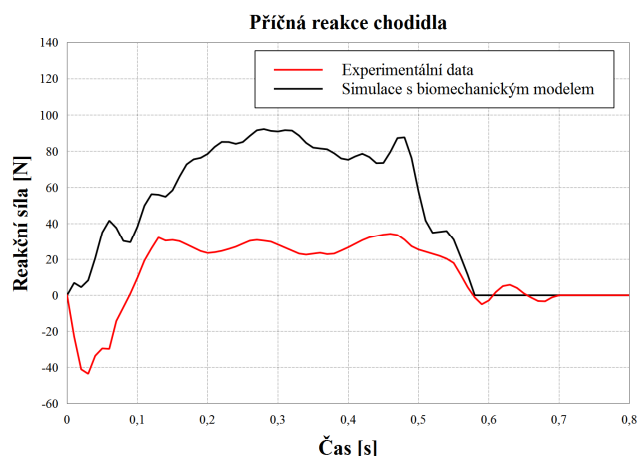
1. Simulace se základním nastavením modelu

Obrázky 8.40 až 8.42 zobrazují první sadu výsledků pro simulaci s výše popsányi základními parametry modelu.

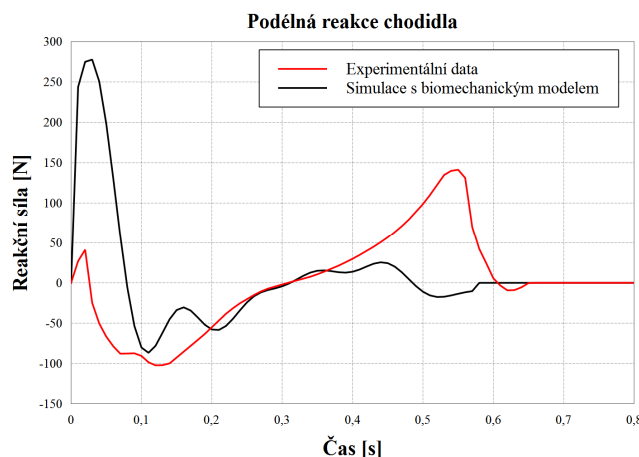
Obrázek 8.40 zobrazuje srovnání reakčních sil jednoho chodidla pro svislou sílu z experimentů popsanych v [1] a sílu získanou ze simulace s biomechanickým modelem. Obrázek 8.41 pak zobrazuje stejné srovnání pro příčnou sílu a obr. 8.42 pro podélnou sílu. Měřítko reakcí získaných výpočtem bylo upraveno pro zohlednění rozdílných hmotností chodce v experimentu a v simulaci a časový výsek simulace je posunut do počátku. Dále byla také pro tyto reakce použita frekvenční část odezvy pouze v rozsahu 0 až 5 Hz pro svislé síly, 0 až 20 Hz pro příčné síly a 0 až 10 Hz pro podélné síly.



Obr. 8.40 Srovnání svislé reakční síly chodidla z experimentů [1] a ze simulace s biomechanickým modelem



Obr. 8.41 Srovnání příčné reakční síly chodidla z experimentů [1] a ze simulace s biomechanickým modelem



Obr. 8.42 Srovnání podélné reakční síly chodidla z experimentů [1] a ze simulace s biomechanickým modelem

Svislé reakční síly biomechanického modelu vykazují výrazně strmější nárůst v počátku našlapování než v případě sil naměřených při experimentech. Tento rozdíl by mohl být způsoben příliš velkou tuhostí či útlumem chodidel.

V pozdějším čase se objevují další dva, tedy celkem tři vrcholy reakčních sil místo dvou vrcholů dle experimentů. Svislý pohyb pánve při simulaci odpovídá mírnému pokrčení nohy při došlapu a následnému plynulému napřimování stojné nohy až do okamžiku zvednutí. Toto pozvolné napřímení, místo výraznějšího odrazu, by mohlo způsobovat absenci výrazného druhého vrcholu. Místo něj se v odezvě projeví jen dokmitávání modelu v pružině a tlumiči chodidla, popřípadě v modelech svalů.

Příčné reakční síly v případě simulace jsou výrazně vyšší než v případě experimentu. Tento rozdíl by mohl být způsoben příliš velkým nastaveným kmitáním pánve a trupu v příčném směru.

V případě podélných sil je hodnota v počátku našlapování výrazně vyšší, ve střední části jsou hodnoty sil přibližně stejné a v poslední části jsou naopak reakční síly modelu výrazně nižší než v případě experimentu. Tento nesoulad by mohl souviset s hodnotou příčné tuhosti a útlumu chodidla, popřípadě s kinematikou pokládání a zvedání chodidel. Další možností je také různé rozdělení svalových sil na pravé a levé noze.

2. Simulace s upravenou tuhostí a útlumem chodidel a upraveným příčným pohybem pánve biomechanického modelu

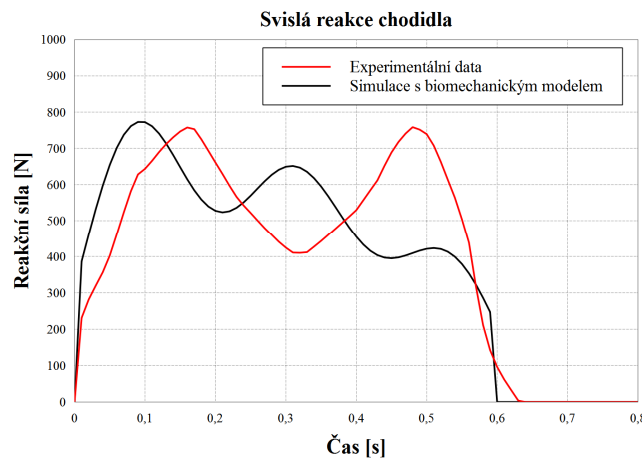
V následující simulaci bylo zredukováno příčné kmitání pánve z důvodu příliš vysokých reakčních sil modelu, viz obr. 8.41. Dále byla snížena hodnota tuhosti a útlumu chodidla ve svislém směru pro snížení strmého nárůstu svislých reakčních sil v počátku našlapování, obr. 8.40.

Ostatní parametry simulace jsou identické s 1. simulací, amplituda předepsaného vodorovného příčného kmitání pánve a trupu byla snížena s hodnoty 0,03 m na 0,015 m a dále byla upravena tuhost a útlum chodidel na hodnoty dle [54], viz kapitola 2.1.1.3., které odpovídají experimentálně zjištěným hodnotám pro v klidu stojícího člověka modelovaného jako oscilátor s jedním stupněm volnosti. V těchto experimentech byla uvažována hmotnost

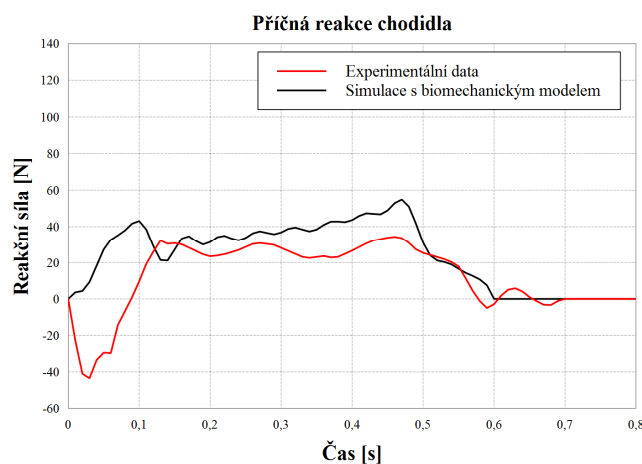
člověka 80 kg, tedy přibližně stejná jako hmotnost biomechanického modelu. Parametry dle [54] jsou pak:

$m = 80 \text{ kg}$	hmotnost modelu,
$k_H = 82000 \text{ N} \cdot \text{m}^{-1}$	tuhost pružiny modelu,
$c_H = 1946 \text{ N} \cdot \text{s} \cdot \text{m}^{-1}$	konstanta tlumení tlumiče modelu,
$f_r = 4,9 \text{ Hz}$	netlumená vlastní frekvence modelu,
$\zeta = 37 \%$	poměrný útlum modelu.

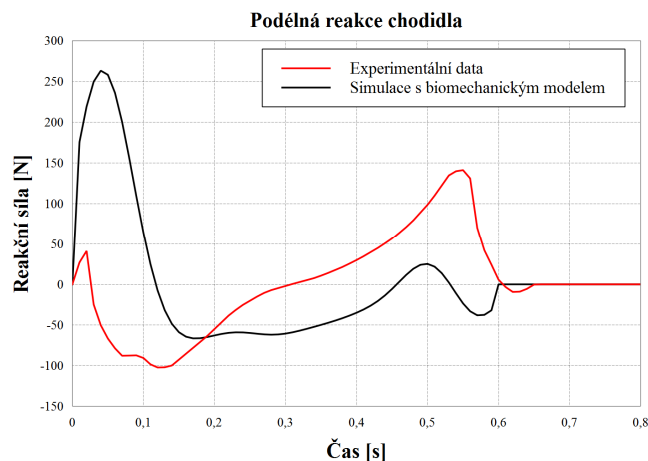
Tyto parametry byly ještě vyděleny dvěma pro nastavení pravého a levého chodidla. Obrázky 8.43 až 8.45 zobrazuje stejné veličiny jako v předchozích případech.



Obr. 8.43 Srovnání svislé reakční síly chodidla z experimentů [1] a ze simulace s biomechanickým modelem



Obr. 8.44 Srovnání příčné reakční síly chodidla z experimentů [1] a ze simulace s biomechanickým modelem



Obr. 8.45 Srovnání podélné reakční síly chodidla z experimentů [1] a ze simulace s biomechanickým modelem

V případě svislých sil došlo ke zmírnění nárůstu v počátku našlapování, stále jsou však přítomny tři vrcholy odezvy. Pro opravení závislosti je v následující studii 3 přidána funkce odrazu.

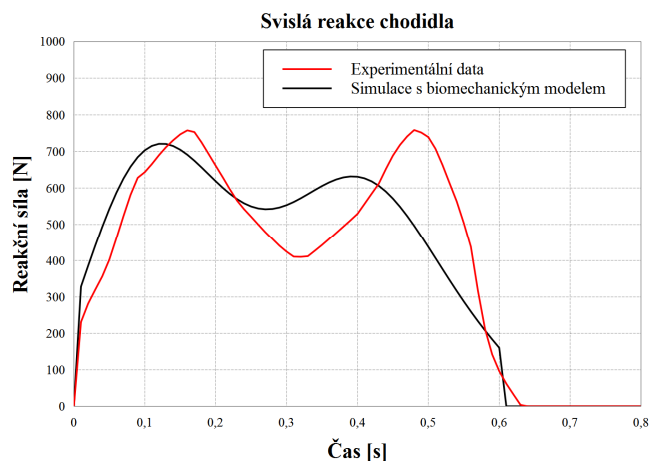
Pro příčné síly se již hodnoty přiblížily experimentálním hodnotám, až na počátek našlapování kde jsou hodnoty výrazně vyšší a mají také opačné znaménko.

V případě podélných sil je na počátku grafu přítomna vysoká kladná reakce, která působí na model chodce směrem vpřed, naopak v pozdější části je vypočtená reakce naopak nižší než v případě experimentu, model by měl být poháněn vpřed až v této fázi.

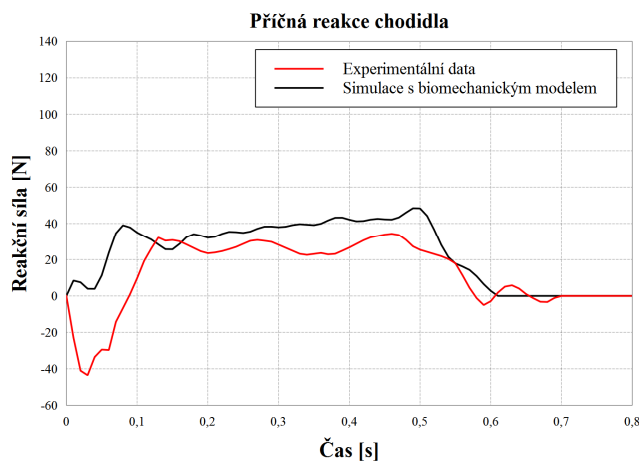
3. Simulace s přidanou funkcí odrazu ke svislému pohybu pánve

Rozdíly mezi simulací a experimentem v případě svislých sil, popsané v části 2, mohou mít společného jmenovatele a to absenci odrazu, který by měl být promítnut do pohybu pánve. Odraz by měl nastat po překonání bodu maximální výšky pánve, kdy se nachází stojná odrážející se noha za tělem.

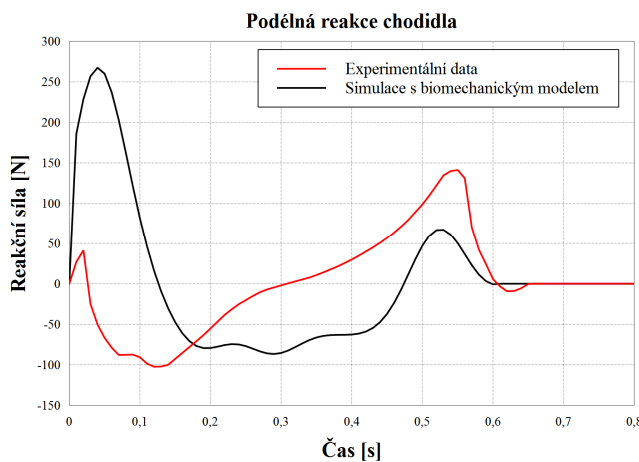
Stojná noha po našlápnutí zůstává pokrčená, pánev opisuje oblouk, po překonání vrcholu je noha napříměna a pánev se nadzvedne. Takto zjednodušeně je v modelu vytvořen příslušný odraz. Parametry modelu odpovídají studii 2 až na přidanou funkci odrazu. Na obr. 8.46 až 8.48 jsou zobrazeny výsledky příslušných simulací.



Obr. 8.46 Srovnání svislé reakční síly chodidla z experimentů [1] a ze simulace s biomechanickým modelem



Obr. 8.47 Srovnání příčné reakční síly chodidla z experimentů [1] a ze simulace s biomechanickým modelem



Obr. 8.48 Srovnání podélné reakční síly chodidla z experimentů [1] a ze simulace s biomechanickým modelem

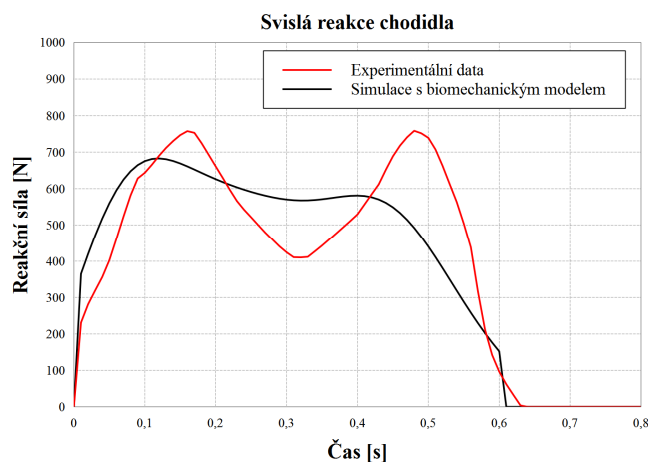
V případě svislých sil již nárůst v počátku našlapování odpovídá experimentu. V odezvě jsou již viditelné dva samostatné vrcholy, i když druhý vrchol nastává dříve a má nižší hodnotu než první. Velikosti obou vrcholů jsou také nižší než ve srovnání s experimentem, sedlo mezi nimi má pak také vyšší hodnotu.

Příčné reakční síly doznaly jen minimálních změn ve srovnání se simulací 2. Podélné síly zůstaly beze změny až na mírné zvýšení síly v poslední fázi kontaktu nohy.

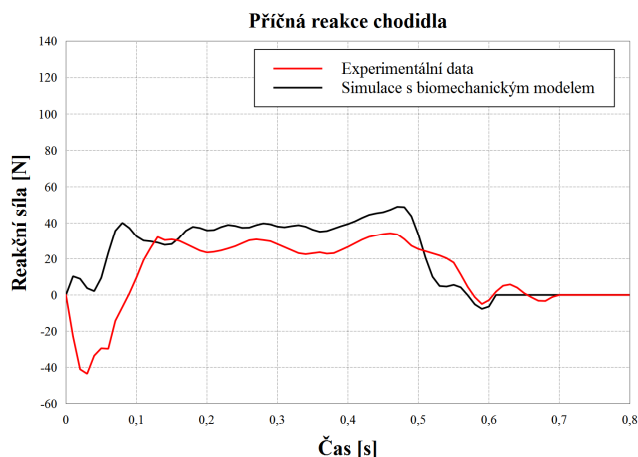
4. Zvýšení tuhosti a útlumu chodidla v příčném a podélném směru

V následujících studiích 4 a 5 jsou obměněny parametry tuhosti a útlumu chodidla v příčném a podélném směru pro zhodnocení jejich vlivu na reakce podkladu a pohyb těla. Výchozím modelem pro tyto úpravy byl model s nastavením shodným se studií 3. Cílem je vylepšit shodu příčných a podélných reakčních sil modelu s experimentem. První nová sada parametrů předpokládá zvýšení tuhosti chodidla v obou směrech. Výsledky simulace jsou popsány na obr. 8.49 až 8.51. Poměrný útlum odpovídá hodnotě 1 pro oba směry.

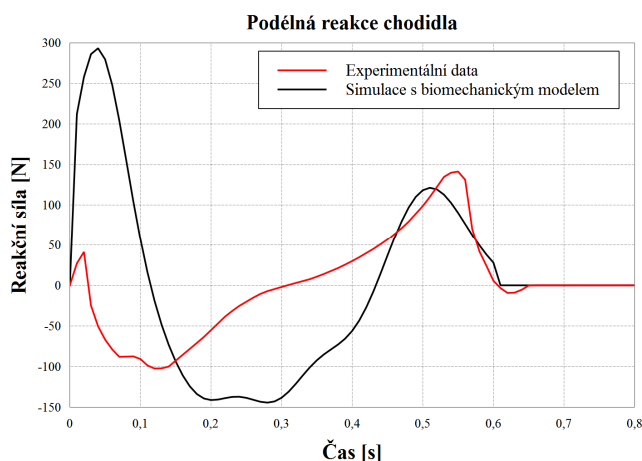
$k_{lateral} = 10^6 \text{ N} \cdot \text{m}^{-1}$	tuhost chodidla v příčném směru,
$c_{lateral} = 17889 \text{ N} \cdot \text{s} \cdot \text{m}^{-1}$	útlum chodidla v příčném směru,
$k_{longitudinal} = 10^6 \text{ N} \cdot \text{m}^{-1}$	tuhost chodidla v podélném směru,
$c_{longitudinal} = 17889 \text{ N} \cdot \text{s} \cdot \text{m}^{-1}$	útlum chodidla v podélném směru.



Obr. 8.49 Srovnání svislé reakční síly chodidla z experimentů [1] a ze simulace s biomechanickým modelem



Obr. 8.50 Srovnání příčné reakční síly chodidla z experimentů [1] a ze simulace s biomechanickým modelem



Obr. 8.51 Srovnání podélné reakční síly chodidla z experimentů [1] a ze simulace s biomechanickým modelem

V případě svislých sil došlo k poklesu hodnot dvou vrcholů a nárůstu hodnoty sedla mezi nimi. Průběh svislých reakčních sil byl tedy „vyhlazen”.

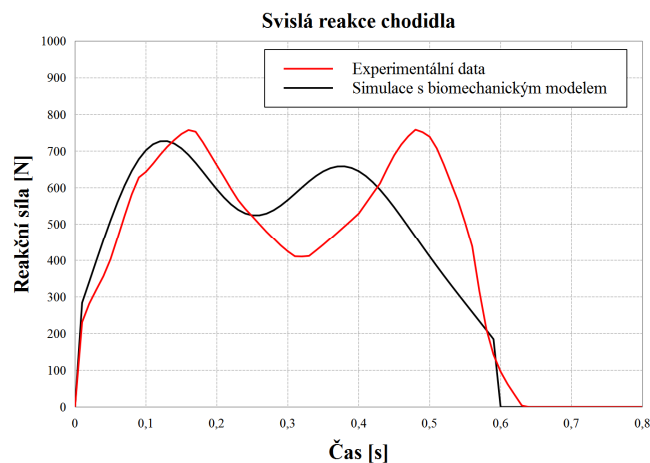
Příčné síly pak nedoznaly relevantnějších změn oproti předchozím simulacím.

V případě podélných sil došlo ve střední části našlapování k výraznému poklesu sil, tato síla je zpomalující silou, v poslední části pak došlo k nárůstu reakční síly a k přiblížení k experimentálně získané reakční síle.

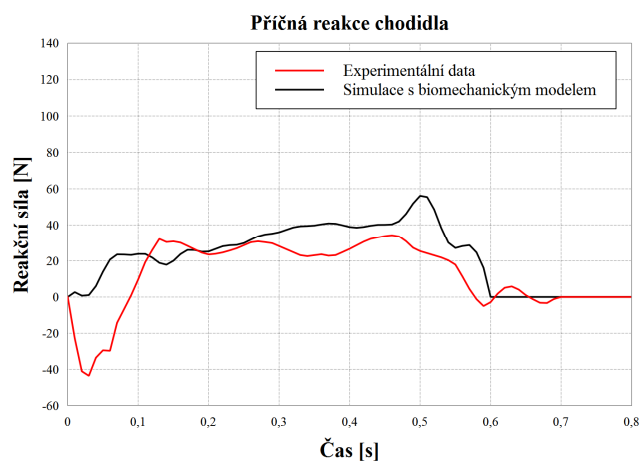
5. Snížení tuhosti a útlumu chodidla v příčném a podélném směru

Druhá nová sada parametrů předpokládá snížení tuhosti a útlumu chodidla v obou směrech. Výsledky simulace jsou popsány na obr. 8.52 až 8.54. Poměrný útlum odpovídá hodnotě 0,37 pro oba směry.

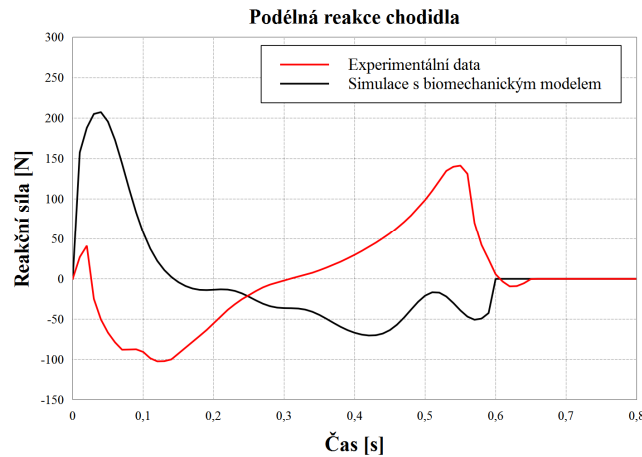
$k_{lateral} = 5 \cdot 10^3 \text{ N} \cdot \text{m}^{-1}$ tuhost chodidla v příčném směru,
 $c_{lateral} = 468 \text{ N} \cdot \text{s} \cdot \text{m}^{-1}$ útlum chodidla v příčném směru,
 $k_{longitudinal} = 5 \cdot 10^3 \text{ N} \cdot \text{m}^{-1}$ tuhost chodidla v podélném směru,
 $c_{longitudinal} = 468 \text{ N} \cdot \text{s} \cdot \text{m}^{-1}$ útlum chodidla v podélném směru.



Obr. 8.52 Srovnání svislé reakční síly chodidla z experimentů [1] a ze simulace s biomechanickým modelem



Obr. 8.53 Srovnání příčné reakční síly chodidla z experimentů [1] a ze simulace s biomechanickým modelem



Obr. 8.54 Srovnání podélné reakční síly chodidla z experimentů [1] a ze simulace s biomechanickým modelem

Svislé reakční síly pro toto nastavení se prakticky shodují s výsledkem simulace ve studii 3. Příčné síly opět nedoznaly zásadnějších změn oproti předchozím simulacím. V případě podélných sil došlo v počátku našlapování k poklesu reakčních sil, nižší je pak také i reakční síla v koncové části našlapování.

Shrnutí

Pro svislé reakční síly byla prokázána nutnost modelování odrazu stojné nohy při chůzi a dále také nutnost správného nastavení tuhosti a útlumu chodidla. V případě příčných sil byla provedena korekce příčného kmitání pánve pro sjednocení oblastí hodnot získaných ze simulace a z experimentů.

Pro podélné síly zůstává nesoulad reakčních sil zejména v počáteční fázi našlapování, kdy je simulovaná síla výrazně vyšší než v případě experimentu. V dalších částech odezvy jsou pak hodnoty nižší než v případě experimentu. Tento rozdíl se obměnou uvažovaných parametrů nepodařilo odstranit. Řešením by mohlo být detailnější modelování mechaniky pokládání a zvedání chodidel. Další možností by mohla být úprava svalových sil pravé a levé nohy pro úpravu poměru reakčních sil působících na pravou a levou nohu. Obdobné úpravy by mohly přinést vylepšení shody i pro příčné kontaktní síly.

Dalšími důvody nesouladu výpočtu s experimentem mohou být také rozdíly ve vstupních parametrech, rozdíly konkrétních osob, atd. Další informace však pro použítá experimentální data nejsou k dispozici.

8.2.3.2 Samostatná chůze modelu po vibrujícím podkladu s jedním stupněm volnosti

Následující studie zkoumají kontaktní síly a odezvu zjednodušené konstrukce ve svislém směru, na kterou je aplikován bipedální biomechanický model chodce. Cílem je prozkoumat vliv přítomnosti člověka na odezvu konstrukce v porovnání s odezvou stanovenou bez vlivu interakce. Dále je také zkoumán vliv přítomnosti člověka na mechanické vlastnosti konstrukce.

Výsledky simulace jsou porovnávány s analytickým řešením soustavy s jedním stupněm volnosti s harmonickým buzením a také s odezvou biomechanického modelu s jedním stupněm volnosti působícím na konstrukci. Výsledky jsou porovnávány také s normativními přístupy a s kontaktními silami bipedálního modelu na nevibrujícím podkladu. Kontaktní síly modelu jsou rovny reakčním silám podkladu. Srovnávány jsou vždy ustálené odezvy jednotlivých způsobů výpočtu.

Pro studie bylo vybráno nastavení biomechanického modelu chodce s parametry tuhosti a útlumu chodidla dle [54] a s přidanou funkcí odrazu, jedná se o nastavení modelu ze studie č. 3 popsané v předchozí kapitole. Veličiny odezvy tohoto modelu pro chůzi po nevibrujícím podkladu jsou zobrazeny na obr. 8.46 až 8.48. Toto nastavení modelu bylo vybráno pro kvalitativně nejlepší výsledky kontaktních sil chodce v porovnání s experimentálními daty [1].

Pružiny a tlumiče modelu jsou rozděleny do obou chodidel modelu. Model chodce se pohybuje po ploše šířky 1,0 m s jedním svislým stupněm volnosti. Plocha představuje zjednodušený model konstrukce, parametry tohoto modelu jsou hmotnost, vlastní frekvence kmitání a poměrný útlum. Plocha je tvořena deskostěnovými konečnými prvky, pokrytými kontaktními prvky, uzly jsou pak vzájemně provázány a opatřeny vazbami odebírajícími nadbytečné stupně volnosti. Parametry modelu konstrukce jsou:

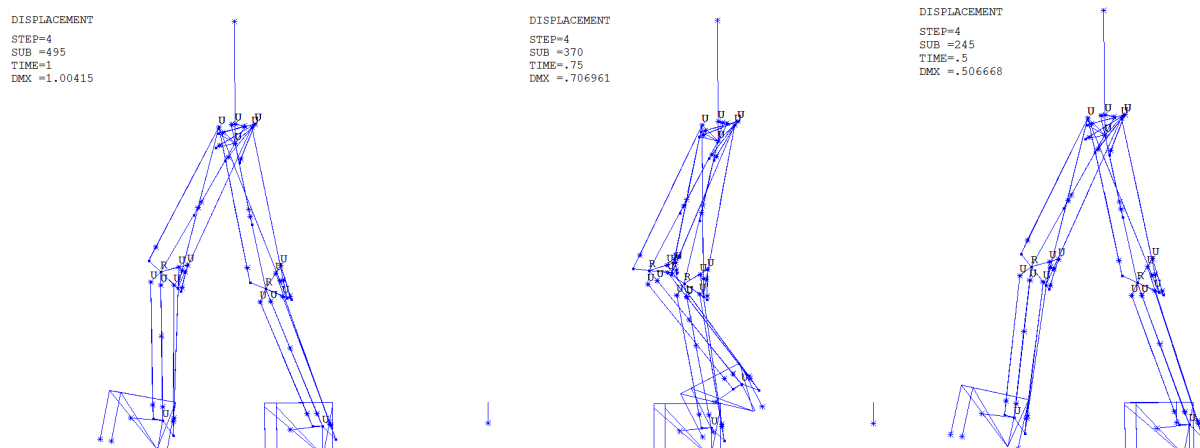
$m_k = 10000 \text{ kg}$	hmotnost modelu konstrukce,
$f_n = 2,0 \text{ Hz}$	netlumená vlastní frekvence modelu konstrukce,
$\zeta_k = 0,02$	poměrný útlum modelu konstrukce.

Jedná se o lehkou konstrukci, kde je předpokládáno, že vybuzení jedním chodcem bude vyvolávat významnější vibrace. Frekvence kroku chodce je 2,0 Hz, lze tedy očekávat, že dojde k rezonanci konstrukce.

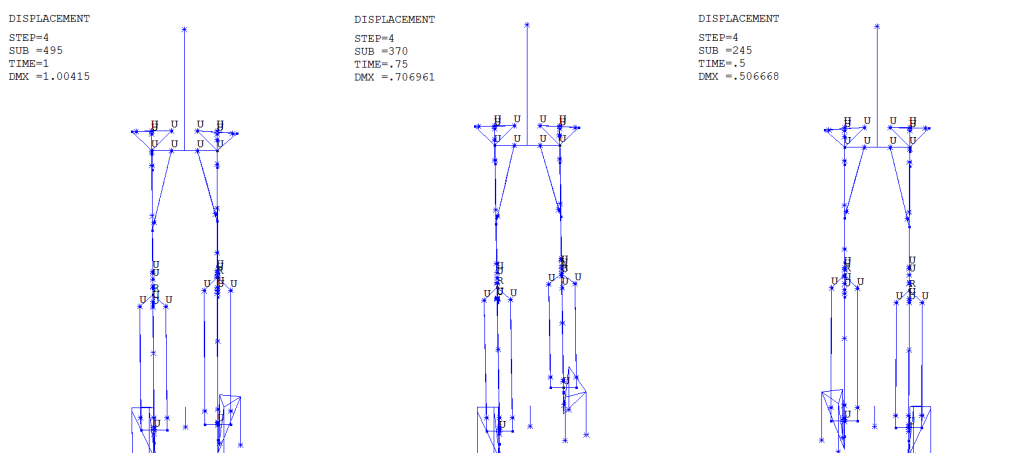
Poměrný útlum konstrukce byl zvolen 2 %, což je více než je obvyklé pro lávky, viz kapitola 3.1, tento útlum byl však zvolen pro urychlení ustálení odezvy.

Z tohoto důvodu je také na konstrukci aplikována počáteční podmínka, kdy je konstrukce rozkmitána na teoretickou hodnotu odezvy dle harmonické analýzy, poté při chůzi bipedálního modelu dochází k ustalování odezvy na hodnoty odpovídající buzení modelem chodce.

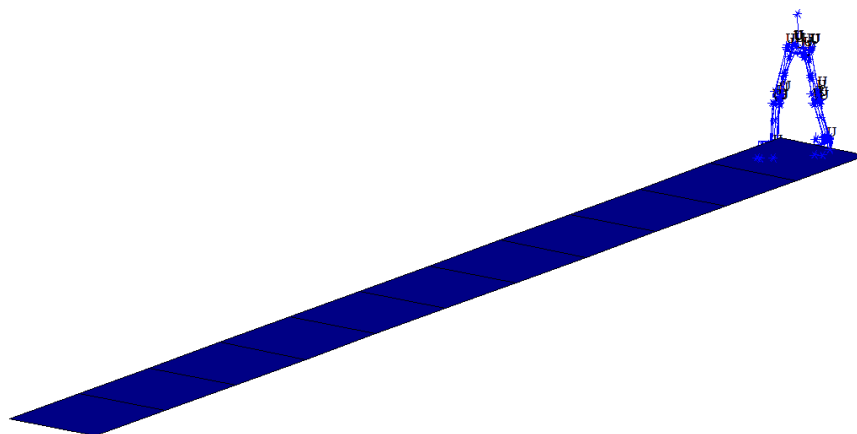
Simulace s bipedálním modelem chodce je provedena Newmarkovou metodou, celkový čas simulace je 10 s, kdy po statické analýze se zatížením tíhovým zrychlením chodec ze stání zahájí chůzi. Pro studii je použita část odezvy v čase 7 až 9 s, kdy je již odezva konstrukce ustálená. Obrázky 8.55 až 8.57 zobrazují model chodce a konstrukce z různých pohledů a v různých časech výpočtu.



Obr. 8.55 Fáze pohybu modelu chodce v časech 0,5; 0,75 a 1,0 s - boční pohled



Obr. 8.56 Fáze pohybu modelu chodce v časech 0,5; 0,75 a 1,0 s - čelní pohled



Obr. 8.57 Model chodce v čase 0,5 s - axonometrie

Srovnání normového silového buzení konstrukce s kontaktními silami modelu chodce

Nejprve byl proveden výpočet s biomechanickým modelem na nevibrujícím podkladu, kdy jsou na pochůzně ploše z deskostěnových prvků odebrány všechny stupně volnosti. Obrázek 8.58 zobrazuje srovnání celkových kontaktních sil obou nohou pro biomechanický model a pro silové zatížení dle [6] definované třemi harmonickými členy a vztahem (8.30). Harmonické amplitudy, získané z experimentálního měření kontaktních sil chodců, jsou v [6] vyjádřeny násobky tíhy chodce:

$$F(t) = G_0 + G_1 \sin 2\pi f_m t + \sum_{i=2}^n G_i \sin(2\pi i f_m t - \varphi_i) \quad (8.30)$$

kde G_0 tíha biomechanického modelu chodce; G_1 1. harmonická amplituda; G_i i -tá harmonická amplituda; f_m frekvence chůze; n počet uvažovaných členů; φ_i fáze vzhledem k prvnímu členu,

$$G_1 = 0,4G_0; G_2 = G_3 \approx 0,1G_0, \quad (8.31)$$

$$\varphi_2 = \varphi_3 \approx \pi/2.$$

$$f_m = 2,0 \text{ Hz},$$

$$G_0 = 788,35 \text{ N},$$

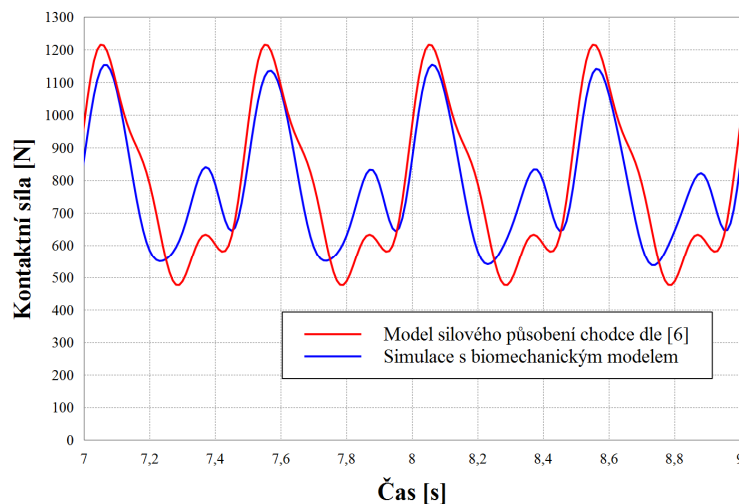
$$G_1 = 315,34 \text{ N},$$

$$G_2 = 78,84 \text{ N},$$

$$G_3 = 78,84 \text{ N},$$

$$\varphi_2 = \frac{\pi}{2},$$

$$\varphi_3 = \frac{\pi}{2},$$



Obr. 8.58 Celkové kontaktní síly chodce pro silový model dle [6] a pro bipedální biomechanický model na nevibrujícím podkladu

Po heuristické identifikaci byly stanoveny amplitudy a fáze tří harmonických členů dle kontaktních sil ze simulace s biomechanickým modelem na nevibrujícím podkladu, obr. 8.59.

$$G_0 = 788,35 \text{ N},$$

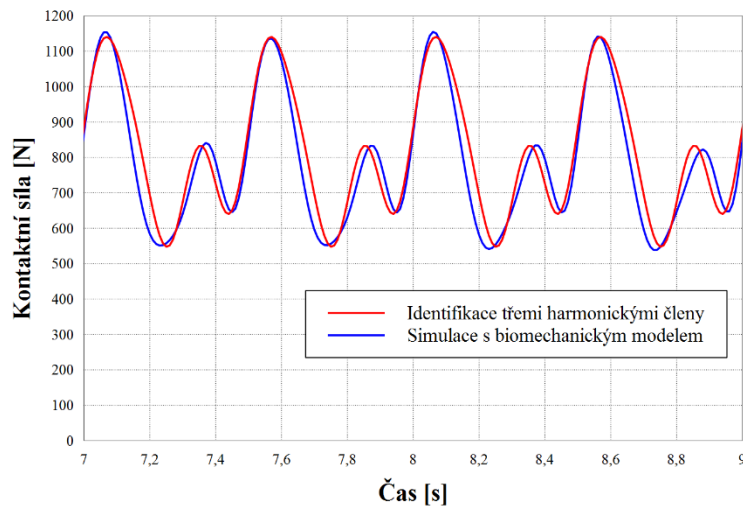
$$G_1 = 200 \text{ N} \approx 0,25G_0,$$

$$G_2 = 154 \text{ N} \approx 0,20G_0,$$

$$G_3 = 51 \text{ N} \approx 0,065G_0,$$

$$\varphi_2 = 2,2 \approx \frac{7}{10}\pi,$$

$$\varphi_3 = \frac{\pi}{2},$$



Obr. 8.59 Celkové kontaktní síly chodce pro bipedální biomechanický model a kontaktní síly vyjádřené pomocí 3 identifikovaných harmonických členů Fourierovy řady

Kontaktní síly biomechanického modelu na obr. 8.58 a 8.59 jsou filtrovány, zobrazen je pouze frekvenční rozsah 0 až 8 Hz.

První harmonický člen dle výpočtu s biomechanickým modelem je výrazně nižší než dle směrnice [6], pouze 25 % tíhy chodce, oproti 40 %. Tato odchylka by mohla být způsobena menším krokem modelu 0,55 m vzhledem ke krokům chodců při experimentech. Druhý harmonický člen je prakticky 2 krát vyšší, v případě biomechanického modelu, než dle [6], tedy 20 % tíhy chodce.

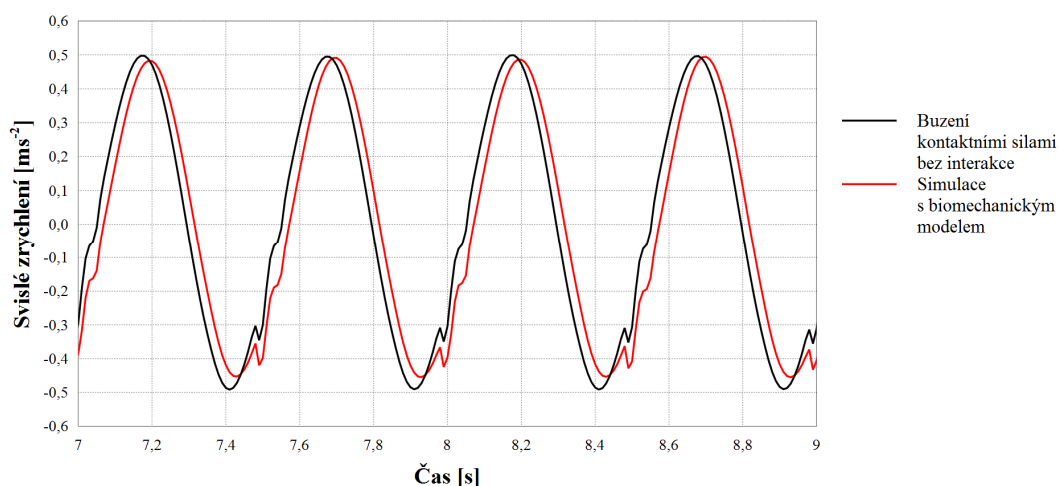
Amplituda svislé budící síly o frekvenci kroku, která odpovídá prvnímu harmonickému členu, dle Britské normy **BS5400-2:1978** [92] je 180 N, viz vztah (3.8), hodnota přibližně odpovídá hodnotě 200 N ze simulace s biomechanickým modelem. V normě však není uvedena uvažovaná hmotnost chodce.

Vliv chodce na útlum konstrukce

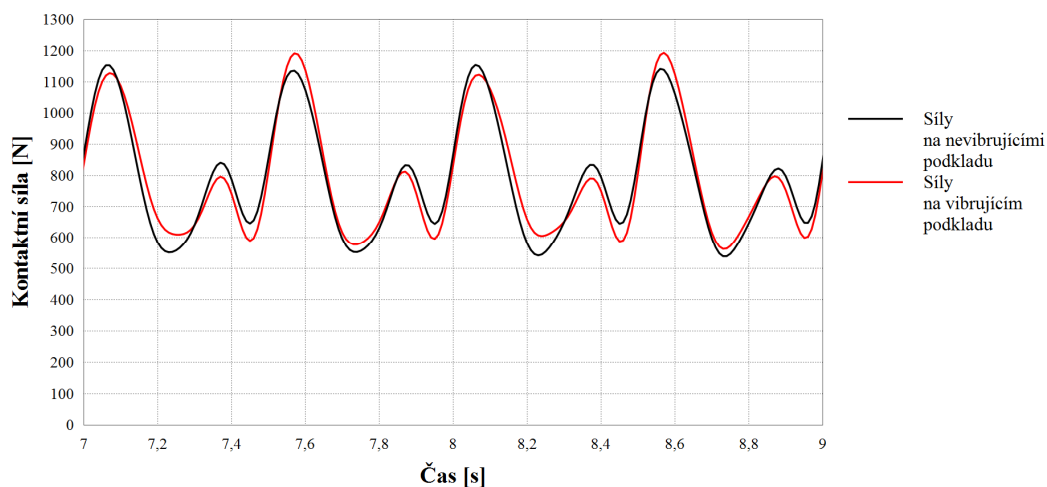
Numerické simulace biomechanického modelu byly prováděny s časovým krokem implicitní časové integrace 0,002 s. Krok odpovídá 1/250 periody vlastního kmitání modelu konstrukce. Odpovídající hodnota numerického útlumu výpočtu je dle studie v kapitole 7.1, tab. 7.1 a 7.2, pouze $6,27 \cdot 10^{-5}$, pro následující analýzy vlivu chodce na útlum konstrukce bylo vzhledem k nízké hodnotě numerické tlumení zanedbáno.

Následující obrázek 8.60 zobrazuje zrychlení modelu konstrukce ve svislém směru pro případ pouze silového zatížení kontaktními silami modelu chodce pro nevibrující podklad a srovnávají je s odezvou pro simulaci s biomechanickým modelem. Obrázek 8.61 pak zobrazuje srovnání kontaktních sil při chůzi po vibrujícím a nevibrujícím podkladu.

Srovnání slouží ke zhodnocení interakce chodce s konstrukcí a vlivu přítomnosti člověka při chůzi na odezvu konstrukce.



Obr. 8.60 Svislé zrychlení modelu konstrukce pro buzení kontaktními silami chodce a pro simulaci s biomechanickým modelem



Obr. 8.61 Kontaktní síly modelu chodce ve svislém směru pro nevibrující a vibrující podklad

Amplituda odezvy konstrukce v případě vibrujícího podkladu je pro uvažované parametry modelu nižší jen o malou hodnotu, konkrétně o 1,5 % pro kladná maxima zrychlení a o 8,1 % pro záporná maxima. Hodnoty maximálních zrychlení jsou počítány jako průměr ze čtyř po sobě jdoucích period. Pro odezvu s interakcí byl zaznamenán také mírný fázový posun oproti odezvě bez interakce.

Před zhodnocením příspěvku modelu chodce k útlumu konstrukce byly hodnoty amplitud zrychlení ještě porovnány s hodnotami stanovenými dle norem a směrnic a posouzena byla také míra komfortu pro odpovídající zrychlení.

Dle **ČSN EN 1995 - 2: Navrhování dřevěných konstrukcí - Část 2: Mosty** [91] se největší svislé zrychlení lávky, uvažované jako prostý nosník, buzené jedním chodcem vypočítá dle vztahu (8.32) uvedeném také v kapitole 3.

$$a_{vert,1} = \frac{200}{M\zeta} = \frac{200}{20000 \cdot 0,02} = 0,5 \text{ m} \cdot \text{s}^{-2} \quad (8.32)$$

Kde M je celková hmotnost mostu, v našem případě uvažujeme modální hmotnost v polovině rozpětí ve směru kmitání 10000 kg, v případě kmitání základního ohybového tvaru prostého nosníku je tato hmotnost přibližně polovinou celkové hmotnosti mostu, celková hmotnost mostu pro náš případ by byla tedy 20000 kg. Poměrný útlum ζ modelu konstrukce je 0,02.

Vypočítané zrychlení dle normy [91] přibližně odpovídá výsledku simulace s biomechanickým modelem.

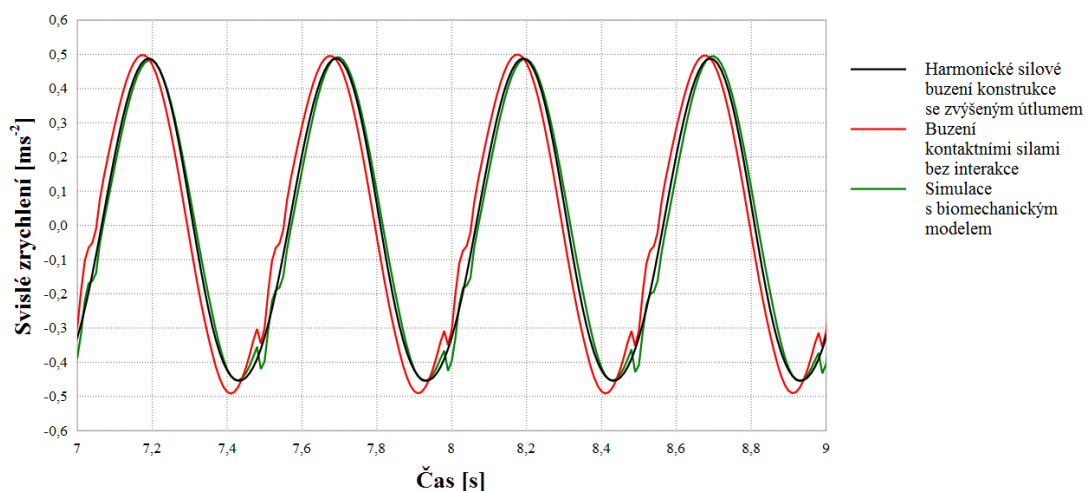
Dále je vypočtené maximální svislé zrychlení pochůzně plochy mostovky s hodnotou cca $0,5 \text{ m} \cdot \text{s}^{-2}$ zařazeno do odpovídající třídy komfortu dle tab. 2.5 [17], jedná se o hranici maximálního a středního komfortu, tedy třídy CL1 a CL2. Dle tab. 2.3 [6] se pak jedná o hranici vnímatelnosti vibrací. Zrychlení se nachází v kategorii vysoké míry komfortu a pohybuje se tak v oblasti správného návrhu lávky.

Normové kritérium pro maximální svislé zrychlení mostovky je, např. dle normy **ČSN EN 1990: Zásady navrhování konstrukcí** [88], $0,7 \text{ m} \cdot \text{s}^{-2}$. Britská norma **BS5400-2:1978** [92] uvádí kritérium:

$$0,5\sqrt{f_0} = 0,5\sqrt{2,0} \approx 0,71 \text{ m} \cdot \text{s}^{-2} \quad (8.33)$$

V uvažovaném případě tedy vypočtené vibrace vyhoví kritériím komfortu dle obou norem pro frekvenci buzení f_0 2,0 Hz. Pro vypočtené vibrace bylo ještě kontrolováno kritérium vzniku synchronizace pohybu chodců s pohybem konstrukce ve svislém směru. V publikaci [36] je uváděna limitní hodnota $1,5 \text{ m} \cdot \text{s}^{-2}$ pro svislé zrychlení, v publikaci [3] je pak uveden práh pro amplitudu výchylky svislého kmitání 10 mm. V případě vypočtených vibrací je amplituda svislé výchylky 3,0 mm. Synchronizace tedy dle obou těchto kritérií nevzniká.

Pro zhodnocení vlivu přítomnosti chodce na útlum konstrukce je využito svislé zrychlení modelu konstrukce, kdy je identifikován přírůstek útlumu konstrukce pomocí odezvy modelu na silové harmonické buzení s identifikovanými třemi harmonickými členy. Útlum modelu konstrukce a fáze zatížení byly obměňovány pro dosažení shody s odezvou na chůzi biomechanického modelu, obr. 8.62.



Obr. 8.62 Identifikace nárůstu poměrného útlumu modelu konstrukce při simulaci s biomechanickým modelem chodce

Hodnota útlumu byla identifikována jako 2,10 %, došlo tedy ke zvýšení poměrného útlumu konstrukce o 0,1 %. Přírůstek poměrného útlumu byl dále přepočítán na příslušnou konstantu tlumení:

$$c = \zeta \cdot 2 \cdot m \cdot \omega_n = \zeta \cdot 2 \cdot m \cdot 2 \cdot \pi \cdot f_n = 0,001 \cdot 2 \cdot 10000 \cdot 2 \cdot \pi \cdot 2,0 = 250 \text{ N} \cdot \text{s} \cdot \text{m}^{-1} \quad (8.34)$$

Konstanta tlumení, kterou jeden chodec přidává do modelu s jedním stupněm volnosti dle provedené simulace, je příslušná uvažovanému modelu chodce, způsobu chůze a velikosti a frekvenci vibrací. Přírůstek poměrného útlumu pro konstrukce jiných parametrů je závislý na hmotnosti a vlastní frekvenci konstrukce.

Identifikace parametrů biomechanického modelu s jedním stupněm volnosti

Ve snaze zjednodušit analýzu konstrukce s uvažováním interakce s chodcem byl zkoumán biomechanický model s jedním stupněm volnosti ve svislém směru, převzatý z [54]. Model zjednodušeně popisuje dynamické chování těla stojícího člověka. Model byl použit i pro bipedální biomechanický model pro zahrnutí části tuhosti a útlumu modelu člověka při napříměných nohách. Model se skládá z hmotného tělesa, pružiny a tlumiče, s těmito parametry [54]:

$m = 80 \text{ kg}$	hmotnost modelu chodce,
$f_r = 4,9 \text{ Hz}$	netlumená vlastní frekvence modelu,
$\zeta = 37 \text{ %}$	poměrný útlum modelu.

Model byl přidán k modelu konstrukce s jedním stupněm volnosti, uvažovaném v předchozí kapitole. Vznikl tedy model konstrukce a chodce se dvěma stupni volnosti, který byl buzen harmonickými silami se třemi harmonickými členy s amplitudami a fázemi identifikovanými v předchozí kapitole. Toto buzení odpovídá účinkům bipedálního modelu na nevibrující podklad.

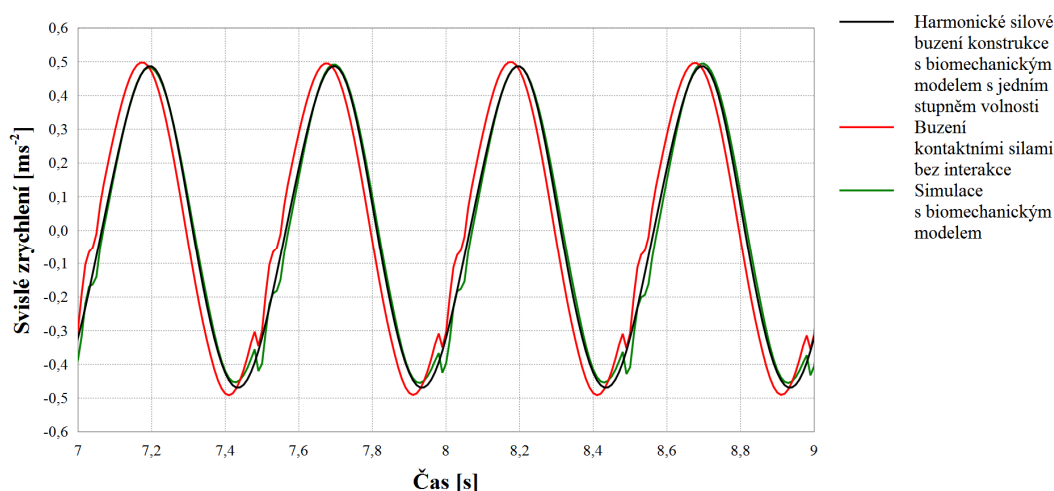
Smyslem je získat přesnější odezvu konstrukce buzené pouze silovými účinky přidáním velmi jednoduchého biomechanického modelu pro snadnější použití v běžné praxi. Svislé ustálené zrychlení modelu konstrukce bylo srovnáváno s výsledky simulace s bipedálním modelem a se simulací s pouze silovým buzením modelu konstrukce bez jakéhokoli biomechanického modelu. Cílem bylo upravit parametry biomechanického modelu dle [54] pro stojícího člověka tak, aby vystihovaly dynamické vlastnosti lidského těla při chůzi. Tyto parametry byly proto obměňovány s cílem přiblížit odezvu modelu k odezvě přesnější simulace s bipedálním modelem.

Hmotnost biomechanického modelu 80 kg [54] přibližně odpovídá hmotnosti bipedálního modelu, tento parametr proto nebyl obměňován.

Studie vlivu parametrů biomechanického modelu s jedním stupněm volnosti ukázaly minimální vliv poměrného útlumu biomechanického modelu na odezvu konstrukce. Hodnoty poměrného útlumu byly obměňovány v rozsahu 10 až 100 %. Poměrný útlum byl proto ponechán na původní hodnotě 37 %.

Vliv netlumené vlastní frekvence modelu na odezvu konstrukce je relevantní zejména v oblasti okolo vlastní frekvence konstrukce, tedy 2,0 Hz, kdy dochází ke snížení odezvy konstrukce. Odezva zrychlení modelu byla alespoň částečně přiblížena k odezvě ze simulace s bipedálním modelem snížením netlumené vlastní frekvence biomechanického modelu na 4,0 Hz, obr. 8.63. Výsledné parametry jsou tedy:

$m = 80 \text{ kg}$	hmotnost modelu chodce,
$f_r = 4,0 \text{ Hz}$	vlastní frekvence modelu,
$\zeta = 37 \text{ \%}$	poměrný útlum modelu.



Obr. 8.63 Identifikace parametrů biomechanického modelu s jedním stupněm volnosti

Jednoduchý model nemůže zcela vystihnout komplikovanou mechaniku chůze, například odezva ze simulace s bipedálním modelem není harmonická, kladná a záporná maxima zrychlení jsou rozdílná, atd. Fáze odezvy výpočtu s biomechanickým modelem s jedním stupněm volnosti byla upravena tak, aby došlo k alespoň částečnému překrytí s grafem odezvy bipedálního modelu. Výsledky tohoto srovnání jsou platné pro uvažované vlastnosti konstrukce a uvažovanou frekvenci kroku 2,0 Hz.

Upravený model by mohl také sloužit pro analýzy vlivu přítomnosti chodce či chodců na mechanické vlastnosti konstrukce.

9. Závěr

Závěr je rozčleněn na několik částí, ve kterých jsou popisovány jednotlivé studie a vývoj příslušných modelů. Tyto části dohromady směřují k hlavnímu cíli práce, kterým je vyvinutí nových modelů buzení chodce pro výpočet odezvy konstrukce ve svislém směru s uvažováním interakce konstrukce a chodce a zhodnocení vlivu interakce na výpočet odezvy konstrukce buzené chodci. S tím úzce souvisí analýza vlivu přítomnosti chodce na konstrukci na její mechanické vlastnosti.

Jedná se tedy o zpřesnění výpočtu odezvy konstrukce buzené chodci. Mechanické vlastnosti konstrukce, zejména vlastní frekvence kmitání, jsou klíčovým vstupem pro výpočet odezvy konstrukce s dynamickým pohlcovačem kmitání, který je používán pro omezení vibrací na štíhlých lávkách. Studium pohlcovačů kmitání proto byla věnována část této práce.

Po těchto studiích následovaly studie silového buzení konstrukce, které je již existujícím a běžně používaným modelem. Studie se zabývaly méně známými aspekty aplikace těchto modelů a vyhodnocení odezvy pro přesnější výpočet odezvy konstrukce. Studie slouží také jako příprava pro budoucí aplikaci biomechanických modelů na složitější konstrukce.

Po závěrech ze dvou předchozích studií následují závěry studií jednoduchého biomechanického modelu a popis vývoje bipedálního biomechanického modelu.

V další části jsou popsány závěry ze simulací s bipedálním modelem, které sloužily ke zhodnocení vlivu interakce na odezvu konstrukce a vlivu chodce na mechanické vlastnosti konstrukce. Pro ověření správné funkce modelu byly vypočtené kontaktní síly srovnávány s existujícími experimentálními daty a dále byly výsledky výpočtů srovnávány také s normativními přístupy.

Součástí studií biomechanických modelů jsou výsledky výpočtů různých výstupních veličin soustavy konstrukce a chodec pro budoucí využití při návrhu experimentů pro ověření modelů a identifikaci jejich parametrů. Na závěr jsou popsány výhledy budoucího vývoje teorií a modelů vyvinutých v této práci.

Dynamický pohlcovač kmitání

Studie prokázaly velký vliv poměru vlastních frekvencí samostatného pohlcovače a konstrukce na návrhové a konstrukční parametry a účinnost zařízení a tento vliv je rovněž vyšší s nižším poměrem hmotností pohlcovače a modální hmotnosti konstrukce. Pro účinnost pohlcovače je tedy důležité stanovit výstižně vlastní frekvence kmitání konstrukce a jejich případné změny během provozu, způsobené například přítomností chodců.

Dynamické pohlcovače kmitání, s uvažovaným nelineárním chováním pro uvažované buzení a vstupní parametry, přinesly snížení účinnosti zařízení oproti pohlcovači s pouze lineárním chováním. Přidané části zařízení s nelineárním chováním, které mohou popisovat například nelinearitu způsobenou nedokonalostí konstrukce pohlcovače, zvyšují odezvu konstrukce s optimálně nastaveným pohlcovačem kmitání. Optimální hodnoty parametrů částí s lineárním chováním byly získány pro původní pohlcovač.

Přípravné studie pro výpočet buzení konstrukce chodci

V přípravných studiích byla zkoumána Newmarkova metoda časové integrace používaná pro výpočet dynamické odezvy konstrukce. Hodnocena byla velikost numerického útlumu modelu v závislosti na velikosti časového kroku numerické integrace. Pro časový krok o velikosti $1/30$ periody odezvy byl pro soustavu s jedním stupněm volnosti zjištěn numerický útlum 0,05 %, tato hodnota byla shledána jako dostatečně nízká pro analýzy štíhlé lávky.

Modely silového buzení konstrukce chodci

Studie modelování buzení pomocí silového působení chodců prokázaly potřebu modelovat buzení v různých směrech a na různých místech konstrukce pro dosažení extrému dynamické odezvy. Buzení konstrukce by mělo být aplikováno zejména také excentricky v příčném směru mostovky pro vybudování také torzních tvarů kmitání mostovky.

Jednoduchý biomechanický model s jedním stupněm volnosti

Přítomnost jednoduchého biomechanického modelu na konstrukci vyvolává snížení maximální odezvy přes pásmo frekvencí buzení ve srovnání s odezvou bez vlivu interakce chodce s konstrukcí. Takto definovaný model chodce tedy působí přibližně jako pohlcovač kmitání s malou hmotností.

Pro identifikaci parametrů by mohl být proveden experiment s měřením kontaktních sil na lávce s dostatečně nízkou hmotností a vhodnými vlastními frekvencemi, kdy by byly měřeny kontaktní síly chodce, popřípadě odezva konstrukce.

Vývoj bipedálního biomechanického modelu

Následující přehled popisuje základní problémy spojené s vývojem modelu a nejistoty vstupních parametrů modelu.

První otázkou je určení mechanických vlastností lidských tkání pro vstupní parametry Hillova modelu svalu a pro vlastnosti lidského těla jako celku. Lidské tělo je nutné modelovat také s určitou tuhostí a útlumem alespoň ve svislém směru pro dosažení realistické chůze modelu. Parametry Hillova modelu byly odvozeny z literatury, jejich vliv na mechaniku chůze byl však velmi nízký.

Problémem je také zjednodušení Hillova modelu svalu použitého pro model chodce. Původní Hillův model obsahuje nelineární pružiny a tlumiče, v práci však byly tyto části modelu uvažovány jako lineární pro zjednodušení výpočtu. Otázkou zůstává vliv tohoto zjednodušení na výsledky simulací s biomechanickým modelem.

Dalším problémem je určení funkcí popisujících pohyb lidského těla při chůzi. V příslušných kapitolách práce byla vypracována teorie pro funkce pohybu vycházející z úvah o mechanice chůze a z odhadů a měření skutečné chůze.

Tento pohyb by měl být ještě experimentálně ověřen, vyvinuté teorie pro funkci pohybu lze pak také chápat jako přípravu pro plánování nebo interpretování experimentu. Rozměry lidského těla a geometrii úponů svalů uvažovaných v práci, získaných z vlastních měření, by bylo možné zpřesnit pomocí vyšetření CT, měření na patologii, atd.

Pro určitý uvažovaný pohyb chodce je rovněž problémem určení kontrakčních sil modelů svalů, jejichž působením vznikne požadovaný pohyb. V práci byl použit postup, kdy jsou nejprve spočítány relativní zkrácení/prodloužení modelů svalů při simulaci pohybu chodce nuceně vedeného v požadovaném pohybu předepsanými posunutími.

Tyto časově závislé funkce jsou pak použity v následující simulaci volné chůze s využitím zpětné vazby. Kontrakční síly jsou dle odezvy modelu průběžně aktualizovány tak, aby bylo splněno s určitou přesností, relativní zkrácení/prodloužení modelů svalů. Použitý princip zpětné vazby „feed-back“ by měl být doplněn o princip řízení „feed-forward“, který by použil při simulaci také předem získané kontrakční síly z experimentů či speciálních simulací.

Kontrakční síly by měly být uvažovány pouze jako tahové, tak jak to odpovídá skutečnosti, dalším problémem je také staticky neurčité působení jednotlivých svalů či skupin svalů, kdy je nejasné rozdělení kontrakčních sil mezi jednotlivé svaly.

Stabilita modelu chodce definovaná jako stabilita rotace trupu kolem tří souřadných os je rovněž dalším aspektem, který by měl být v budoucnu rozklíčován. Stabilitu by bylo možné zajistit vhodným algoritmem zpětné vazby, který upravuje chůzi chodce na základě odezvy modelu při simulaci.

Člověk může využívat a obměňovat mnoho různých strategií řízení kontrakčních sil, pro výstižnější řízení modelu je potřeba prozkoumat různé strategie a doplnit je o poznatky neurověd v oblasti řízení chůze.

Závěry pro bipedální model

V případě simulací s biomechanickým modelem chodce, pohybujícím se na modelu pochůzně plochy s jedním stupněm volnosti, byla zjištěna změna odezvy zjednodušené konstrukce a kontaktních sil chodce oproti simulaci s pouze silovým buzením konstrukce. Pro buzení silovými účinky byly použity kontaktní síly chodce ze simulace chůze po nevíbrujícím podkladu.

Simulace byla provedena pro nastavení modelu chodce dle předchozích simulací na nevíbrujícím podkladu, kdy byly kontaktní síly jedné nohy srovnávány s kontaktními silami z experimentů [1]. Soustava s jedním stupněm volnosti měla vlastní frekvenci kmitání 2,0 Hz, stejná frekvence byla zvolena také pro frekvenci kroku chodce pro dosažení rezonance. Hmotnost modelu konstrukce byla 10000 kg, poměrný útlum pak 2 %.

Pro simulaci chůze po nevíbrujícím podkladu byly identifikovány první tři harmonické složky kontaktních sil chodce, pro uvažované nastavení modelu, a jejich amplitudy byly srovnány s hodnotami uvedenými ve směrnici [6]. Ze srovnání odezvy modelu s jedním stupněm volnosti pro silové zatížení a pro simulaci s modelem chodce byla identifikována konstanta tlumení $c = 250 \text{ N}\cdot\text{s}\cdot\text{m}^{-1}$, kterou přítomnost modelu chodce přidává k aplikovanému tlumení konstrukce.

Biomechanický model je pro běžnou praxi velmi komplikovaný a jeho použití vyžaduje specializovaný software. Z tohoto důvodu byl analyzován také jednodušší biomechanický model s jedním svislým stupněm volnosti obsahující hmotné těleso, pružinu a tlumič, dle [54]. Model popisuje mechanické vlastnosti stojícího člověka. V simulacích byly srovnávány veličiny odezvy pro bipedální model a pro model dle [54], pro který bylo použito pouze silové buzení pro úpravu parametrů pro člověka v chůzi.

Parametry modelu [54], konkrétně vlastní frekvence a útlum byly upraveny tak, aby bylo dosaženo přiblížení k odezvě simulace s bipedálním modelem. Výsledné hodnoty jsou: $m = 80 \text{ kg}$; $f = 4,0 \text{ Hz}$; $\zeta = 37 \%$.

Tento jednoduchý model by mohl sloužit pro analýzy vlivu přítomnosti chodce či chodců na mechanické vlastnosti konstrukce.

Analýzy by bylo potřeba doplnit o simulace s jiným nastavením modelu chodce, s jinými vlastními frekvencemi konstrukce, útlumem a hmotnostmi konstrukce, pro ověření závislosti výsledků na těchto vstupních parametrech.

Výsledky numerických analýz by měly být prověřeny experimenty s chodci na kmitajícím podkladu, kdy jsou zkoumány jejich kontaktní síly, pohyby trupu a nohou a kmitání podkladu.

Srovnání výsledků simulací s bipedálním modelem s výpočty dle norem

Pro simulaci s biomechanickým modelem chodce na modelu s jedním stupněm volnosti, s parametry popsány v předchozím odstavci, bylo provedeno srovnání odezvy kmitající pochůzná plochy s normou **ČSN EN 1995 - 2: Navrhování dřevěných konstrukcí - Část 2: Mosty** [91]. V normě je uveden výpočet pro maximální svislé zrychlení pochůzná plochy mostovky pro buzení jedním chodcem. Konstrukce je v normě zjednodušeně uvažována jako prostý nosník. Výpočet zrychlení dle normy byl upraven pro odezvu soustavy s jedním stupněm volnosti. Vypočtená hodnota pak byla prakticky identická s hodnotou zrychlení stanovenou v simulaci s biomechanickým modelem.

Pro kontaktní síly biomechanického modelu chodce při chůzi po nevibrujícím podkladu byly identifikovány amplitudy prvních tří harmonických členů Fourierovy řady. Amplituda prvního členu byla srovnána s hodnotou amplitudy svislého buzení s frekvencí kroku, použitého v Britské normě **BS5400-2: 1978 - Steel, concrete and composite bridges - Part 2: Specification for loads** [92], pro buzení konstrukce jedním chodcem. Hodnota amplitudy v normě je 180 N, není však známa uvažovaná hmotnost chodce. Amplituda prvního harmonického členu byla dle simulace s biomechanickým modelem spočítána na blízkých 200 N.

Srovnání kontaktních sil bipedálního modelu s experimentálně zjištěnými kontaktními silami

Před studii chůze po vibrujícím podkladu byly provedeny analýzy chůze po nevibrující ploše. Kontaktní síly jedné nohy pro svislý, příčný a podélný směr byly srovnány s kontaktními silami z experimentálního měření, uvedeném v [1]. Pro svislou kontaktní sílu byla zaznamenána relativně dobrá shoda s experimentem kromě druhého vrcholu závislosti odpovídající odrazu nohy v poloze za tělem. Tento vrchol byl v případě biomechanického modelu výrazně nižší.

Pro příčné a podélné kontaktní síly byla zaznamenána jen nízká míra shody. Pro přesnější výsledky by bylo potřeba detailněji modelovat zvedání/pokládání nohy a přerozdělování těchto sil mezi pravou a levou nohu.

Pro zajištění shody svislých kontaktních sil s experimentem se ukázala být klíčová tuhost spolu s útlumem modelu chodce. Pružiny a tlumiče jsou umístěny mezi chodidlem a zbylou částí modelu těla a tlumí tak pohyb chodce zejména v okamžiku našlapování. Parametry tuhosti a útlumu byly převzaty z [54], kde byl vyvinut model stojícího chodce s jedním svislým stupněm volnosti.

Dalším klíčovým parametrem modelu byl svislý pohyb trupu zejména při odrážení chodce do dalšího kroku. Velikost a načasování odrazu ovlivňuje tvar druhého vrcholu svislých kontaktních sil pro jednu nohu.

Doporučení pro budoucí výzkum

Další práce by měla být zaměřena na vylepšení teorií pro řízení chůze, zejména pak na doplnění algoritmů zpětné vazby pro stabilizaci chůze a pro případnou optimalizaci chůze. Optimalizace energetické náročnosti chůze, vibrací horní části těla, atd. by mohla sloužit jako nástroj pro předpověď chování chodce.

Biomechanický bipedální model by mohl být dále zpřesněn přidáním modelu paží, popřípadě hlavy nebo modelováním přetvoření trupu. Pro mechaniku chůze je však klíčové modelování nohou.

Numerické simulace s biomechanickým modelem by mohly být provedeny pomocí explicitně dynamických výpočtů a tato varianta by mohla být srovnána s implicitně dynamickými výpočty používanými v této práci. Cílem by bylo prozkoumat, zdali není explicitní metoda výpočtu vhodnější vzhledem k nelinearitě problému a řešení kontaktní úlohy.

Zdokonalený biomechanický model by bylo možné použít pro analýzy s více modely chodců a zahrnout tak do výpočtu rozmístění chodců na konstrukci, náhodné frekvence a fáze kroku, atd. Kromě adaptace chodce na odezvu konstrukce by mohl být model doplněn přidáním modelu vlivu okolí, např. ostatních chodců, na chůzi, tedy byla by modelována také interakce chodců mezi sebou.

Jako poslední bod lze uvést provedení citlivostních analýz biomechanického modelu pro určení klíčových vstupních parametrů modelu. Na tyto parametry by poté mohla být zaměřena pozornost a případné experimenty. V případě potřeby by pak tyto parametry mohly být uvažovány jako náhodné a zpřesnit tak výsledky analýz s biomechanickými modely.

Shrnutí

Biomechanické modely jednoznačně přispívají k hlubšímu pochopení vzájemného působení člověka a stavební konstrukce. Teorie ani modely ještě nejsou zcela na konci svého vývoje, po čase jejich dozrání by mohly být velmi dobře použitelné pro výstižnější analýzy konstrukcí a mohly by tak doplnit modely silového působení v případě atypických, velmi štíhlých nebo jinak problematických konstrukcí.

Detailnější analýza konstrukce s chodci také může zkvalitnit návrh dynamických pohlcovačů kmitání s ohledem na změnu mechanických vlastností konstrukce v důsledku přítomnosti chodců. Jednodušší modely odvozené z bipedálního biomechanického modelu by se poté mohly stát součástí příslušných norem.

SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ

- [1] ANDRIACCHI, T.P., OGLE, J.A., GALANTE, J.O. *Walking speed as a basis for normal and abnormal gait measurements*. Journal of Biomechanics, 10, 1977, pp. 261–268.
- [2] ASAMI, T., NISHIHARA, O., BAZ, A.M., JUNG, H.-J. *Analytical solutions to H_∞ and H_2 optimization of dynamic vibration absorbers attached to damped linear systems*. Transaction of the ASME, Journal of Vibration and Acoustics, 124, 2002, pp. 284–295.
- [3] BACHMANN, H., AMMANN, W. *Vibrations in Structures-Induced by Man and Machines*. Structural Engineering Documents, Vol. 3e, International Association of Bridge and Structural Engineering (IABSE), Zürich, 1987.
- [4] BARKER, C. *Some observations on the nature of the mechanism that drives the self-excited lateral response of footbridges*. In Proc. 1st Int. Conf. Design & Dynamic Behaviour of Footbridges, Paris. 2002.
- [5] BUTZ, C., FELDMANN, M., HEINEMEYER, C., SEDLACEK, G., et al. *Advanced Load Models for Synchronous Pedestrian Excitation and Optimised Design Guidelines for Steel Footbridges (SYNPEX)*. Project RFS-CR-03019, Final Report. RFCS, 2008, 169 p.
- [6] CHARLES, P., HOORPAH, W., et al. *Assessment of Vibrational Behaviour of Footbridges under Pedestrian Loading, Footbridges – technical guide*. Sétra/AFGC, France, 2006.
- [7] CHEUNG, Y.L., WONG, W.O. *H_∞ and H_2 optimizations of a dynamic vibration absorber for suppressing vibrations in plates*. Journal of Sound and Vibration. 2009, 320, pp. 29-42.
- [8] CRANDALL, S.H., MARK, W.D. *Random Vibration in Mechanical Systems*. Academic Press, New York, 1963.
- [9] DALLARD, P., FITZPATRICK, A.J., FLINT, A., LE BOURVA, S., LOW, A., SMITH, R.M.R., et al. *The London Millennium Footbridge*. Journal of Sound and Vibration. Struct Eng, 2001, 79(22), pp. 17–33.
- [10] DEN HARTOG, J.P. *Mechanical Vibrations*. fourth ed. McGraw-Hill, New York, 1956 Reprinted by Dover, New York, 1985.
- [11] ECHARDT, B., OTT, E., STROGATZ, S.H., ABRAMS, D.M., McROBIE, A. *Modeling walker synchronization on the Millennium Bridge*. PHYSICAL REVIEW E 75, 021110, 2007, p. 10.
- [12] ERIKSSON, P.E. *Vibration of Low-Frequency Floors - Dynamic Forces and Response Prediction*. PhD Thesis, Unit for Dynamics in Design, Chalmers University of Technology, Göteborg, Sweden, 1994.
- [13] GKARAS, V. *Vibration isolation systems using hysteretic multiple tuned mass damper oscillators*. PhD Thesis, Rice University, Houston, Texas, 2008, p. 104.
- [14] GRUNDMANN, H., KREUZINGER, H., SCHNEIDER, M. *Dynamic calculations of footbridges*. Bauingenieur, 68, 1993, pp. 215–225.
- [15] HANZLÍK, T. *Analyza štíhlé mostní konstrukce se zřetelem na snížení vibrací od pohybu chodců*. Diplomová práce, VUT Brno, Brno, Česká republika, 2011, s. 91.

- [16] HANZLÍK, T. *Lineární a nelineární analýza pohlcovače vibrací na štíhlé mostní konstrukci buzené pohybem chodců*. Příspěvek na konferenci: Modelování v mechanice 2012, VŠB-TU Ostrava, Ostrava, Česká republika, 2012, s. 29.
- [17] HEINEMEYER, C., BUTZ, C., KEIL, A., SCHLAICH, M., et al. *Design of lightweight footbridges for human induced vibrations*. Background document in support to the implementation, harmonization and further development of the Eurocode, 2009, 98 p.
- [18] INGÓLFSSON, E.T., GEORGAKIS, C.T., JÖNSSON, J. *Pedestrian-induced lateral vibrations of footbridges: A literature review*. Engineering Structures. 2012, 45, pp. 21-52.
- [19] INGÓLFSSON, E.T., GEORGAKIS, C.T., JÖNSSON, J., RICIARDELLI, F. *Vertical footbridge vibrations: towards an improved and codifiable response evaluation*. Third international conference on structural engineering, mechanics and computation, Cape Town, South Africa, 2007.
- [20] JANG, S.-J., BRENNAN, M.J., RUSTIGHI, E., JUNG, H.-J. *A simple method for choosing the parameters of a two degree-of-freedom tuned vibration absorber*. Journal of Sound and Vibration. 2012, 331, pp. 4658-4667.
- [21] KAREEM, A., KLINE, S. *Performance of multiple mass dampers under random loading*. Journal of structural engineering, Vol. 121, No. 2. 1995, pp. 348-361.
- [22] LI, H.-J., HU, S.-L.J., TAKAYAMA, T. *Optimal tuned mass damper design for prolonging structural fatigue life*. 8th ASCE Specialty Conference on Probabilistic Mechanics and Structural Reliability, PMC 2000-144.
- [23] MACDONALD, J.H.G. *Lateral excitation of bridges by balancing pedestrians*. Proceedings of the royal society. 2009, 465, pp. 1055-1074.
- [24] MARANO, G.C., GRECO, R., SGOBBA, S. *A comparison between different robust optimum design approaches: Application to tuned mass dampers*. Probabilistic Engineering Mechanics. 2010, 25, pp. 108-118.
- [25] MATSUMOTO, Y., SATO, S., NISHIOKA, T., SHIOJIRI, H. *A study on design of pedestrian over-bridges*. Transactions of JSCE, 4, 1972, pp. 50-51.
- [26] MATSUMOTO, Y., NISHIOKA, T., SHIOJIRI, H., MATSUZAKI, K. *Dynamic design of footbridges*. IABSE Proceedings, No. P-17/78, 1978, pp. 1-15.
- [27] McROBIE, F.A. *Long-term solutions of Macdonald's model for pedestrian-induced lateral forces*. Journal of Sound and Vibration. 2013, 332, pp. 2846-2855.
- [28] MORBIATO, T., VITALIANI, R., SAETTA, A. *Numerical analysis of a synchronization phenomenon: Pedestrian-structure interaction*. Computers and Structures. 2011, 89, pp. 1649-1663.
- [29] ORMONDROYD, J., DEN HARTOG, J.P. *The theory of the dynamic vibration absorber*. Journal of Applied Mechanics APM-50-7, 1928, pp. 9-22.
- [30] PACHI, A., JI, T. *Frequency and velocity of people walking*. Struct Eng, 2005, 83(3), pp. 36-40.
- [31] PIKOVSKY, A., ROSENBLUM, M., KURTHS, J. *Synchronization: A universal concept in nonlinear sciences*. Cambridge: Cambridge University Press, 2001.

- [32] QIN, J.W., LAW, S.S., YANG, Q.S., YANG, N. *Pedestrian - bridge dynamic interaction, including human participation*. Journal of Sound and Vibration. 2013, 332, pp. 1107-1124.
- [33] RICCIARDELLI, F., VICKERY, B.J. *Tuned vibration absorbers with dry friction damping*. Earthquake Engineering. Struct. Dyn. 28, 1999, pp. 707- 723.
- [34] SAS IP, Inc., Release 13.0: *Documentation for ANSYS*. 2010.
- [35] SCHLAICH, M. *Planning conditions for footbridges*. Proceedings of the International Conference on the Design and Dynamic Behaviour of Footbridges, Paris, France, 2002, pp. 40-52.
- [36] SCHNEIDER, M. *Ein Beitrag zu fußgängerinduzierten Brückenschwingungen*. Dissertation. Technische Universität München, 1991.
- [37] STAROSVETSKY, Y., GENDELMAN, O.V. *Attractors of harmonically forced linear oscillator with attached nonlinear energy sink. II: Optimization of a nonlinear vibration absorber*. Nonlinear Dyn, 2008, 51, pp. 47–57.
- [38] SACHSE, R. *The Influence of Human Occupants on the Dynamic Properties of Slender Structures*. PhD Thesis, Department of Civil and Structural Engineering, University of Sheffield, Sheffield, UK, 2002.
- [39] TONDL, A. *To the problem of self-excited vibration supression*. Engineering MECHANICS, Vol. 15, 2008, No. 4, pp. 297–307.
- [40] VENUTI, F., BRUNO, L. *Crowd-structure interaction in lively footbridges under synchronous lateral excitation: A literature review*. Physics of Life Reviews. 2009, 6, pp. 176-206.
- [41] WHEELER, J.E. *Prediction and control of pedestrian induced vibration in footbridges*. ASCE Journal of the Structural Division. 1982, 108 (ST9), pp. 2045-2065.
- [42] ŽIVANOVIĆ, S., RACIĆ, V., EL-BAHNSAY, PAVIĆ, A. *Statistical characterisation of parameters defining human walking as observed on an indoor passerelle*. Experimental vibration analysis for civil engineering structures, 2007, pp. 219–25.
- [43] ŽIVANOVIĆ, S., PAVIC, A., REYNOLDS, P. *Vibration serviceability of footbridges under human-induced excitation: a literature review*. Journal of Sound and Vibration. 2004, 279, pp. 1-74.
- [44] MAURER, 2017 [online]. *Tuned Mass Dampers*. [cit. 28.10.2017]. Dostupné z: [https://www.maurer.eu/fileadmin/medien/05_downloads/Produktinformationen/EN/BS S/TI_001_EN_MAUERER_TMD_2016_03_17_2VERSUCH.pdf](https://www.maurer.eu/fileadmin/medien/05_downloads/Produktinformationen/EN/BS_S/TI_001_EN_MAUERER_TMD_2016_03_17_2VERSUCH.pdf)
- [45] HANZLÍK, T., SALAJKA V., KALA, J. *Application of a simple biomechanical model of a pedestrian in the solution of the dynamic response of a light bridge structure*. Proc. of 25th European Safety and Reliability conference 2015, TAYLOR and FRANCIS GROUP, Zurich, Switzerland, 2015, p. 8.
- [46] Damo1977, 2009 [online]. *St Paul's Cathedral, Millennium Bridge and The City*. [cit. 20.8.2017]. Dostupné z: <https://www.flickr.com/photos/damo1977/3467579254>
- [47] Ostravské muzeum, 1886 [online]. *Zřícení řetězového mostu, r. 1886*. [cit. 20.8.2017]. Dostupné z: <http://www.ostrmuz.cz/website/imagemenu/collections/fotoarchiv/>

- [48] Archiv města Ostravy, [online]. Statutární město Ostrava - oficiální portál. *Historické kalendárium, pro týden od 12. do 18. září*. [cit. 20.8.2017]. Dostupné z: <https://www.ostrava.cz/cs/o-meste/tiskove-zpravy/historicke-kalendarium-1/archiv-historickeho-kalendaria/historicke-kalendarium-5>
- [49] ELLIS, B.R., JI, T. *Human-Structure Interaction in Vertical Vibrations*. Proceedings of the ICE: Structures and Buildings, 122 (1), 1997, pp. 1-9.
- [50] PIMENTEL, R.L. *Vibration Performance of Pedestrian Bridges due to Human-Induced Loads*. PhD Thesis, University of Sheffield, Sheffield, UK, 1997.
- [51] HOTHAN, S. *Einfluß der Verkehrslast - Mensch - auf das Eigenschwingungsverhalten von Fußgängerbrücken und die Auslegung linearer Tilger*. Thesis (Dipl.-Ing.). Universität Hannover, Germany, 1999.
- [52] FOSCHI, R.O., NEUMANN, G.A., YAO, F., FOLZ, B. *Floor Vibration due to Occupant and Reliability-based Design Guidelines*. Canadian Journal of Civil Engineering, 22 (3), 1995, pp. 471-479.
- [53] AL-FOQAHA'A, A.A. *Design Criterion for Wood Floor Vibrations via Finite Element and Reliability Analyses*. PhD Thesis, Washington State University, Pullman, USA, 1997.
- [54] BROWNJOHN, J.M.W. *Energy Dissipation in One-way Slabs with Human Participation*. Proceedings of the Asia-Pacific Vibration Conference '99, Nanyang Technological University, Singapore, 11-13 December, 1999. Vol. 1, 1997, pp. 155-160.
- [55] FALATI, S. *The Contribution of Non-structural Components to the Overall Dynamic Behaviour of Concrete Floor Slabs*. PhD Thesis, University of Oxford, Oxford, UK, 1999.
- [56] Instituto Nacional de Tecnología Industrial, 2014 [online]. *Eurocodes in a Worldwide Perspective*, Reidar. [cit. 20.8.2017]. Dostupné z: https://www.inti.gov.ar/cirsoc/pdf/puentes_acero/Reidar_Eurocode.pdf
- [57] SCHLAICH, M., BROWNLIE, K., CONZETT, J., SOBRINO, J., STRASKY, J., TAKENOUCI, K. *Guidelines for the design of footbridges. Guide to good practice*. fib, 2005. ISSN 1562-3610, ISBN 2-88394-072-X
- [58] ISO, *Bases for Design of Structures-Serviceability of Buildings and Walkways Against Vibrations*, ISO 10137, International Standardization Organization, Geneva, Switzerland, 2007.
- [59] ISO, *Mechanical Vibration and Shock - Evaluation of Human Exposure to Whole-body Vibration - Part 1: General requirements*, ISO 2631-1, International Standardization Organization, Geneva, Switzerland, 1997.
- [60] NĚMEC, I., *Nelineární mechanika, studijní opory*. Brno, Vysoké učení technické v Brně, Fakulta stavební, 2006.
- [61] FELDMANN, M., HEINEMEYER, C., *Design of Footbridges - Background Document, Human induced Vibrations of Steel Structures*, Research Fund for Coal and Steel, Aachen, Germany, 2008.
- [62] NOVÁK, V., 2017 [online]. *Energetický výdej člověka při sportu a práci*. Komplexní zdraví [cit. 21.8.2017]. Dostupné z: <http://www.komplexnizdravi.cz/pohyb/energeticky-vydej-cloveka-pri-sportu-a-praci/>

- [63] BALATKA, J., *Kineziologie pro posluchače tělesné výchovy I*, Gaudeamus, Univerzita HK, Katedra tělesné výchovy a sportu Pedagogické fakulty, Hradec Králové, 2002.
- [64] Spina.Pro, 2015 [online]. *Kosti Nizhnej Konečnosti*. [cit. 22.8.2017]. Dostupné z: <http://spina.pro/anatomy/kosti/kosti-nizhnej-konečnosti/>
- [65] Anatomy Organ, 2017 [online]. *Lower Limb Muscle Origin And Insertion Muscles Of The Lower Leg Photo Album - Klarosa*. [cit. 22.8.2017]. Dostupné z: <http://anatomyorgan.com/lower-limb-muscle-origin-and-insertion/lower-limb-muscle-origin-and-insertion-muscles-of-the-lower-leg-photo-album-klarosa-2/>
- [66] Klejonka.info, 2017 [online]. *Iliofemoral Ligament Cadaver*. [cit. 22.8.2017]. Dostupné z: <http://klejonka.info/2017image-iliofemoral-ligament-cadaver.awp>
- [67] Knochenschlosser, 2017 [online]. *Arthrose im Knie (Gonarthrose), Das Kniegelenk* [cit. 22.8.2017]. Dostupné z: <http://www.knochenschlosser.ch/schwerpunkte/knie/page27/index.html>
- [68] Faith Anatomy, 2001 [online]. *Joints of the Ankle*. [cit. 22.8.2017]. Dostupné z: <https://faithanatomy.wikispaces.com/Joints+of+the+Ankle>
- [69] Biologie člověka, 2017 [online]. *Tělní tekutiny a krev*. [cit. 22.8.2017]. Dostupné z: <http://www.biologiecloveka.estranky.cz/clanky/telni-tekutiny-a-krev.html>
- [70] Wikiskripta, 2017 [online]. *Mozkomíšní mok*. [cit. 22.8.2017]. Dostupné z: http://www.wikiskripta.eu/index.php/Mozkom%C3%AD%C5%A1n%C3%AD_mok
- [71] Wikiskripta, 2017 [online]. *Articulatio coxae*. [cit. 22.8.2017]. Dostupné z: http://www.wikiskripta.eu/w/Articulatio_coxae
- [72] Wikiskripta, 2017 [online]. *Biomechanika kolenního kloubu*. [cit. 22.8.2017]. Dostupné z: http://www.wikiskripta.eu/index.php/Biomechanika_kolenn%C3%ADho_kloubu
- [73] Wikiskripta, 2017 [online]. *Klouby nohy*. [cit. 22.8.2017]. Dostupné z: http://www.wikiskripta.eu/index.php/Biomechanika_kolenn%C3%ADho_kloubu
- [74] ČIHÁK, R., *Anatomie 1. 2. Vyd.* Grada, Praha, 2001-2004. ISBN 80-7169-970-5.
- [75] ČIHÁK, R., et al., *Anatomie 3. 2. Vyd.* Grada, Praha, 2004. ISBN 80-247-1132-X.
- [76] ELIŠKOVÁ, M., NAŇKA, O., *Přehledová anatomie*. Karolinum, Praha, 2006. 309 s. ISBN 80-246-1216-X.
- [77] Wikipedie, 2016 [online]. *Lidské svalstvo*. Poslední změna 17.04.2016 17:50 [cit. 23.8.2017]. Dostupné z: https://cs.wikipedia.org/wiki/Lidsk%C3%A9_svalstvo
- [78] Wikipedie, 2017 [online]. *Hustoty látek*. Poslední změna 16.06.2017 13:21 [cit. 23.8.2017]. Dostupné z: https://cs.wikipedia.org/wiki/Hustoty_l%C3%A1tek
- [79] Wikipedia, 2017 [online]. *Muscle*. Poslední změna 02.08.2017 13:42 [cit. 23.8.2017]. Dostupné z: <https://en.wikipedia.org/wiki/Muscle>
- [80] Gribble, P., Kistemaker, D., 2017 [online]. *Computational Motor Control: Muscle*. [cit. 23.8.2017]. Dostupné z: http://www.gribblelab.org/compneuro/_Control_Muscle_Models.html
- [81] WREN, T.A.L., YERBY, S.A., BEAUPRÉ, G.S., CARTER, D.R., *Mechanical properties of the human Achilles tendon*. Clinical Biomechanics 16. 2000, pp. 245-251.

- [82] JOHNSON, G.A., TRAMAGLINI, D.M., LEVINE, R.E., OHNO, K., CHOI, N.Y., WOO, S.L.Y. *Tensile and viscoelastic properties of human patellar tendon*. Journal of Orthopaedic Research. 1994, pp. 796-803.
- [83] MAGNUSSON, S.P., BEYER, N., ABRAHAMSEN, H., AAGAARD, P., NEERGAARD, K., KJAER, M. *Increased Cross-sectional Area and Reduced Tensile Stress of the Achilles Tendon in Elderly Compared With Young Women*. Journal of Gerontology: BIOLOGICAL SCIENCES, 2003, Vol. 58A, No.2, pp. 123-127.
- [84] JOVANOVIĆ, K., VRANIĆ, J., MILJKOVIĆ, N. *Hill's and Huxley's Muscle Models - Tools for Simulations in Biomechanics*. Serbian Journal of Electrical Engineering. Vol. 12, No. 1, 2015, pp. 53-67.
- [85] ENDO, K. *A Model of Muscle-Tendon Function in Human Walking*. PhD Thesis, Massachusetts Institute of Technology, Cambridge, USA, 2012.
- [86] HUXLEY, A.F., SIMMONS, R.M. *Proposed Mechanism of Force Generation in Striated Muscle*. Nature. London, 233, 1971, pp. 533-538.
- [87] HILL, A.V. *The Heat of Shortening and the Dynamic Constants of Muscle*. From the Section of Biophysics, Department of Physiology, University College, London, 1938, pp. 136-195.
- [88] ČSN EN 1990, *Eurokód: Zásady navrhování konstrukcí. ed.2*, Český normalizační institut, 2011.
- [89] ČSN EN 1991 - 2, *Eurokód 1: Zatížení mostů dopravou*, Český normalizační institut, 2005.
- [90] ČSN EN 1991 - 1 - 4, *Eurokód 1: Zatížení konstrukcí - Část 1 - 4: Obecná - zatížení - Zatížení větrem. ed.2*, Český normalizační institut, 2013.
- [91] ČSN EN 1995 - 2, *Eurokód 5: Navrhování dřevěných konstrukcí - Část 2: Mosty*, Český normalizační institut, 2006.
- [92] BS5400-2:1978 - *Steel, concrete and composite bridges - Part 2: Specification for loads*
- [93] AASHTO, *LRFD Guide Specifications for the Design of Pedestrian Bridges*, 2nd Edition, with 2015 Interim Revisions, American Association of State Highway and Transportation Officials, Washington, DC.
- [94] AASHTO, *LRFD Bridge Design Specification*, 2012, American Association of State Highway and Transportation Officials, Washington, DC.
- [95] MAURER, 2010. *Tuned Mass and Viscous Dampers - Technické informace a výrobky TMD-Info-28072003*.
- [96] Wikipedie, 2017 [online]. *Fourierova transformace*. Poslední změna 04.10.2017 11:38 [cit. 1.1.2018]. Dostupné z: https://cs.wikipedia.org/wiki/Fourierova_transformace
- [97] NAŘÍZENÍ VLÁDY, 272/2011, *o ochraně zdraví před nepříznivými účinky hluku a vibrací*
- [98] VĚSTNÍK MZ ČR, *Metodický návod pro měření a hodnocení hluku a vibrací na pracovišti a vibrací v chráněných vnitřních prostorech staveb*
- [99] ČSN ISO 2631-1, *Vibrace a rázy, Hodnocení expozice člověka celkovým vibracím - Část 1: Všeobecné požadavky*, Český normalizační institut, 1999.

[100] ČSN ISO 2631-2, *Vibrace a rázy, Hodnocení expozice člověka celkovým vibracím - Část 2: Vibrace v budovách (1 Hz až 80 Hz)*, Český normalizační institut, 2004.

Seznam prací publikovaných k tématu disertační práce

HANZLÍK, T. *Lineární a nelineární analýza pohlcovače vibrací na štíhlé mostní konstrukci buzené pohybem chodců*. Příspěvek na konferenci: Modelování v mechanice 2012, VŠB-TU Ostrava, Ostrava, Česká republika, 2012, s. 29.

HANZLÍK, T., SALAJKA V., KALA, J. *Application of a simple biomechanical model of a pedestrian in the solution of the dynamic response of a light bridge structure*. Proc. of 25th European Safety and Reliability conference 2015, TAYLOR and FRANCIS GROUP, Zurich, Switzerland, 2015, p. 8.

Připravované publikace

HANZLÍK, T., SALAJKA V., KALA, J. *Vliv parametrů biomechanického modelu chodce na kontaktní síly na podklad, pro buzení modelů stavebních konstrukcí*, 2018, s. 9.

HANZLÍK, T., SALAJKA V., KALA, J. *Dynamická odezva soustavy s jedním stupněm volnosti buzená pohybem biomechanického modelu chodce*, 2018, s. 8.

Seznam použitých zkratk a symbolů

TMD	Tuned Mass Damper, český ekvivalent je: Dynamický pohlcovač kmitání
λ	střední rychlost příchodu chodců na konstrukci
T_0	čas, který potřebuje chodec pro překonání konstrukce
n, N	počet chodců přítomných na mostě
ζ	poměrný útlum uvažovaného vlastního tvaru
f_p	frekvence kroku
v_p	rychlost neovlivněné chůze
a	konstanta lineární funkce pro závislost frekvence kroku na rychlosti kroku
b	konstanta lineární funkce pro závislost frekvence kroku na rychlosti kroku
$F(t)$	budící síla, která je funkcí času
k	součinitel příčné síly
$v(t)$	rychlost konstrukce v příčném směru
N_L	kritický počet chodců pro synchronizaci v příčném směru lávky
c	poměrný útlum vlastního tvaru
M	modální hmotnost vlastního tvaru
f	vlastní frekvence příčného kmitání
Ω_p	úhlová frekvence buzení konstrukce
ω_s, ω_p	úhlová vlastní frekvence kmitání konstrukce
d	hustota proudu chodců
B	šířka mostovky
L	délka mostovky
a_{limit}	limitní hodnota zrychlení pro svislé vibrace
δ_s	logaritmický dekrement konstrukčního tlumení
$a_{vert,1}$	svislé zrychlení mostu od jedné přecházející osoby
M	celková hmotnost mostu
l	rozpětí mostu
m	hmotnost mostu na jednotku délky
f_{vert}	základní vlastní frekvence pro svislé zrychlení mostu
k_{vert}	součinitel účinku více chodců pro svislou odezvu mostu
$a_{vert,n}$	svislé zrychlení mostu od n přecházejících osob
A	plocha mostovky
$a_{hor,1}$	vodorovné zrychlení mostu od jedné přecházející osoby

f_{hor}	základní vlastní frekvence pro vodorovné zrychlení mostu
k_{hor}	součinitel účinku více chodců pro vodorovnou odezvu mostu
$a_{hor,n}$	vodorovné zrychlení mostu od n přecházejících osob
f_0	nejnižší vlastní frekvence kmitání nezatíženého mostu
y_s	statické přetvoření
K	konfigurační faktor
ψ	dynamický součinitel
F	pulzující bodové zatížení
v_t	rychlost pohybu chodce
T	proměnná čas
W	hmotnost konstrukce zahrnující pouze stálé zatížení
f	nejnižší vlastní frekvence ve svislém směru
L	Lagrangian
T	kinetická energie
V	potenciální energie
q	zobecněná souřadnice
a	konstanta linearity
m_{zobec}	zobecněná hmotnost
k_{zobec}	zobecněná tuhost
m_{mod}	modální hmotnost
k_{mod}	modální tuhost
c	konstanta tlumení
α	násobitel matice hmotnosti
β	násobitel matice tuhosti
m	hmotnost pohlcovače kmitání
μ	poměr hmotností konstrukce a pohlcovače kmitání
M	ekvivalentní hmotnost vztažená k uvažovanému vlastnímu tvaru
κ	poměr vlastních frekvencí pohlcovače kmitání a vybraného vlastního tvaru
f_{pv}	vlastní frekvence pohlcovače kmitání
k	tuhost pružiny pohlcovače kmitání
c	konstanta tlumení pohlcovače kmitání
G_0	střední hodnota tíhy chodce
G_1	1. harmonická amplituda
G_i	i-tá harmonická amplituda

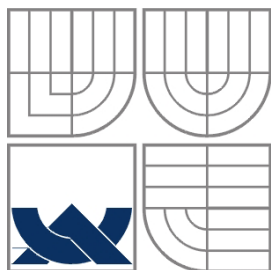
f_m	frekvence chůze
φ_i	fáze i -tého členu vzhledem k prvnímu členu
k	násobitel silových účinků jednoho chodce
m_1	hmotnost zjednodušené konstrukce
m_2	hmotnost pohlcovače kmitání
k_1	tuhost zjednodušené konstrukce
k_2	tuhost pružiny pohlcovače kmitání
c_1	konstanta tlumení zjednodušené konstrukce
c_2	konstanta tlumení tlumiče pohlcovače kmitání
y_1	výchylka zjednodušené konstrukce
y_2	výchylka pohlcovače kmitání
F_k	celková síla v pružině
F_v	celková síla v tlumiči
F_s	třecí síla
k_{22}	konstanta nelinearity pružiny
c_{22}	konstanta nelinearity tlumiče
m	hmotnost modelu
k	tuhost pružiny modelu
f_n	vlastní netlumená frekvence modelu
T_n	perioda vlastního netlumeného kmitání modelu
t_0	čas, ve kterém je aplikována síla
F	budící konstantní síla
T_d	perioda konstrukčně tlumeného kmitání
ω_n	nezlumená úhlová frekvence kmitání
$U(t)$	výchylka v čase t
t_r	čas konce lineární části zatěžovací funkce
v	rychlost pohybu chodce
s	délka kroku
G_{v1}	amplituda buzení ve svislém směru
G_{r1}	amplituda buzení v příčném směru
G_{l1}	amplituda buzení v podélném směru
a_{lim}	limitní zrychlení konstrukce ve svislém směru
y	amplituda svislé výchylky konstrukce
E	energie kmitajícího vlastního tvaru

l	rozpětí prostého nosníku
E	modul pružnosti
ν	Poissonův součinitel
ρ	hustota
A	průřezová plocha
I	moment setrvačnosti
y_{max}	amplituda svislé výchylky hmoty těla
r	frekvenční poměr
m	hmotnost těla chodce
F_{cont}	amplituda kontaktní síly
y_r	amplituda svislé výchylky těla chodce pro požadovanou kontaktní sílu
$m_{tělo}$	hmotnost modelu těla
m_{pata}	hmotnost modelu paty
F	budící síla
k_1	tuhost pružiny modelu chodce pro 1. kořen rovnice
f_{n1}	netlumená vlastní frekvence modelu chodce pro 1. kořen rovnice
c_1	konstanta tlumení tlumiče modelu chodce pro 1. kořen rovnice
k_2	tuhost pružiny modelu chodce pro 2. kořen rovnice
f_{n2}	netlumená vlastní frekvence modelu chodce pro 2. kořen rovnice
c_2	konstanta tlumení tlumiče modelu chodce pro 2. kořen rovnice
D	čelní rozměr eliptického segmentu modelu těla
d	boční rozměr eliptického segmentu modelu těla
h	výška kužele segmentu modelu těla
V	spočítaný objem segmentu modelu těla
A	čelní rozměr kvádrového segmentu modelu těla
B	boční rozměr kvádrového segmentu modelu těla
C	výška kvádrového segmentu modelu těla
k_s	tuhost sériové pružiny modelu svalu
k_p	tuhost paralelní pružiny modelu svalu
c_p	útlum paralelního tlumiče modelu svalu
k_m	konstanta tuhosti
B_m	konstanta útlumu
A_m	průřezová plocha svalu
l_{ms}	délka svalu

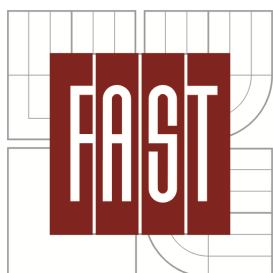
q_1	zobecněná souřadnice paty modelu chodce
q_2	zobecněná souřadnice těla modelu chodce
$r_1 - r_6$	stupně volnosti modelu nohou se třemi klouby
d	průměr válce
v	výška válce
m	hmotnost válce
s	stlačení nohou
l	délka segmentu nohy
J	moment setrvačnosti válce
θ	úhel propnutí nohou
T_r	dvojnásobek periody kroku
t_{lift}	doba zvedání/klesání nohy
$t_{airborne}$	doba, po kterou je noha zvednuta ve výšce $lift$
$lift$	výška, do které je zvedána noha
$td1R$	časový posun funkce svislého zvedání pravé nohy
$td1L$	časový posun funkce svislého zvedání levé nohy
$twait$	Doba čekání (setrvání na místě) pravé nebo levé nohy
$Step_longitudinal$	amplituda posunutí nohy, která je rovna délce kroku
$Tchange$	časová doba, po kterou je funkce posunutí goniometrická
$td2R$	časový posun funkce vodorovného podélného posunutí pravé nohy
$td2L$	časový posun funkce vodorovného podélného posunutí levé nohy
$SideShift$	amplituda posunutí trupu
$td3$	časový posun funkce vodorovného příčného posunutí trupu
y_{pelvis}	svislá souřadnice pánve
r_3	vzdálenost mezi hlezenním a kyčelním kloubem
y_t	svislá souřadnice hlezenního kloubu
y_{result}	výsledná svislá souřadnice pánve se zahrnutým změkčením pohybu
$y_{variation}$	funkce změkčení pohybu
T_{soft}	délka časového intervalu a funkce hladkého navázání pohybu pánve
T_{creep}	délka časového intervalu a funkce pro vyčkání do odrazu
T_{cont}	délka časového intervalu a funkce pro přípravu k odrazu
T_{push}	délka časového intervalu a funkce pro odraz
T_{fin}	celková délka časového intervalu všech funkcí
T_{step}	perioda kroku

D_{creep}	svislé posunutí pánve při pokrčení nohy sloužící jako příprava k odrazu
D_{cont}	upravené svislé posunutí pánve před odrazem
<i>Impact</i>	míra nespojitosti 1. derivace výsledné funkce v počátku
<i>Bder</i>	1. derivace v počátku
D	délka kolmice spuštěné z kolenního kloubu ke spojnici hlezna a kyčle
B	vzdálenost paty kolmice od hlezenního kloubu
l	vzdálenost mezi hlezem a kyčlí při napřímené noze
C_1	konstanta lineární kombinace
C_2	konstanta lineární kombinace
D_z	posunutí vybraného bodu na bérce ve směru z
b	vzdálenost hlezenního kloubu od uzlu, kde je aplikováno posunutí
c	vzdálenost hlezenního kloubu od kolenního kloubu
β	pootočení bérce
<i>Rsep_deg</i>	úhel, při kterém dojde k oddělení špičky od podkladu
θ	pootočení chodidla kolem příčné osy
<i>ytal</i>	funkce pro svislé zvedání chodidla pro pravou nebo levou nohu
L_y	svislá vzdálenost hlezna od kontaktních bodů modelu chodidla
L_z	vodorovná podélná vzdálenost mezi hlezem a špičkou modelu chodidla
L_{zp}	vodorovná podélná vzdálenost mezi hlezem a patou modelu chodidla
f	frekvence kroku
s	délka kroku
v	rychlost chůze
G	tíha modelovaného chodce
t_a	krok aktualizace feed-back
k_{fb}	zisk kontrakční síly
c_{fb}	útlum kontrakčních sil modelů svalů
t_{step}	krok numerické integrace výpočtu odezvy
k_{tread}	tuhost chodidla ve svislém směru
c_{tread}	útlum chodidla ve svislém směru
$k_{lateral}$	tuhost chodidla v příčném směru
$c_{lateral}$	útlum chodidla v příčném směru
$k_{longitudinal}$	tuhost chodidla v podélném směru
$c_{longitudinal}$	útlum chodidla v podélném směru
k_n	normálová tuhost kontaktu

k_t	tečná tuhost kontaktu
μ	součinitel smykového tření mezi uzly chodidel a podkladem
m	hmotnost modelu
k_H	tuhost pružiny modelu
c_H	konstanta tlumení tlumiče modelu
f_r	vlastní frekvence modelu
ζ	poměrný útlum modelu
m_k	hmotnost modelu konstrukce
f_n	vlastní frekvence modelu konstrukce
ζ_k	poměrný útlum modelu konstrukce
$a_{konstrukce}$	maximální zrychlení konstrukce



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA STAVEBNÍ
ÚSTAV STAVEBNÍ MECHANIKY

FACULTY OF CIVIL ENGINEERING
INSTITUTE OF STRUCTURAL MECHANICS

ANALÝZA DYNAMICKÉHO CHOVÁNÍ ŠTÍHLÝCH KONSTRUKCÍ A NÁVRH ZAŘÍZENÍ NA OMEZENÍ VIBRACÍ

ANALYSIS OF DYNAMICAL BEHAVIOUR OF SLENDER STRUCTURES AND DESIGN OF DEVICE
TO REDUCE VIBRATION

TEZE DOKTORSKÉ DISERTAČNÍ PRÁCE
PhD THESIS

AUTOR PRÁCE
AUTHOR

Ing. TOMÁŠ HANZLÍK

VEDOUCÍ PRÁCE
SUPERVISOR

doc. Ing. VLASTISLAV SALAJKA, CSc.

BRNO 2018

KLÍČOVÁ SLOVA

Štíhlá konstrukce, Buzení konstrukce chodce, Dynamická odezva konstrukce, Dynamický pohlcovač kmitání, Kontaktní síly chodce, Biomechanický model chodce, Interakce chodce s konstrukcí

KEYWORDS

Slender structure, Pedestrian excitation of structure, Dynamic response of structure, Tuned mass damper, Pedestrian contact forces, Biomechanical model of pedestrian, Pedestrian-structure interaction

ABSTRACT

This thesis deals with the modeling of pedestrian excitation of structures and obtaining the corresponding dynamic response of the structure. The trend of modern slender structures places more emphasis on the accuracy of modeling pedestrian dynamic excitation, which is difficult because of the intelligent behavior of pedestrians and the biological nature of the modeled pedestrian.

First part of the thesis deals with traditional models of pedestrian excitation, based on application of pedestrian ground force to the model of construction. Models are explored on a model of slender footbridge for many different excitation variants in order to explore the specifics of the force excitation application and the structure response calculation.

In second part of the thesis biomechanical pedestrian models are developed, including inertial forces, to calculate the pedestrian interaction with the structure. Parametric studies carried out on simplified structural models research the influence of design parameters of biomechanical models on dynamic response. The aim is to obtain a more accurate model of the pedestrian-construction system for refinement of the design of structures.

The design of a tuned mass dampers for the reduction of pedestrian induced vibrations is also explored. Tuned mass dampers are devoted to parametric studies that deal with the influence of design parameters of the damper on the efficiency and design requirements of the device. The aim is to explore the design parameters and their influence on the efficient and economical design of the device.

In the thesis were developed two biomechanical models, a simple biomechanical model with one vertical degree of freedom and a bipedal model of a human walking. Models have proven a certain degree of interaction when exciting light footbridges by one pedestrian. Bipedal model then also brought a partial insight into the mechanics of walking and the causes of pedestrian contact forces.

OBSAH

1. ÚVOD.....	1
2. SOUČASNÝ STAV ŘEŠENÉ PROBLEMATIKY.....	2
2.1 Modelování účinku chodců na konstrukce.....	2
2.1.1 Modelování osoby.....	2
2.1.1.1 Náhrada chodce silovými účinky.....	2
2.1.1.2 Fyzikální model chodce.....	3
2.1.1.3 Mechanické vlastnosti stojícího člověka a změna vlastností konstrukce v důsledku přítomnosti osob.....	3
2.2 Dynamický pohlcovač kmitání.....	4
3. CÍLE DISERTAČNÍ PRÁCE.....	5
4. STUDIE DYNAMICKÝCH POHLCOVAČŮ KMITÁNÍ	7
4.1 Model buzení chodce.....	7
4.2 Pohlcovač kmitání s lineárním chováním.....	8
4.3 Pohlcovač kmitání s nelineárním chováním.....	9
5. STUDIE PŮSOBENÍ CHODCŮ NA KONSTRUKCI	10
5.1 Buzení konstrukce silovými účinky chodce.....	10
5.1.1 Model buzení.....	10
5.1.2 Dynamická odezva konstrukce.....	10
5.1.3 Výpočet odezvy konstrukce buzené silovými účinky v různých směrech a různé polohy zatížení na konstrukci.....	10
5.2 Studie navržených biomechanických modelů chodce.....	12
5.2.1 Jednoduchý biomechanický model.....	12
5.2.2 Bipedální model chodce.....	15
5.2.2.1 Stavba modelu a základní teoretické předpoklady.....	15
5.2.2.2 Pohyb modelu a jeho řízení.....	17
5.2.2.3 Analýzy a studie modelu.....	18
6. ZÁVĚR.....	25
SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ.....	27
CURRICULUM VITAE.....	36

1. ÚVOD

Rozvoj nových technologií, pokročilých materiálů a možnosti numerických modelů umožňují konstruovat stále efektivnější, štíhlejší a lehčí konstrukce, než tomu bylo v minulosti. Toto je ve shodě i s architektonickými trendy, které těží z těchto nových možností a posouvají smělost konstrukcí na hranici technických možností.

Tato práce se zabývá pokročilým modelováním konstrukcí zatížených chodci na štíhlých lávkách, které představují typickou konstrukci ohroženou nežádoucí dynamickou odezvou.

Specifikem této práce je zaměření na modelování dynamického zatížení, popř. na omezení nadměrných vibrací konstrukce, tedy nehodnotí únosnost konstrukce jako takové.



Obr. 1.1 Most Millennium v Londýně [46]

Vědecký zájem o problematiku konstrukcí buzených chodci vzrostl po problémech s použitelností některých významných mostních konstrukcí, nejznámějšími incidenty byly, případ mostu Solferino v Paříži v roce 1999 a zejména pak případ mostu Millennium v Londýně v roce 2000 [9], obr. 1.1. V tomto případě se jednalo o nadměrné vibrace v příčném směru lávky, kdy pohyb konstrukce samotné ovlivnil působení chodců na konstrukci, docházelo zde tedy k interakci chodců s konstrukcí. Most Millennium musel být uzavřen po dobu 20 měsíců, neboť konstrukci bylo velmi obtížné přejít. Část této práce je věnována také studiím dynamických pohlcovačů kmitání (TMD), jejich optimalizaci, citlivosti na návrhové parametry a analýzám nelineárních pohlcovačů. Cílem těchto studií je prověřit aspekty návrhu a účinnost zařízení pro případ konstrukce buzené chodci.

2. SOUČASNÝ STAV ŘEŠENÉ PROBLEMATIKY

Pojednání o problematice je rozděleno do dvou částí, první je věnována modelování účinku chodců na konstrukce, ve druhé jsou shrnuty principy a trendy navrhování pohlcovačů kmitání.

2.1 MODELOVÁNÍ ÚČINKU CHODCŮ NA KONSTRUKCE

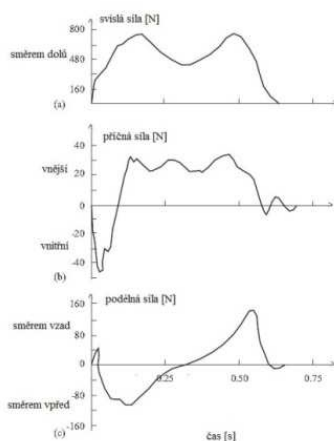
Cílem analýz je získat velikost kmitání konstrukce a stabilitu jejího stavu pro posouzení komfortu a použitelnosti konstrukce. Pro tuto úlohu je základní otázkou, jak definovat a modelovat působení chodců pro dynamický výpočet konstrukce.

2.1.1 Modelování osoby

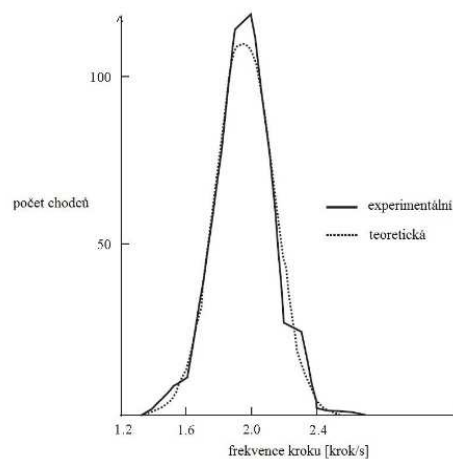
Zkoumání zatížení akcí osob na nejmenší nedělitelné jednotce, tedy jediném člověku, je základním stavebním kamenem celé problematiky.

2.1.1.1 Náhrada chodce silovými účinky

Pohybující se osoba je v tomto přístupu reprezentována pouze kontaktními silami, získanými z měření silového působení chodidel na nevibrující podkladní plochu. Jedná se o nejběžnější a nejjednodušší přístup modelování účinků chodce. Tyto síly pak slouží k buzení modelu konstrukce při dynamické analýze účinku chodců. Tento přístup nepředpokládá žádnou interakci mezi osobou a konstrukcí, čili kmitání konstrukce neovlivňuje pohyb hmot chodce a tedy jeho silové účinky.



Obr. 2.1 Svislá, příčná a podélná kontaktní síla chodidla, [1] (Andriacchi et al.)

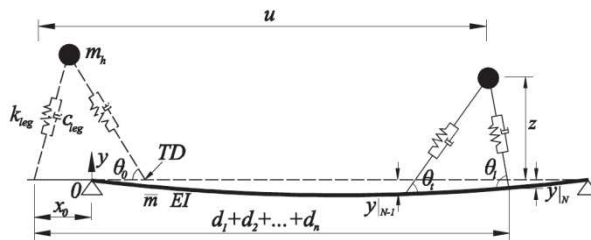


Obr. 2.2 Pravděpodobnostní rozdělení frekvence kroku chůze, [25] (Matsumoto et al.)

Měřením sil chodců při různých druzích pohybů se zabývalo již mnoho autorů, zde jsou uváděny jen vybrané výsledky těchto experimentů, obr. 2.1 a 2.2, které lze také nalézt v přehledu [43] (Živanović). Měření popisují jednotlivé složky sil, svislé a podélné obsahují dominantní frekvenci odpovídající frekvenci kroku, pro příčné síly je významná frekvence poloviční oproti frekvenci kroku.

2.1.1.2 Fyzikální model chodce

Fyzikální modely si kladou za cíl zjednodušeně vystihnout dynamiku lidského těla a její vliv na konstrukci a vzájemnou interakci těchto dvou částí. Modely obvykle využívají jednoho nebo více těles spojených základními reologickými modely, pružinami, tlumiči, atd. a zatížených silami.



Obr. 2.3 Dvounohý model chodce pro svislou interakci s konstrukcí, [32]
(Qin et al.)

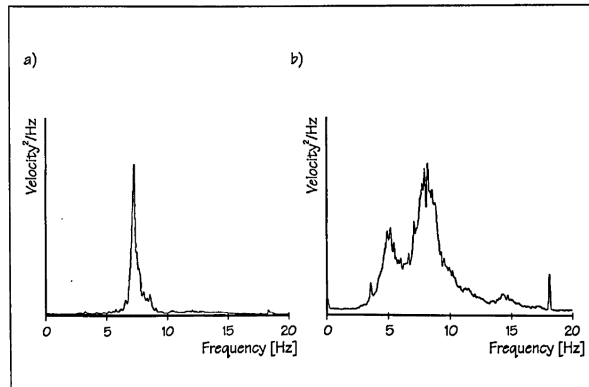
Pro zkoumání interakce svislého kmitání konstrukce a pohybujícího se chodce byl v [32] (Qin et al.) odvozen pokročilejší model, obr. 2.3. Tento model je dvounohý, tvořený jedním tělesem s hmotností, přičemž každá noha je tvořena pružinou a tlumičem. Model je vyšetřován v interakci s jednoduchou konstrukcí. Pohyb chodce je udržován prostřednictvím aplikovaných sil a časově proměnného tlumení v nohách chodce. Síly i tlumení jsou upravovány zpětně podle odezvy systému tak, aby byla zachována celková energie modelu chodce. Model ukázal vliv jednotlivých parametrů na míru interakce konstrukce a pohybující se osoby.

2.1.1.3 Mechanické vlastnosti stojícího člověka a změna vlastností konstrukce v důsledku přítomnosti osob

Tato práce primárně zkoumá pohybující se osoby a jejich vliv na konstrukci, mechanické vlastnosti stojícího člověka a příslušné modely jsou však základem pro biomechanický model člověka v chůzi.

Obrázek 2.4 zobrazuje spektrální hustotu odezvy uměle vybuzevané konstrukce stadionu ve Twickenhamu pro prázdnou konstrukci, obr. 2.4 a) a pro konstrukci zaplněnou stojícími lidmi, obr. 2.4 b) [49], [38]. Při zaplnění lidmi došlo

k rozšíření funkce spektrální hustoty. Došlo tedy ke vzniku nových vlastních frekvencí soustavy, změnu lze vysvětlit zvýšením počtu stupňů volnosti soustavy o stupně volnosti lidských těl.



Obr. 2.4 Spektrální hustota odezvy pro prázdný a zaplněný Twickenhamský stadion [49], [38].

Přehled parametrů modelů stojící osoby s jedním svislým stupněm volnosti, tvořené tělesem, pružinou a tlumičem, dle různých autorů, postupně [52], [53], [54], [55], uvádí [38]. Až na odlišný přístup uvedený v [55] se hmotnost modelu pohybuje v rozmezí 75 až 90 kg, což odpovídá hmotnosti celého člověka, vlastní frekvence je v rozsahu 3,3 až 4,9 Hz a poměrný útlum nabývá hodnot 33 až 37 %.

2.2 DYNAMICKÝ POHLCOVAČ KMITÁNÍ

Zařízení slouží k eliminaci a kontrole vibrací na konstrukcích, které by bez jejich užití nevyhověly požadavkům na komfort uživatelů či použitelnost.

Dynamický pohlcovač kmitání je často používán na štíhlých konstrukcích, moderního charakteru, buzených chodci.

Nejobvyklejší forma pohlcovače kmitání má podobu tělesa s určitou hmotností, připojeného prostřednictvím pružin a hydraulických tlumičů k místu konstrukce s nejvyšší odezvou.

Výstupem návrhu jsou parametry pohlcovače kmitání, jako jsou hmotnost, tuhost pružin, útlum tlumičů, atd. pro danou konstrukci. Jejich stanovení je především optimalizační problém, kdy účelem je omezení vibrací, únavového poškození či jiných aspektů chování dynamicky zatížené konstrukce.

Současné odborné práce týkající se TMD, zkoumají různé způsoby uspořádání, buzení, nelineárního chování, optimalizačních technik a dalších témat týkajících se problematiky pohlcovačů kmitání.

3. CÍLE DISERTAČNÍ PRÁCE

Hlavním cílem práce je vyvinutí nových modelů buzení chodce pro výpočet odezvy konstrukce ve svislém směru s uvažováním vzájemného působení (interakce) konstrukce a chodce. Vypočtené odezvy budou srovnávány s odezvou stanovenou pomocí existujících modelů, které neuvažují působení konstrukce na chodce. Důvodem pro vývoj těchto modelů je skutečnost, že interakce ve svislém směru nebyla dosud dostatečně prozkoumána.

Nové modely buzení zjednodušeně popisují mechaniku lidského těla při chůzi a z jejich pomocí lze také prozkoumat vliv přítomnosti chodce na mechanické vlastnosti konstrukce. S tím souvisí studie dynamických pohlcovačů kmitání umístěných na konstrukci, které zkoumají vliv vstupních parametrů modelu, mezi které patří také parametry konstrukce, na odezvu konstrukce buzené chodci a na konstrukční parametry zařízení.

Část práce je také věnována studiím existujících modelů, pro buzení konstrukce ve svislém směru, které jsou založeny na buzení experimentálně získanými kontaktními silami chodců. Studie zkoumají vybrané aspekty aplikace buzení a vyhodnocování odezvy konstrukce jako příprava pro budoucí nasazení modelů se zahrnutím interakce.

Cílem je tedy zpřesnit výpočet odezvy konstrukce buzené pohybem chodců, a to i v případě konstrukce s pohlcovačem kmitání.

V následujících sedmi bodech jsou detailněji rozepsány dílčí cíle disertační práce, tvořící dohromady výše popsany hlavní cíl.

1. Prozkoumání specifik návrhu pohlcovače kmitání v případě konstrukce zatížené chodci. Studie pohlcovačů s lineárním chováním budou tvořeny citlivostními analýzami pro určení klíčových vstupních parametrů z pohledu účinnosti zařízení a z pohledu návrhových veličin pro konstruování samotného zařízení. V případě pohlcovačů kmitání s nelineárním chováním bude provedena studie vlastností a účinnosti zařízení pro různé druhy nelineárního chování.

2. Zpřesnění v současnosti běžně používaných silových modelů, tedy modelů, ve kterých je působení chodce na konstrukci nahrazeno ekvivalentními silovými účinky získanými z měření kontaktních sil chodce. Prozkoumání různých způsobů modelování pohyblivého silového zatížení aplikovaného na konstrukci.
3. Vybudování teoretického pozadí pro modelování chůze ve zjednodušeném pojetí. Vyvinutí jednoduchých i složitějších biomechanických modelů a prozkoumání možnosti jejich nasazení pro analýzu konstrukcí. Cílem je zpřesnit současné modely a poskytnout jednoduchý, ale výstižný model pro numerické analýzy, který by mohl být také implementován do výpočetního software. Přenést a upravit principy používané v biomechanice pro uplatnění v analýze působení člověka na konstrukci.
4. Pomocí biomechanických modelů prozkoumat interakci chodců s konstrukcí. Cílem je hlubší pochopení mechanismu působení chodce na konstrukci s případným uvážením vzájemného ovlivnění. Práce je zaměřena na interakci ve svislém směru a hodnocen by měl být také vliv chodce na mechanické vlastnosti konstrukce.
5. Srovnání výsledků z výstižnějších analýz provedených s využitím biomechanických modelů s výsledky dle normativních postupů, které využívají obvykle silové modely buzení. Srovnávají budou odezvy pochůzní plochy pro konkrétní model konstrukce.
6. Pro potřeby ověření platnosti biomechanických modelů a identifikaci jejich parametrů jsou navrhovány experimenty. Pro jejich přípravu bude v práci vytvořena zásoba výstupních veličin, jako například, zrychlení konstrukce, kontaktní síly, atd. v závislosti na vstupních parametrech.
7. Srovnání výsledků z výpočtů s biomechanickými modely s dostupnými experimentálními daty pro ověření správné funkce modelu. Jedná se zejména o kontaktní síly chodce na podklad.

4. STUDIE DYNAMICKÝCH POHLCOVAČŮ KMITÁNÍ

Studie pohlcovačů kmitání jsou rozděleny na zkoumání pohlcovačů s lineárním a nelineárním chováním. V obou případech je použit model se dvěma stupni volnosti, představující zjednodušený model konstrukce spojený se zjednodušeným modelem pohlcovače kmitání.

Parametry zjednodušeného modelu konstrukce byly získány analýzou prutového modelu uvažované zavěšené lávky. Na tomto modelu byl proveden výpočet vlastních frekvencí a vlastních tvarů kmitání a byla stanovena modální hmotnost a tuhost pro vybraný vlastní tvar kmitání.

Studie pohlcovačů s lineárním chováním zkoumají vliv návrhových parametrů na účinnost, na relativní výchylku mezi tělesem pohlcovače a konstrukcí a na velikost sil v pružině a v tlumiči. Studie pohlcovače s nelineárním chováním pak zkoumají vliv návrhových parametrů a různých typů nelinearit na vybrané veličiny odezvy. Studie byly autorem publikovány také v [16].

Cílem je prozkoumat návrhové parametry a jejich vliv na efektivní a ekonomický návrh zařízení i v případě záměrně či nedokonalostně nelineárního chování pohlcovače kmitání.

4.1 MODEL BUZENÍ CHODCI

V této práci bylo vycházeno z modelu zatěžovacích sil převzatého z [6], který pro svislou sílu uvažuje první tři členy Fourierovy řady:

$$F(t) = G_0 + G_1 \sin 2\pi f_m t + \sum_{i=2}^n G_i \sin(2\pi i f_m t - \varphi_i), \quad (4.1)$$

kde $G_0 = 700$ N střední hodnota tíhy chodce; G_1 1. harmonická amplituda; G_i i -tá harmonická amplituda; f_m frekvence chůze; n počet uvažovaných členů; φ_i fáze vzhledem k prvnímu členu,

$$G_1 = 0,4 \cdot G_0; G_2 = G_3 \approx 0,1 \cdot G_0, \quad (4.2)$$

$$\varphi_2 = \varphi_3 \approx \pi/2. \quad (4.3)$$

Pro buzení pohlcovače s nelineárním chováním je zjednodušeně uvažováno nepohyblivé působíště sil a 4 násobek účinků jednoho chodce a dále je pro zjednodušení zvolen pouze první člen Fourierovy řady s amplitudou 280 N.

Pro pohlcovač s lineárním chováním jsou uvažovány stejné předpoklady, kromě amplitudy budící síly, která je uvažována hodnotou 1000 N.

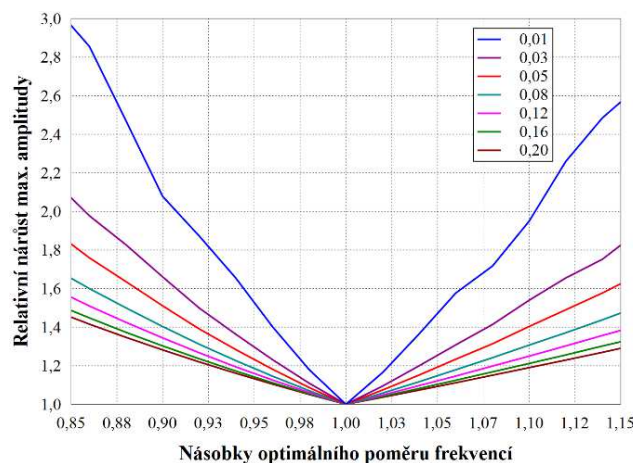
Návrhovými parametry pohlcovače kmitání s lineárním chováním jsou poměr hmotností pohlcovače a modální hmotnosti konstrukce, vlastní frekvence kmitání pohlcovače a poměrným útlum pohlcovače.

Pro studie byly nejprve stanoveny optimální hodnoty vlastní frekvence kmitání pohlcovače a poměrného útlumu dle metodiky [10] pro zvolený poměr hmotností.

4.2 POHLCOVAČ KMITÁNÍ S LINEÁRNÍM CHOVÁNÍM

Ve studiích byly obměňovány návrhové parametry okolo optimálních hodnot a stanovována ustálená odezva soustavy na harmonické buzení. Model je buzen postupně různými frekvencemi z pásma okolo vlastní frekvence modelu konstrukce. Výstupem jsou poté amplitudy nebo maxima amplitud přes pásmo frekvencí buzení pro výchylku konstrukce, relativní výchylku mezi konstrukcí a pohlcovačem, sílu v pružině a sílu v tlumiči pohlcovače.

Studie jsou doplněny optimalizací maximální amplitudy výchylky konstrukce, pro různé poměry hmotností.

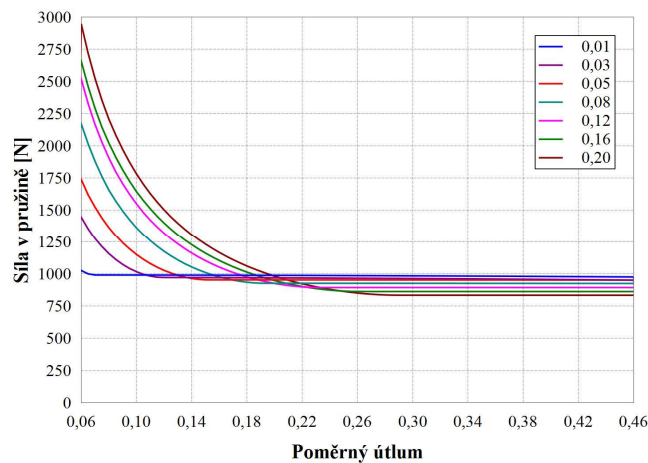


Obr. 4.2 Relativní nárůst maximální amplitudy relativní výchylky konstrukce a pohlcovače v závislosti na násobcích optimálního poměru frekvencí, pro různé poměry hmotností

Obrázek 4.2 zobrazuje příklad studie vlivu poměru vlastních frekvencí konstrukce a pohlcovače na maximální amplitudu relativní výchylky konstrukce a pohlcovače. Obrázek 4.3 pak příklad studie maximální amplitudy síly v pružině pohlcovače v závislosti na poměrném útlumu pohlcovače.

Dle výsledků analýz byla zjištěna velká citlivost na odchýlení od optimálního poměru vlastních frekvencí stanoveného dle [10] zjednodušené konstrukce a pohlcovače kmitání. Tato citlivost se dotýká veličin, jakými jsou, amplituda

výchyly konstrukce, amplituda relativní výchyly konstrukce a tělesa pohlcovače, a síla v pružině a tlumiči pohlcovače. Tato citlivost rovněž roste s klesajícím poměrem hmotností.

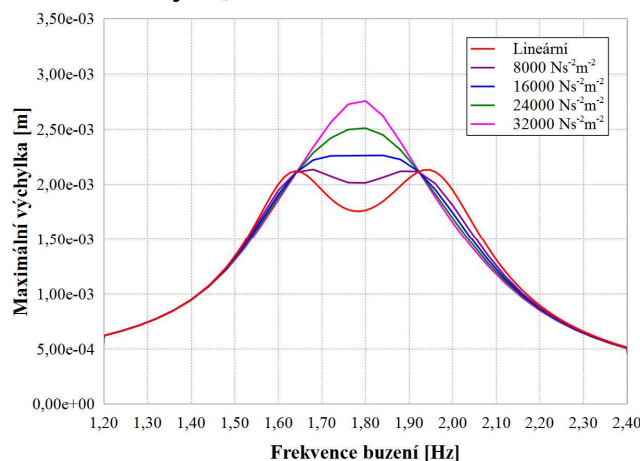


Obr. 4.3 Maximální hodnoty amplitudy síly v pružině pohlcovače, v závislosti na poměrném útlumu pohlcovače, pro různé poměry hmotností

4.3 POHLCOVAČ KMITÁNÍ S NELINEÁRNÍM CHOVÁNÍM

Studie pohlcovače kmitání s nelineárním chováním zkoumají vliv návrhových parametrů a různých typů nelinearit na vybrané veličiny odezvy.

Model z předchozí kapitoly byl doplněn o třetí prvek, nelineární pružinu a nelineární tlumič. Kromě lineárních charakteristik označených m_2 , k_2 , c_2 se tak uplatňují další tři charakteristiky F_s , k_{22} , c_{22} .



Obr. 4.4 Maximální výchylka konstrukce v závislosti na frekvenci buzení a konstantě c_{22} nelineárního tlumiče

Studována je maximální výchylka konstrukce v časové oblasti po ustálení odezvy harmonicky buzeného systému. Maximální výchylky jsou stanoveny pro pásmo

frekvencí buzení v závislosti na míře nelinearity systému. Jako příklad výsledků analýz je na obr. 4.4 uvedena maximální výchylka konstrukce v závislosti na frekvenci buzení pro případ s nelineárním tlumičem.

Přidané nelineární prvky způsobují snížení účinnosti pohlcovače v závislosti na zvolené míře nelinearity. Zde by bylo vhodné srovnání s empiricky získanými hodnotami, například třecí síly působící při pohybu tělesa pohlcovače, atd.

5. STUDIE PŮSOBENÍ CHODCŮ NA KONSTRUKCI

5.1 BUZENÍ KONSTRUKCE SILOVÝMI ÚČINKY CHODCE

V těchto studiích jsou zkoumány různé způsoby aplikace silových účinků chodce pro buzení modelu konstrukce. Modely silového buzení jsou zkoumány na konkrétní štíhlé lávce s cílem prozkoumat specifika aplikace silového buzení a výpočtu odezvy konstrukce.

Ve studiích je uvažována stejná konstrukce zavěšené lávky jako v případě studií pohlcovače kmitání. Na konstrukci je uvažován dynamický pohlcovač kmitání s poměrem hmotností 5,2 % nastavený na optimální hodnoty vstupních parametrů dle metodiky uvedené v [10].

5.1.1 Model buzení

Ve studiích je uvažován stejný model buzení jako ve studiích pohlcovačů kmitání. Model je upraven pro rozdělení zatížení na jednotlivé nohy.

Buzení podle [6] je obecně uvažováno jako součin časové a prostorové komponenty. Časová část $F(t)$ je součtem harmonických funkcí, vztah (4.1).

Prostorová komponenta byla autorem upravena pro buzení působící v místě došlapu levé, respektive pravé nohy na funkci s hodnotou 1 v okamžiku, kdy je pouze jedna noha v kontaktu s podkladem, lineární okrajové části pak odpovídají postupnému zatížení, respektive odlehčení nohy.

5.1.2 Dynamická odezva konstrukce

Výpočty jsou realizovány jako odezva na obecné buzení Newmarkovou metodou. Silové buzení ve studiích mění během výpočtu své působíště, tak jak to odpovídá chůzi jednoho chodce přes most. Výstupem je pak vždy odezva konstrukce v časové oblasti.

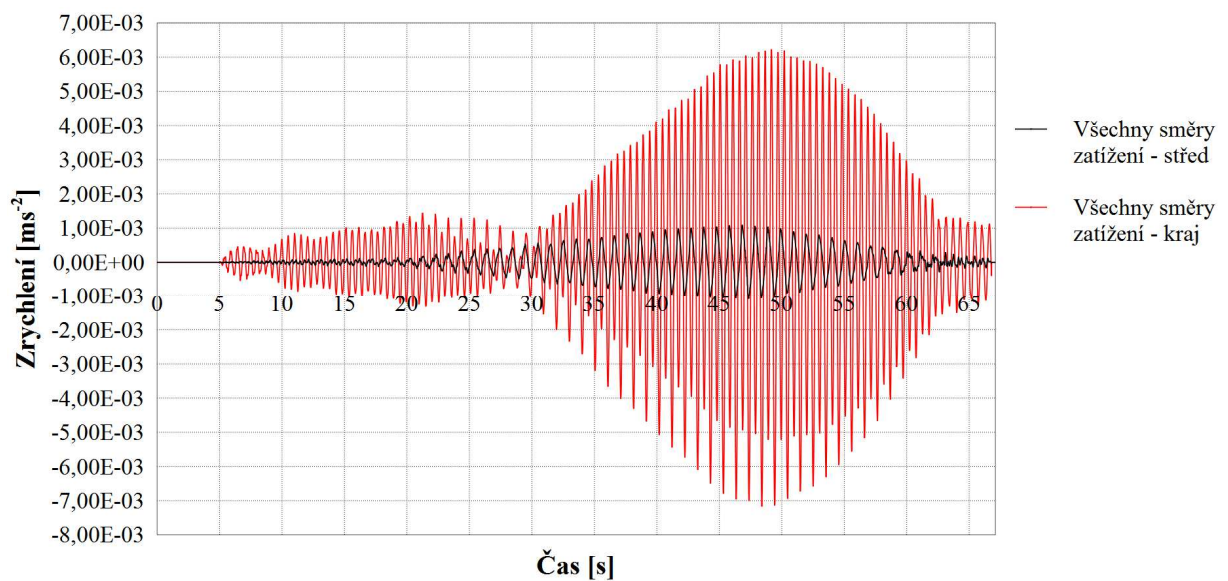
5.1.3 Výpočet odezvy konstrukce buzené silovými účinky v různých směrech a různé polohy zatížení na konstrukci

Ve studiích jsou srovnávány odezvy mostovky modelu lávky pro různé směry buzení, konkrétně svislý, příčný a podélný směr a různé trajektorie působení

zatížení. Trajektorie jsou uvažovány dvě, první v ose lávky a druhá na kraji příčného profilu mostovky pro vybuzení zejména torzních vlastních tvarů konstrukce. Hodnocena jsou zrychlení mostovky v různých směrech, pro jednotlivá buzení i pro jejich kombinaci.

Cílem studie je zhodnotit vliv buzení konstrukce v různých směrech a v různém umístění na odezvu konstrukce, v určitém, vybraném směru. Obrázek 5.1 zobrazuje zrychlení mostovky v příčném směru, ve vybraném místě pochůzní plochy konstrukce, pro dvě varianty buzení. V obou variantách je konstrukce buzena ve svislém, příčném i podélném směru a to nejprve uprostřed mostovky a poté na kraji v příčném směru mostovky.

Tyto výsledky jsou platné jen pro řešenou konstrukci, nicméně studie ukazují, že lze nalézt reálnou konstrukci, u které mají vliv na odezvu i buzení působící v jiných směrech, než je směr odezvy a že tento jev může být spojen s asymetrií buzení.



Obr. 5.1 Zrychlení mostovky v příčném směru

Příčnou odezvu nejvíce ovlivnilo asymetrické svislé buzení a určitý vliv mělo, dle očekávání, příčné buzení.

U jednoduchých konstrukcí lze vliv některých buzení vyloučit, pokud se však jedná o složitější konstrukce, nebo v nejasných případech, je potřeba provádět buzení kompletními silami a posuzovat odezvu ve všech směrech kmitání a dále také uvažovat asymetrii buzení a hledat maximální odezvu v rámci celé plochy mostovky.

5.2 STUDIE NAVRŽENÝCH BIOMECHANICKÝCH MODELŮ CHODCE

5.2.1 Jednoduchý biomechanický model

V následující kapitole je popsán vývoj a analýzy jednoduchého biomechanického modelu. Předmětem této studie je svislá interakce mezi tělem chodce, uvažovaným zjednodušeně jako model s jedním stupněm volnosti, a konstrukcí. Studie byly autorem publikovány také v [45].

Záměrem práce je získat představu o závislosti kontaktních sil chodce, zrychlení konstrukce a dalších měřitelných veličin na parametrech biomechanického modelu a dalších okolnostech, pro možnost identifikace těchto parametrů pomocí zkoušek. Snahou je také zdokonalit, popřípadě obměnit autorem navržený model chodce.

Jednoduchý biomechanický model je tvořen tělesem, pružinou a tlumičem. Tato soustava zjednodušeně nahrazuje lidské tělo a jeho pohyb ve svislém směru při chůzi. Pro tento model byl odvozen vztah pro návrh pružiny a tlumiče pomocí známé první harmonické frekvence kontaktních sil chodce a její amplitudy dle [6]. Do systému je rovněž přidána dvojice sil shodné velikosti a opačného směru kdy jedna působí na patu a druhá na tělo chodce. Síly mají harmonickou časovou závislost s frekvencí rovnou požadované frekvenci kontaktních sil a zajišťují ustálené kmitání modelu těla s požadovanou amplitudou kontaktních sil na tuhém nevibrujícím podkladu.

Uvažujme vztah pro ustálenou odezvu tlumeného a buzeného harmonického oscilátoru:

$$y_{\max} = \frac{F}{k} \frac{1}{\sqrt{(1-r^2)^2 + 4\zeta^2 r^2}} \quad (5.1)$$

kde, y_{\max} amplituda svislé výchylky těla; F amplituda budících sil; k tuhost pružiny; $r = \Omega/\omega_n$ frekvenční poměr; Ω úhlová frekvence budících sil; ω_n vlastní úhlová frekvence oscilátoru; m hmotnost těla chodce; ζ poměrný útlum oscilátoru; F_{cont} amplituda kontaktní síly; $y_r = \frac{F_{cont}}{\Omega^2 m}$ amplituda svislé výchylky těla chodce pro požadovanou kontaktní sílu.

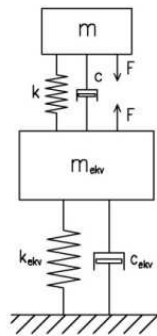
Pokud je m , F_{cont} a Ω pevně zvoleno, pak zbývají pro jednoznačné určení modelu tři parametry F , k a ζ .

Pomocí znalosti amplitudy kontaktní síly, známé např. z experimentálního měření na nevibrujícím podkladu, lze snížit neurčitost na dva parametry pomocí rovnice 5.1. Při zvoleném F a ζ dostaneme kvadratickou rovnici pro neznámé k .

Jedním z předmětů této práce je prozkoumání možnosti určit zbylé parametry pomocí měření kontaktních sil, popřípadě dalších veličin na vibrujícím podkladu.

Model konstrukce uvažovaný ve studiích

Konstrukce je nejprve zjednodušena na model s jedním stupněm volnosti, tvořený tělesem, pružinou a tlumičem. Pro studie je uvažována konstrukce s 1. svislou vlastní frekvencí 2,087 Hz a hmotností 2511 kg. Přidáním biomechanického modelu k modelu konstrukce vznikne model s dvěma stupni volnosti, obr. 5.2.

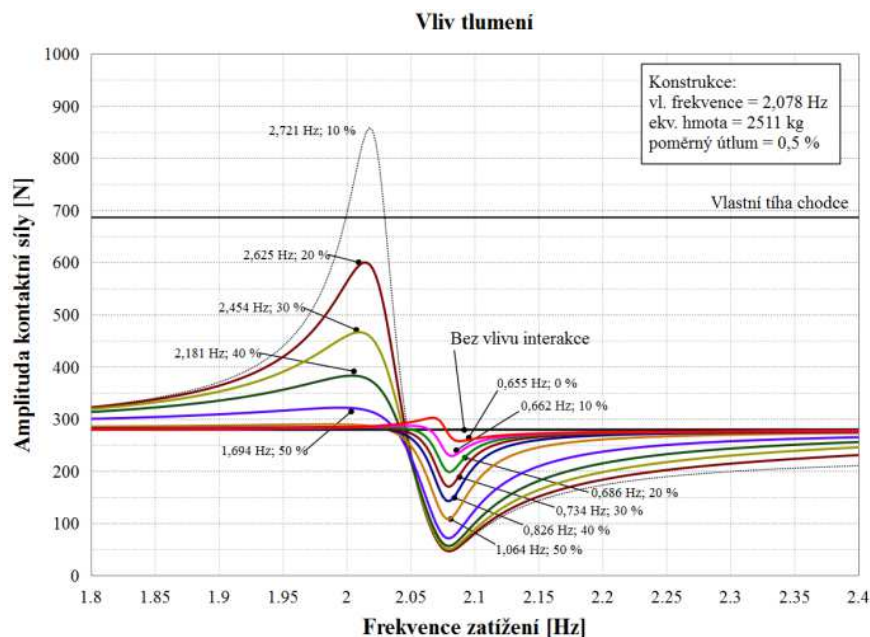


Obr. 5.2 Biomechanický model spojený s modelem konstrukce s 1 stupněm volnosti

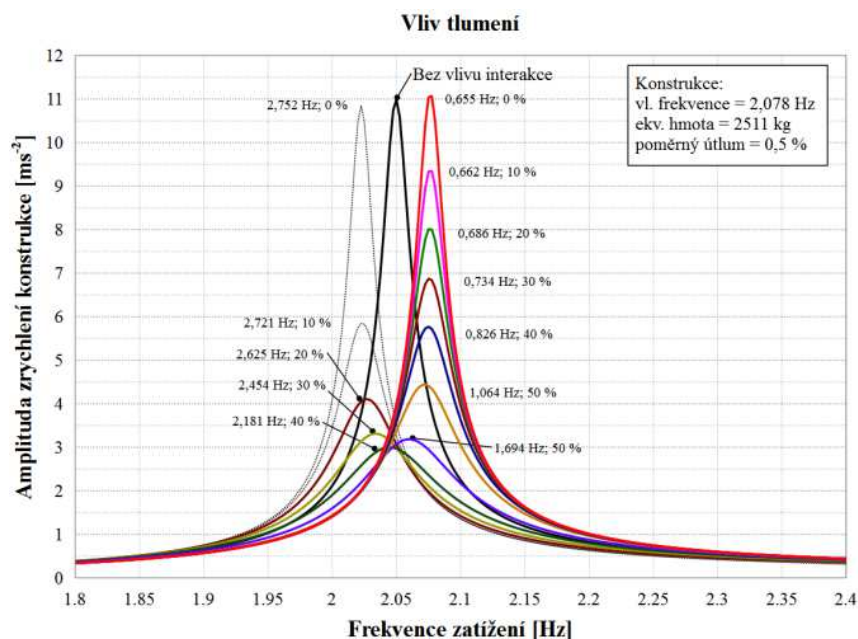
Harmonická analýza

Harmonické analýzy byly provedeny pro různé kombinace parametrů F a ζ a následně byly sestaveny grafy pro vliv amplitudy budících sil a pro vliv poměrného útlumu modelu chodce na odezvu. Grafy znázorňují amplitudu kontaktní síly, kterou chodec působí na konstrukci a amplitudu zrychlení konstrukce zjednodušené na model s jedním stupněm volnosti. Obrázky 5.3 a 5.4 zobrazují, jako příklad, výsledky pro vliv poměrného útlumu. Řešením kvadratické rovnice pro k vzniknou dva kořeny a tedy dvě příslušné netlumené vlastní frekvence modelu chodce, pro zvolený poměrný útlum jsou proto stanoveny vždy dvě funkce.

Přítomnost jednoduchého biomechanického modelu na konstrukci vyvolává snížení maximální odezvy přes pásmo frekvencí buzení ve srovnání s odezvou bez vlivu interakce. Takto definovaný model chodce tedy působí přibližně jako pohlcovač kmitání s malou hmotností.



Obr. 5.3 Vliv útlumu na amplitudo-frekvenční závislost kontaktní síly



Obr. 5.4 Vliv útlumu na amplitudo-frekvenční závislost zrychlení konstrukce

Buzení modelu chodce není v tomto případě závislé na jeho stavu či kmitání modelu těla a je popsáno pouze neměnnou frekvencí a amplitudou. Toto zjednodušení spolu s dalšími, jako je zjednodušené rozložení hmoty nohou, uvažování linearity, popsání mechanických vlastností kloubů, kostí, svalů a jejich řízení pomocí pružiny, tlumiče a dvojice sil, limituje závěry této studie.

5.2.2 Bipedální model chodce

Pro zdokonalení modelování působení chodce na konstrukci byl autorem vyvinut bipedální, tedy dvounohý, biomechanický model.

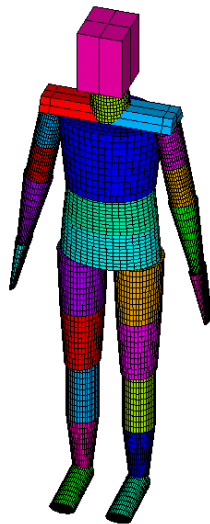
5.2.2.1 Stavba modelu a základní teoretické předpoklady

Základní předpoklady

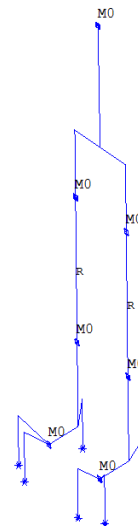
Cílem je vypracovat teoretický aparát, pro tvorbu a validaci biomechanických modelů. Z tohoto důvodu jsou parametry lidského těla a modelů uvažovány jako deterministické a pouze pro jeden typ člověka. Jiné parametry na základě věku, pohlaví, konstituce, atd., stejně jako náhodná povaha parametrů mohou být zohledněny v budoucích etapách výzkumu. Tvorba biomechanického modelu by měla vycházet z pochopení stavby a funkce lidského těla.

Průřezy a rozměry lidského těla

Pro vyvinutí bipedálního biomechanického modelu bylo provedeno vlastní měření rozměrů lidského těla. Byly měřeny osové rozměry člověka, tedy vzdálenosti spojnic kloubů a významných bodů lidského těla. Dále byly také měřeny rozměry příčných průřezů. Tvar průřezů byl zjednodušeně aproximován pomocí elipsy. Tělo bylo následně rozděleno na části aproximované pomocí komolých eliptických kuželů se vzájemně rovnoběžnými osami podstav. Několik částí těla bylo aproximováno pomocí vhodnějšího kvádrů. Aproximované lidské tělo pomocí kuželových a kvádrových částí je zobrazeno na obr. 5.5.



Obr. 5.5 Model lidského těla pro výpočet rozložení hmoty jednotlivých segmentů



Obr. 5.6 Model tvořený dokonale tuhými pruty, hmotovými prvky, klouby a kontakty

Model sestavený z prutových konečných prvků s příslušnými průřezy, s předpokladem rovnoměrné průměrné hustoty lidského těla, byl použit pro výpočet hmotových vlastností jednotlivých částí lidského těla.

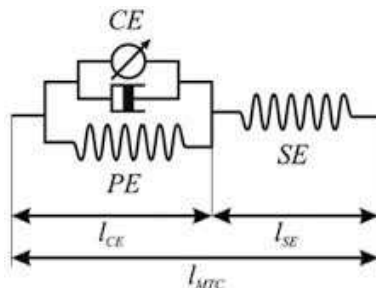
Lidské tělo bylo pro analýzy zjednodušeně rozděleno na 7 dokonale tuhých částí, konkrétně: chodidlo, bérec a stehno levé a pravé nohy, které dále nesou zbylé části těla: trup, krk, hlavu, paže a ramena, tvořící jedno dokonale tuhé těleso. Toto dělení odpovídá předpokladu, kde klíčová je mechanika nohou, které pohybují s trupem a zbylými částmi těla jako s jedním celkem.

Z takto definovaných sedmi dokonale tuhých částí je sestaven bipedální biomechanický model. Jednotlivé části jsou tvořeny dokonale tuhými nehmotnými pruty, které mají shodnou geometrii jako osový model. K těmto prutům jsou připojeny jednouzlové hmotové prvky. Jednotlivé části jsou propojeny klouby.

Obrázek 5.6 zobrazuje model tvořený pruty, klouby a hmotovými prvky. S částmi modelu okolo kloubů pohybují modely svalů, které budou popsány dále. Model chodidla je doplněn o tři kontaktní uzly, kterými model působí na podklad. Tyto uzly přibližně odpovídají patě a palcové a malíkové hraně špičky chodidla, obr. 5.6. Model chodce byl kompletně vytvořen v programu ANSYS.

Hillův model svalu - zjednodušení modelu

Pro pohyb modelu chodce je model s pruty, hmotovými prvky a klouby doplněn o modely svalů. Pro tento účel byl vybrán, v biomechanice dobře známý Hillův model svalu, který byl představen poprvé A.V. Hillem, např. [87], v první polovině 20. století. Model je tvořen pružinami, tlumiči a kontrakčním prvkem, obr. 5.7. Kontrakční prvek představuje silový účinek aktinu a myosinu, který je odpovědný za kontrakci svalu [79], spolu s tímto prvkem paralelně působí pružina a tlumič, které představují mechanické vlastnosti svalových vláken a vazivových částí svalů zvaných epimysium, endomysium a perimysium. K této sestavě je ještě sériově zapojena pružina, která představuje mechanické chování šlachy a aponeurózy.



Obr. 5.7 Hillův model svalu [80]

Určitý model svalu je pak připojen k modelu z dokonale tuhých prutů pomocí krátkých dokonale tuhých ramen vytvářejících potřebný moment pro rotaci v kloubech. Délka a základní poloha ramen je opět získána vlastním měřením na jednom jedinci pro vytvoření realistického vstupu pro model, podobně jako osově délky modelu. Model chodce obsahuje celkem 13 modelů svalů pro každou nohu. Parametry modelu svalu byly získány z lékařských vědeckých prací.

Teoretické principy chůze

V této kapitole jsou v disertační práci zformulovány základní myšlenky o pohybu člověka, konkrétně chůzi, pro návrh způsobu řízení bipedálního biomechanického modelu tak, aby bylo možné postihnout systém člověk a konstrukce co nejpřesněji, avšak za použití co nejjednoduššího modelu.

5.2.2.2 Pohyb modelu a jeho řízení

Cílem je vyvinout bipedální biomechanický model tak, aby se pohyboval při simulaci po nevibrujícím či vibrujícím podkladu, pokud možno, jako skutečný člověk a jeho pohyb byl řízen a poháněn pouze silami modelů svalů.

Základním krokem je nalezení kontrakčních sil modelů svalů pro vytvoření chůze po dokonale tuhém nevibrujícím podkladu. Pro nalezení kontrakčních sil modelů svalů byl vyvinut postup, který se skládá ze dvou částí:

I. Nejprve je simulován pohyb při chůzi biomechanického modelu člověka. Tento pohyb je nucený pomocí zadaných posunutí na vybraných uzlech biomechanického modelu. Tato posunutí jednoznačně určují polohu modelu v prostoru, tedy v této simulaci není řešen kontakt s podkladem a model lidského těla je myšleně veden jako loutka.

II. Metoda pro nalezení kontrakčních sil modelů svalů pokračuje druhou částí, ve které je opět simulován pohyb chodce na tuhém nevibrujícím podkladu. V tomto případě však model chodce není veden zadanými posunutími, je řešen kontaktní problém mezi modely chodidel a podkladem a v modelu je aplikováno zatížení tíhovým zrychlením.

V této simulaci jsou hledány kontrakční síly modelů svalů pomocí principu zpětné vazby („feed-back“), kdy prodloužení/zkrácení modelů svalů z předchozí simulace slouží jako vzor, který se snaží simulace splnit a tím dosáhnout pohybu stejného jako v simulaci dle odstavce I.

Nucené vedení biomechanického modelu zadanými posunutími - „vedení loutky“ - odvození funkcí pro vedení

Model pohybu je navržen pouze na základě úvah o mechanice chůze a jen s minimem empirických hodnot. Jsou uvažovány převážně harmonické funkce pro modelování jednotlivých periodických pohybů. Funkce pohybu jsou obecně voleny tak, aby byly vždy hladké.

Tělo je v biomechanickém modelu předpokládáno jako dokonale tuhé. Jediná flexibilita je ve volnosti kloubů a poddajnosti modelů svalů. Model pohybu je popsán sadou parametrů, pomocí nichž je definováno 17 funkcí pro pohyb bipedálního modelu.

5.2.2.3 Analýzy a studie modelu

Reakce tuhého nevibrujícího podkladu při samostatné chůzi modelu

Reakce podkladu získané simulací bipedálního biomechanického modelu byly porovnány s reakcemi zjištěnými experimentálním měřením uvedenými v [1] (Andriacchi et al.). Tyto reakce jsou pro svislý, příčný a podélný směr zobrazeny také v kapitole 2.1.1.1 na obr. 2.1. Model podkladu je sestaven z deskostěnových konečných prvků.

Cílem studie je ověřit správnou funkci bipedálního biomechanického modelu a identifikovat jeho klíčové vstupní parametry pomocí srovnání reakčních sil podkladu pro model a pro experimentální data.

Pro srovnávací analýzu byly pro model předpokládány tyto základní parametry:

$f = 2,0 \text{ Hz}$	frekvence kroku,	$v = 1,1 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$	rychlost chůze,
$s = 0,55 \text{ m}$	délka kroku,	$G = 788 \text{ N}$	tíha modelovaného chodce.

Simulace byly postupně prováděny pro různé hodnoty parametrů. Obměňovanými parametry byly: amplituda příčného pohybu pánve, popisující pohyb těla ze strany na stranu při chůzi, pohyb pánve ve svislém směru, parametry Hillova modelu svalů, konkrétně tuhost paralelní pružiny a konstanta tlumení svalových modelů.

Dalšími parametry byly tuhost a konstanta tlumení chodidel ve svislém směru a v podélném a příčném směru.

Odpružení chodidel bylo dodatečně vytvořeno přidáním pružiny a tlumiče mezi chodidlo a zbylou část těla biomechanického modelu, jako náhrada tuhosti a útlumu lidského těla. Tato úprava modelu se ukázala být klíčová pro správný pohyb modelu chodce, kdy pružiny a tlumiče změkčují a tlumí došlap chodidla.

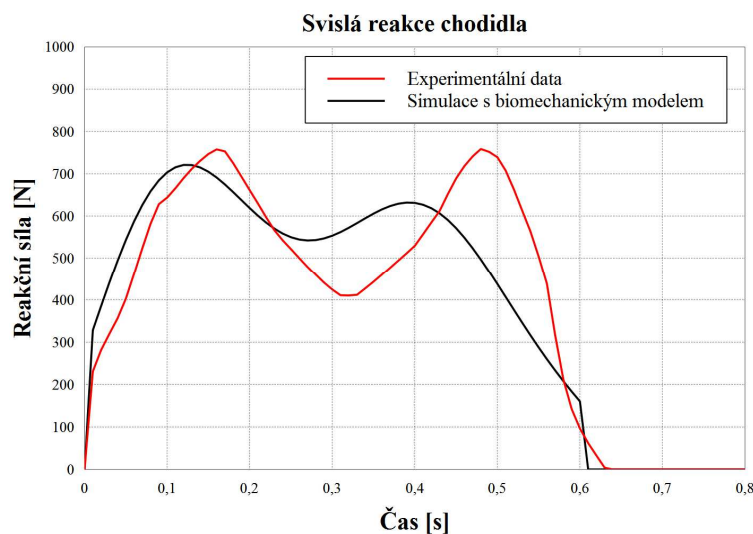
Model je tvořen dokonale tuhými pruty, tedy při napřímené noze byla schopnost utlumení došlapu minimální.

Dle výsledků simulace byla upřesněna amplituda příčného pohybu pánve a rovněž byl upraven svislý pohyb pánve, přidáním funkce popisující odraz nohy nacházející se za tělem, který ovlivňoval tvar druhého vrcholu svislé reakce chodidla.

Výrazné přiblížení svislé reakční síly chodidla, v počátečním čase našlapování, bylo dosaženo úpravou svislé tuhosti a útlumu chodidla, pro tyto parametry byly použity hodnoty dle [54], kde je popsán biomechanický model s jedním stupněm volnosti pro stojícího člověka.

Dále byla obměňována tuhost a útlum chodidla v příčném a podélném směru, obměna těchto parametrů nepřinesla přiblížení k experimentálním výsledkům pro příčné a podélné reakční síly chodidla.

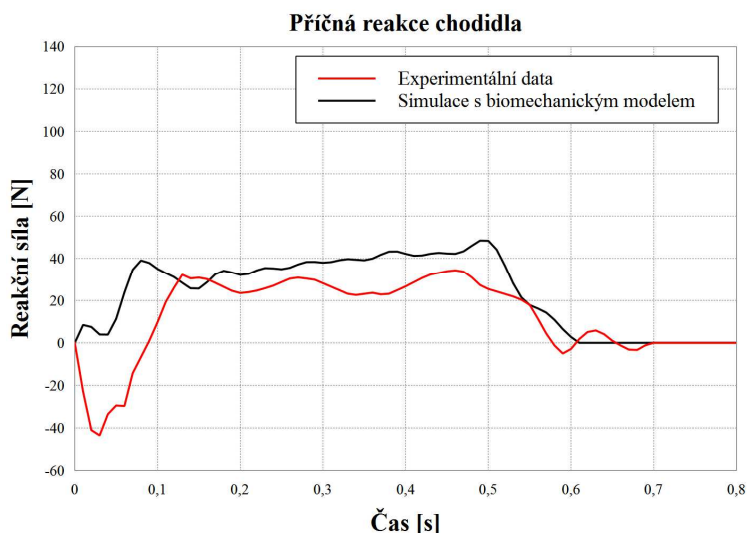
Změny parametrů Hillova modelu svalů měly pouze malý vliv na reakční síly modelu. Obrázky 5.8 až 5.9 zobrazují příklad srovnání svislých a příčných reakčních sil pro model s tuhostí a útlumem chodidla nastaveným dle [54] a s upravenou funkcí odrazu.



Obr. 5.8 Srovnání svislé reakční síly chodidla z experimentů [1] a ze simulace s biomechanickým modelem

Pro dosažení shody v případě příčných a podélných reakčních sil by bylo nutné detailně analyzovat a popsat současné zvedání a pokládání obou nohou a přerozdělení reakčních sil mezi nimi. V případě svislých reakčních sil byla zaznamenána disproporce v oblasti druhého vrcholu funkce, tuto část funkce

ovlivňuje odraz nohy v poloze za tělem. I při různých obměnách funkce odrazu nedošlo k uspokojivé shodě obou funkcí. Rozdíl by mohl být způsoben odlišnými hodnotami jiných vstupních parametrů, např. rozměry těla chodce, délkou kroku, popř. jiným přerozdělením kontrakčních sil svalů během chůze. V případě srovnávání s již existujícími experimenty je zde problém nedostatku přesnějších informací o parametrech uvažovaných pro tyto experimenty.



Obr. 5.9 Srovnání příčné reakční síly chodidla z experimentů [1] a ze simulace s biomechanickým modelem

Samostatná chůze modelu po vibrujícím podkladu s jedním stupněm volnosti

Následující studie zkoumají kontaktní síly a odezvu zjednodušené konstrukce ve svislém směru, na kterou je aplikován bipedální biomechanický model chodce. Cílem je prozkoumat vliv přítomnosti člověka na odezvu a mechanické vlastnosti konstrukce. Model chodce se při simulaci pohybuje po podkladu z deskostěnových konečných prvků s jedním svislým stupněm volnosti.

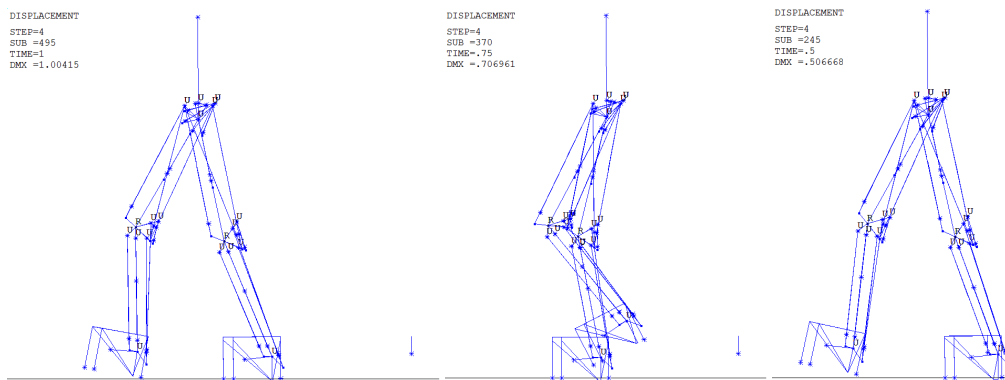
Výsledky jsou porovnávány s analytickým řešením soustavy s jedním stupněm volnosti s harmonickým buzením a také s odezvou biomechanického modelu s jedním stupněm volnosti působícím na konstrukci. Výsledky jsou porovnávány také s normativními přístupy a s reakčními silami bipedálního modelu na nevibrujícím podkladu. Srovnávány jsou vždy ustálené odezvy jednotlivých způsobů výpočtu.

Pro studie bylo vybráno nastavení biomechanického modelu chodce s parametry tuhosti a útlumu chodidla dle [54] a s přidanou funkcí odrazu. Odezvy tohoto modelu pro chůzi po nevibrujícím podkladu jsou zobrazeny na obr. 5.8 až 5.9.

Toto nastavení modelu bylo vybráno pro kvalitativně nejlepší výsledky kontaktních sil chodce v porovnání s experimentálními daty [1]. Parametry modelu konstrukce byly:

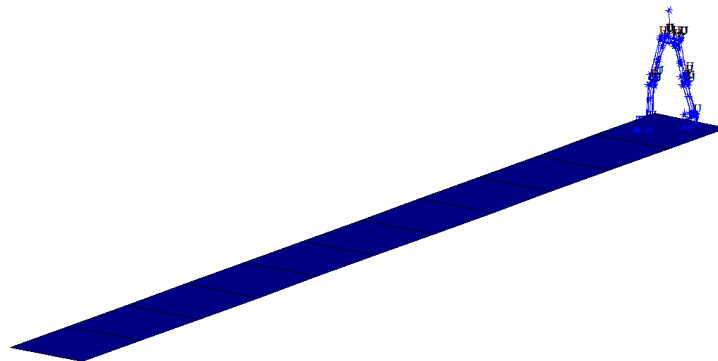
$m_k = 10000 \text{ kg}$	hmotnost modelu konstrukce,
$f_n = 2,0 \text{ Hz}$	vlastní frekvence modelu konstrukce,
$\zeta_k = 0,02$	poměrný útlum modelu konstrukce.

Jedná se o lehkou konstrukci, kde je předpokládáno, že vybuzení jedním chodcem bude vyvolávat významnější vibrace. Frekvence kroku chodce je 2,0 Hz, lze tedy očekávat, že dojde k rezonanci konstrukce.



Obr. 5.10 Fáze pohybu modelu chodce v časech 0,5; 0,75 a 1,0 s - boční pohled

Simulace s bipedálním modelem chodce byla provedena Newmarkovou metodou, celkový čas simulace je 10 s, kdy po statické analýze se zatížením tíhovým zrychlením chodec ze stání zahájí chůzi. Pro studii je použita část odezvy v čase 7 až 9 s, kdy je již odezva konstrukce ustálená. Obrázky 5.10 až 5.11 zobrazují model chodce a konstrukce z různých pohledů v různých časech výpočtu.

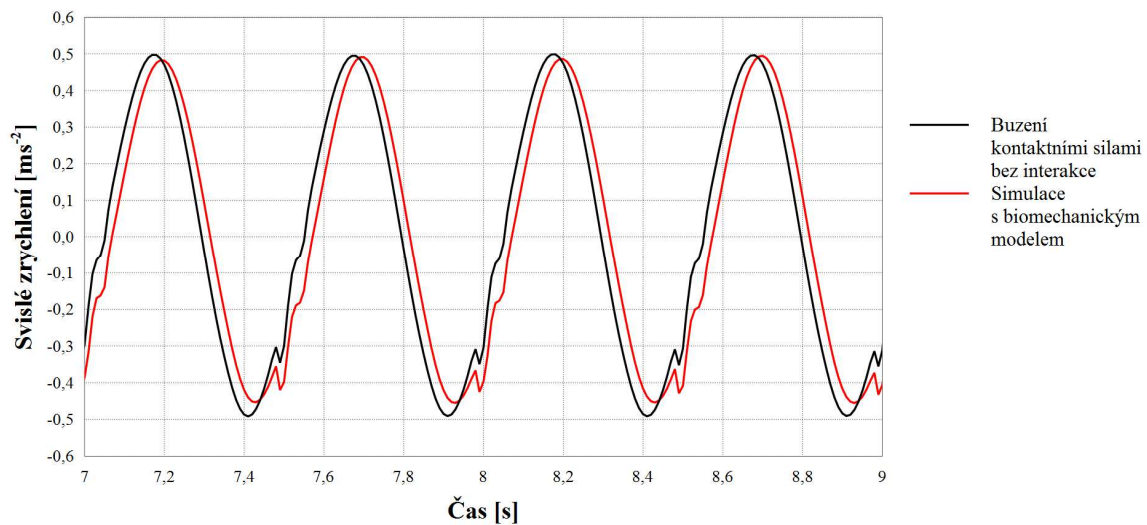


Obr. 5.11 Model chodce v čase 0,5 s - axonometrie

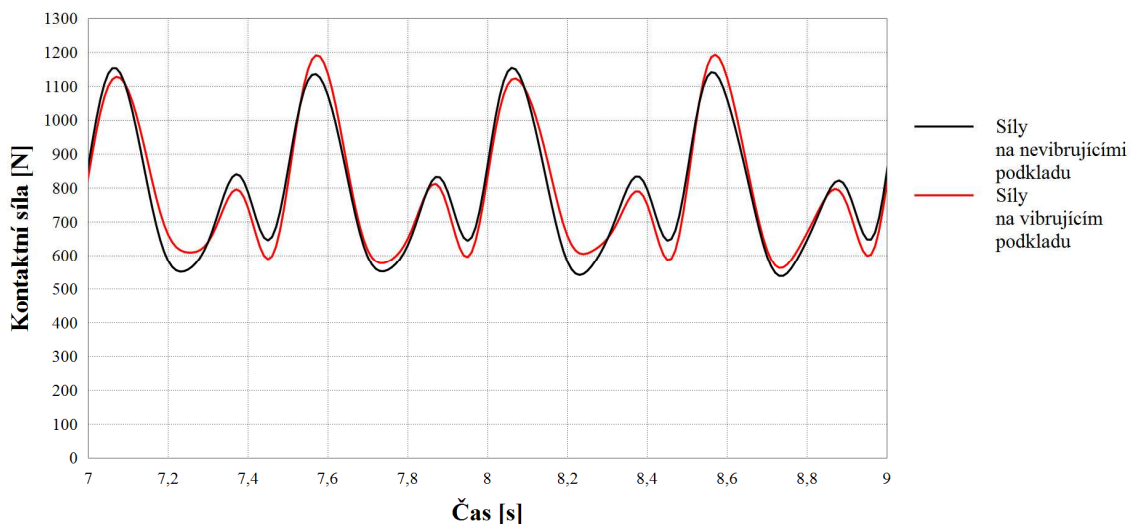
Vliv chodce na útlum konstrukce

Následující obrázek 5.12 zobrazuje zrychlení modelu konstrukce ve svislém směru pro případ pouze silového zatížení kontaktními silami modelu chodce, pro nevibrující podklad a srovnávají je s odezvou pro simulaci s biomechanickým modelem. Obrázek 5.13 pak zobrazuje srovnání kontaktních sil při chůzi po vibrujícím a nevibrujícím podkladu.

Srovnání slouží ke zhodnocení interakce chodce s konstrukcí a vlivu přítomnosti člověka při chůzi na odezvu konstrukce.



Obr. 5.12 Svislé zrychlení modelu konstrukce pro buzení kontaktními silami chodce a pro simulaci s biomechanickým modelem



Obr. 5.13 Kontaktní síly modelu chodce ve svislém směru pro nevibrující a vibrující podklad

Pro zhodnocení vlivu přítomnosti chodce na útlum konstrukce je využito svislé zrychlení modelu konstrukce, kdy je identifikován přírůstek útlumu konstrukce pomocí odezvy modelu na silové harmonické buzení s identifikovanými třemi harmonickými členy. Útlum modelu konstrukce a fáze zatížení byly obměňovány pro dosažení shody s odezvou na chůzi biomechanického modelu.

Hodnota útlumu byla identifikována jako 2,10 %, došlo tedy ke zvýšení poměrného útlumu konstrukce o 0,1 %. Přírůstek poměrného útlumu byl dále přepočítán na příslušnou konstantu tlumení:

$$c = \zeta \cdot 2 \cdot m \cdot \omega_n = \zeta \cdot 2 \cdot m \cdot 2 \cdot \pi \cdot f_n = 0,001 \cdot 2 \cdot 10000 \cdot 2 \cdot \pi \cdot 2,0 = 250 \text{ N} \cdot \text{s} \cdot \text{m}^{-1} \quad (5.2)$$

Konstanta tlumení, kterou jeden chodec přidává do modelu s jedním stupněm volnosti, dle provedené simulace, je příslušná uvažovanému modelu chodce, způsobu chůze a velikosti a frekvenci vibrací. Přírůstek poměrného útlumu pro konstrukce jiných parametrů je závislý na hmotnosti a vlastní frekvenci modelu konstrukce.

Identifikace parametrů biomechanického modelu s jedním stupněm volnosti

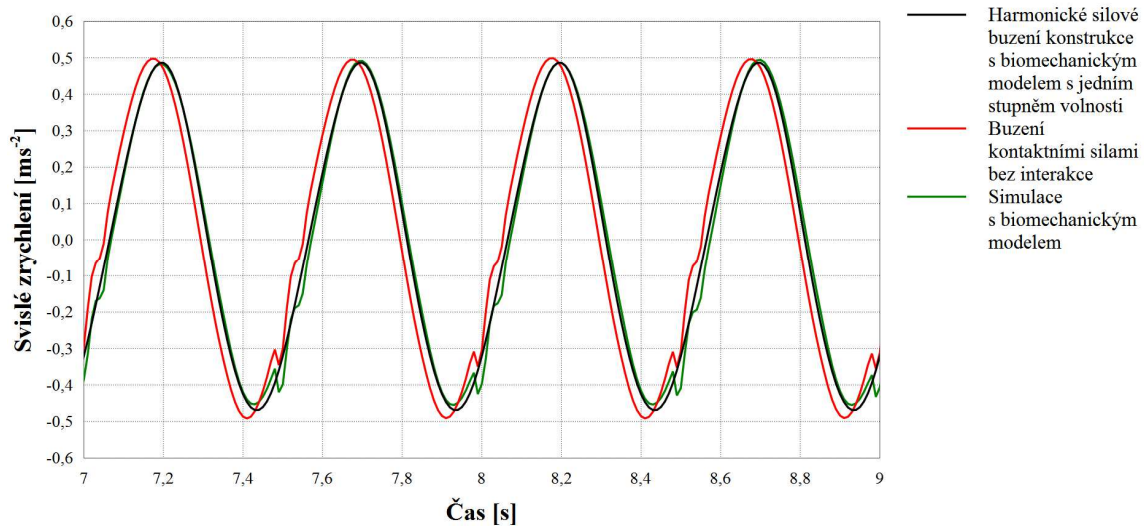
Ve snaze zjednodušit analýzu konstrukce s uvažováním interakce s chodcem byl zkoumán biomechanický model s jedním stupněm volnosti ve svislém směru převzatý z [54]. Model zjednodušeně popisuje dynamické chování těla stojícího člověka.

$m = 80 \text{ kg}$	hmotnost modelu chodce,
$f_r = 4,9 \text{ Hz}$	vlastní frekvence modelu,
$\zeta = 37 \%$	poměrný útlum modelu.

Model byl přidán k modelu konstrukce s jedním stupněm volnosti, uvažovaném v předchozí kapitole. Vznikl tedy model konstrukce a chodce s dvěma stupni volnosti, který byl buzen harmonickými silami se třemi harmonickými členy s amplitudami a fázemi identifikovanými v předchozí kapitole. Toto buzení odpovídá účinkům bipedálního modelu na nevibrující podklad.

Smyslem je získat přesnější odezvu konstrukce, buzené pouze silovými účinky, přidáním velmi jednoduchého biomechanického modelu pro snadnější použití v běžné praxi. Svislé ustálené zrychlení modelu se dvěma stupni volnosti bylo srovnáváno s výsledky simulace s bipedálním modelem a se simulací s pouze silovým buzením modelu konstrukce, bez jakéhokoliv biomechanického modelu.

Cílem bylo upravit parametry biomechanického modelu dle [54] pro stojícího člověka tak, aby vystihovaly dynamické vlastnosti lidského těla při chůzi pomocí obměny parametrů a přibližováním odezvy modelu k odezvě přesnější simulace s bipedálním modelem.



Obr. 5.14 Identifikace parametrů biomechanického modelu s jedním stupněm volnosti

Studie vlivu parametrů biomechanického modelu s jedním stupněm volnosti ukázaly minimální vliv poměrného útlumu biomechanického modelu na odezvu konstrukce. Hodnoty poměrného útlumu byly obměňovány v rozsahu 10 až 100 %. Poměrný útlum byl proto ponechán na původní hodnotě 37 %.

Vliv netlumené vlastní frekvence modelu na odezvu konstrukce je relevantní zejména v oblasti okolo vlastní frekvence konstrukce, tedy 2,0 Hz, kdy dochází ke snížení odezvy konstrukce. Odezva zrychlení modelu byla alespoň částečně přiblížena k odezvě ze simulace s bipedálním modelem snížením netlumené vlastní frekvence biomechanického modelu na 4,0 Hz, obr. 5.14. Výsledné parametry jsou tedy:

$$m = 80 \text{ kg}$$

$$f_r = 4,0 \text{ Hz}$$

$$\zeta = 37 \%$$

hmotnost modelu chodce,

vlastní frekvence modelu,

poměrný útlum modelu.

6. ZÁVĚR

Závěr je rozčleněn na několik částí, ve kterých jsou popisovány jednotlivé studie a vývoj příslušných modelů. Tyto části dohromady směřují k hlavnímu cíli práce, kterým je vyvinutí nových modelů buzení chodci pro výpočet odezvy konstrukce ve svislém směru, s uvažováním interakce konstrukce a chodce a zhodnocení vlivu interakce na výpočet odezvy konstrukce buzené chodci. S tím úzce souvisí analýza vlivu přítomnosti chodce na mechanické vlastnosti konstrukce.

Jedná se tedy o zpřesnění výpočtu odezvy konstrukce buzené chodci. Mechanické vlastnosti konstrukce, zejména vlastní frekvence kmitání, jsou klíčovým vstupem pro výpočet odezvy konstrukce s dynamickým pohlcovačem kmitání, který je používán pro omezení vibrací na štíhlých lávkách. Studiím pohlcovačů kmitání proto byla věnována část této práce.

Po těchto studiích následovaly studie silového buzení konstrukce, které je již existujícím a běžně používaným modelem. Studie se zabývaly méně známými aspekty aplikace těchto modelů a vyhodnocení odezvy pro přesnější výpočet odezvy konstrukce. Studie slouží také jako příprava pro budoucí aplikaci biomechanických modelů na složitější konstrukce.

Po závěrech ze dvou předchozích studií následují závěry studií jednoduchého biomechanického modelu. V další části jsou popsány závěry ze simulací s bipedálním modelem, které sloužily ke zhodnocení vlivu interakce na odezvu konstrukce a vlivu chodce na mechanické vlastnosti konstrukce.

Dynamický pohlcovač kmitání

Studie prokázaly velký vliv poměru vlastních frekvencí samostatného pohlcovače a konstrukce na návrhové a konstrukční parametry zařízení a jeho účinnost a tento vliv je rovněž vyšší s nižším poměrem hmotností pohlcovače a modální hmotnosti konstrukce. Pro účinnost pohlcovače je tedy důležité stanovit výstižně vlastní frekvence kmitání konstrukce a jejich případné změny během provozu, způsobené například přítomností chodců.

Přidané části zařízení s nelineárním chováním, které mohou popisovat například nelinearitu způsobenou nedokonalostí konstrukce pohlcovače, zvyšují odezvu konstrukce s optimálně nastaveným pohlcovačem kmitání. Optimální hodnoty parametrů částí s lineárním chováním byly získány pro původní pohlcovač.

Modely silového buzení konstrukce chodce

Studie modelování buzení pomocí silového působení chodců prokázaly potřebu modelovat buzení v různých směrech a na různých místech konstrukce pro dosažení extrému dynamické odezvy.

Jednoduchý biomechanický model s jedním stupněm volnosti

Přítomnost jednoduchého biomechanického modelu na konstrukci vyvolává snížení maximální odezvy přes pásmo frekvencí buzení, ve srovnání s odezvou bez vlivu interakce chodce s konstrukcí. Takto definovaný model chodce tedy působí přibližně jako pohlcovač kmitání s malou hmotností.

Pro identifikaci parametrů by mohl být proveden experiment s měřením kontaktních sil na lávce s dostatečně nízkou hmotností a vhodnými vlastními frekvencemi, kdy by byly měřeny kontaktní síly chodce, popřípadě odezva konstrukce.

Závěry pro bipedální model

V případě simulací s biomechanickým modelem chodce, pohybujícím se na modelu pochůzných ploch s jedním stupněm volnosti, byla zjištěna změna odezvy zjednodušené konstrukce a kontaktních sil chodce oproti simulaci s pouze silovým buzením konstrukce. Pro buzení silovými účinky byly použity kontaktní síly chodce ze simulace chůze po nevibrujícím podkladu.

Ze srovnání odezvy modelu s jedním stupněm volnosti pro silové zatížení a pro simulaci s modelem chodce byla identifikována konstanta tlumení $c = 250 \text{ N} \cdot \text{s} \cdot \text{m}^{-1}$, kterou přítomnost modelu chodce přidává k aplikovanému tlumení konstrukce.

Biomechanický model je pro běžnou praxi velmi komplikovaný a jeho použití vyžaduje specializovaný software. Z tohoto důvodu byl analyzován také jednodušší biomechanický model s jedním svislým stupněm volnosti, obsahující hmotné těleso, pružinu a tlumič, dle [54]. Model popisuje mechanické vlastnosti stojícího člověka. V simulacích byly srovnávány veličiny odezvy pro bipedální model a pro model dle [54], pro který bylo použito pouze silové buzení pro úpravu parametrů pro člověka v chůzi.

Parametry modelu [54], konkrétně vlastní frekvence a útlum byly upraveny tak, aby bylo dosaženo přiblížení k odezvě simulace s bipedálním modelem. Výsledné hodnoty jsou: $m = 80 \text{ kg}$; $f = 4,0 \text{ Hz}$; $\zeta = 37 \%$. Tento jednoduchý model by mohl sloužit pro analýzy vlivu přítomnosti chodce či chodců na mechanické vlastnosti konstrukce.

SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ

- [1] ANDRIACCHI, T.P., OGLE, J.A., GALANTE, J.O. *Walking speed as a basis for normal and abnormal gait measurements*. Journal of Biomechanics, 10, 1977, pp. 261–268.
- [2] ASAMI, T., NISHIHARA, O., BAZ, A.M., JUNG, H.-J. *Analytical solutions to H_∞ and H_2 optimization of dynamic vibration absorbers attached to damped linear systems*. Transaction of the ASME, Journal of Vibration and Acoustics, 124, 2002, pp. 284–295.
- [3] BACHMANN, H., AMMANN, W. *Vibrations in Structures-Induced by Man and Machines*. Structural Engineering Documents, Vol. 3e, International Association of Bridge and Structural Engineering (IABSE), Zürich, 1987.
- [4] BARKER, C. *Some observations on the nature of the mechanism that drives the self-excited lateral response of footbridges*. In Proc. 1st Int. Conf. Design & Dynamic Behaviour of Footbridges, Paris. 2002.
- [5] BUTZ, C., FELDMANN, M., HEINEMEYER, C., SEDLACEK, G., et al. *Advanced Load Models for Synchronous Pedestrian Excitation and Optimised Design Guidelines for Steel Footbridges (SYNPEX)*. Project RFS-CR-03019, Final Report. RFGS, 2008, 169 p.
- [6] CHARLES, P., HOORPAH, W., et al. *Assessment of Vibrational Behaviour of Footbridges under Pedestrian Loading*, Footbridges – technical guide. Sétra/AFGC, France, 2006.
- [7] CHEUNG, Y.L., WONG, W.O. *H_∞ and H_2 optimizations of a dynamic vibration absorber for suppressing vibrations in plates*. Journal of Sound and Vibration. 2009, 320, pp. 29-42.
- [8] CRANDALL, S.H., MARK, W.D. *Random Vibration in Mechanical Systems*. Academic Press, New York, 1963.
- [9] DALLARD, P., FITZPATRICK, A.J., FLINT, A., LE BOURVA, S., LOW, A., SMITH, R.M.R., et al. *The London Millennium Footbridge*. Journal of Sound and Vibration. Struct Eng, 2001, 79(22), pp. 17–33.
- [10] DEN HARTOG, J.P. *Mechanical Vibrations*. fourth ed. McGraw-Hill, New York, 1956 Reprinted by Dover, New York, 1985.
- [11] ECHARDT, B., OTT, E., STROGATZ, S.H., ABRAMS, D.M., McROBIE, A. *Modeling walker synchronization on the Millennium Bridge*. PHYSICAL REVIEW E 75, 021110, 2007, p. 10.
- [12] ERIKSSON, P.E. *Vibration of Low-Frequency Floors - Dynamic Forces and Response Prediction*. PhD Thesis, Unit for Dynamics in Design, Chalmers University of Technology, Göteborg, Sweden, 1994.

- [13] GKARAS, V. *Vibration isolation systems using hysteretic multiple tuned mass damper oscillators*. PhD Thesis, Rice University, Houston, Texas, 2008, p. 104.
- [14] GRUNDMANN, H., KREUZINGER, H., SCHNEIDER, M. *Dynamic calculations of footbridges*. Bauingenieur, 68, 1993, pp. 215–225.
- [15] HANZLÍK, T. *Analýza štíhlé mostní konstrukce se zřetelem na snížení vibrací od pohybu chodců*. Diplomová práce, VUT Brno, Brno, Česká republika, 2011, s. 91.
- [16] HANZLÍK, T. *Lineární a nelineární analýza pohlcovače vibrací na štíhlé mostní konstrukci buzené pohybem chodců*. Příspěvek na konferenci: Modelování v mechanice 2012, VŠB-TU Ostrava, Ostrava, Česká republika, 2012, s. 29.
- [17] HEINEMEYER, C., BUTZ, C., KEIL, A., SCHLAICH, M., et al. *Design of lightweight footbridges for human induced vibrations*. Background document in support to the implementation, harmonization and further development of the Eurocode, 2009, 98 p.
- [18] INGÓLFSSON, E.T., GEORGAKIS, C.T., JÖNSSON, J. *Pedestrian-induced lateral vibrations of footbridges: A literature review*. Engineering Structures. 2012, 45, pp. 21-52.
- [19] INGÓLFSSON, E.T., GEORGAKIS, C.T., JÖNSSON, J., RICIARDELLI, F. *Vertical footbridge vibrations: towards an improved and codifiable response evaluation*. Third international conference on structural engineering, mechanics and computation, Cape Town, South Africa, 2007.
- [20] JANG, S.-J., BRENNAN, M.J., RUSTIGHI, E., JUNG, H.-J. *A simple method for choosing the parameters of a two degree-of-freedom tuned vibration absorber*. Journal of Sound and Vibration. 2012, 331, pp. 4658-4667.
- [21] KAREEM, A., KLINE, S. *Performance of multiple mass dampers under random loading*. Journal of structural engineering, Vol. 121, No. 2. 1995, pp. 348-361.
- [22] LI, H.-J., HU, S.-L.J., TAKAYAMA, T. *Optimal tuned mass damper design for prolonging structural fatigue life*. 8th ASCE Specialty Conference on Probabilistic Mechanics and Structural Reliability, PMC 2000-144.
- [23] MACDONALD, J.H.G. *Lateral excitation of bridges by balancing pedestrians*. Proceedings of the royal society. 2009, 465, pp. 1055-1074.
- [24] MARANO, G.C., GRECO, R., SGOBBA, S. *A comparison between different robust optimum design approaches: Application to tuned mass dampers*. Probabilistic Engineering Mechanics. 2010, 25, pp. 108-118.

- [25] MATSUMOTO, Y., SATO, S., NISHIOKA, T., SHIOJIRI, H. *A study on design of pedestrian over-bridges*. Transactions of JSCE, 4, 1972, pp. 50–51.
- [26] MATSUMOTO, Y., NISHIOKA, T., SHIOJIRI, H., MATSUZAKI, K. *Dynamic design of footbridges*. IABSE Proceedings, No. P-17/78, 1978, pp. 1–15.
- [27] McROBIE, F.A. *Long-term solutions of Macdonald's model for pedestrian-induced lateral forces*. Journal of Sound and Vibration. 2013, 332, pp. 2846-2855.
- [28] MORBIATO, T., VITALIANI, R., SAETTA, A. *Numerical analysis of a synchronization phenomenon: Pedestrian–structure interaction*. Computers and Structures. 2011, 89, pp. 1649-1663.
- [29] ORMONDROYD, J., DEN HARTOG, J.P. *The theory of the dynamic vibration absorber*. Journal of Applied Mechanics APM-50-7, 1928, pp. 9–22.
- [30] PACHI, A., JI, T. *Frequency and velocity of people walking*. Struct Eng, 2005, 83(3), pp. 36–40.
- [31] PIKOVSKY, A., ROSENBLUM, M., KURTHS, J. *Synchronization: A universal concept in nonlinear sciences*. Cambridge: Cambridge University Press, 2001.
- [32] QIN, J.W., LAW, S.S., YANG, Q.S., YANG, N. *Pedestrian - bridge dynamic interaction, including human participation*. Journal of Sound and Vibration. 2013, 332, pp. 1107-1124.
- [33] RICCIARDELLI, F., VICKERY, B.J. *Tuned vibration absorbers with dry friction damping*. Earthquake Engineering. Struct. Dyn. 28, 1999, pp. 707- 723.
- [34] SAS IP, Inc., Release 13.0: *Documentation for ANSYS*. 2010.
- [35] SCHLAICH, M. *Planning conditions for footbridges*. Proceedings of the International Conference on the Design and Dynamic Behaviour of Footbridges, Paris, France, 2002, pp. 40-52.
- [36] SCHNEIDER, M. *Ein Beitrag zu fußgängerinduzierten Brückenschwingungen*. Dissertation. Technische Universität München, 1991.
- [37] STAROSVETSKY, Y., GENDELMAN, O.V. *Attractors of harmonically forced linear oscillator with attached nonlinear energy sink. II: Optimization of a nonlinear vibration absorber*. Nonlinear Dyn, 2008, 51, pp. 47–57.

- [38] SACHSE, R. *The Influence of Human Occupants on the Dynamic Properties of Slender Structures*. PhD Thesis, Department of Civil and Structural Engineering, University of Sheffield, Sheffield, UK, 2002.
- [39] TONDL, A. *To the problem of self-excited vibration suppression*. Engineering MECHANICS, Vol. 15, 2008, No. 4, pp. 297–307.
- [40] VENUTI, F., BRUNO, L. *Crowd-structure interaction in lively footbridges under synchronous lateral excitation: A literature review*. Physics of Life Reviews. 2009, 6, pp. 176-206.
- [41] WHEELER, J.E. *Prediction and control of pedestrian induced vibration in footbridges*. ASCE Journal of the Structural Division. 1982, 108 (ST9), pp. 2045-2065.
- [42] ŽIVANOVIĆ, S., RACIĆ, V., EL-BAHNSAY, PAVIĆ, A. *Statistical characterisation of parameters defining human walking as observed on an indoor passerelle*. Experimental vibration analysis for civil engineering structures, 2007, pp. 219–25.
- [43] ŽIVANOVIĆ, S., PAVIC, A., REYNOLDS, P. *Vibration serviceability of footbridges under human-induced excitation: a literature review*. Journal of Sound and Vibration. 2004, 279, pp. 1-74.
- [44] MAURER, 2017 [online]. *Tuned Mass Dampers*. [cit. 28.10.2017]. Dostupné z: https://www.maurer.eu/fileadmin/medien/05_downloads/Produktinformationen/EN/BSS/TI_001_EN_MAUERER_TMD_2016_03_17_2VERSUCH.pdf
- [45] HANZLÍK, T., SALAJKA V., KALA, J. *Application of a simple biomechanical model of a pedestrian in the solution of the dynamic response of a light bridge structure*. Proc. of 25th European Safety and Reliability conference 2015, TAYLOR and FRANCIS GROUP, Zurich, Switzerland, 2015, p. 8.
- [46] Damo1977, 2009 [online]. *St Paul's Cathedral, Millennium Bridge and The City*. [cit. 20.8.2017]. Dostupné z: <https://www.flickr.com/photos/damo1977/3467579254>
- [47] Ostravské muzeum, 1886 [online]. *Zřícení řetězového mostu, r. 1886*. [cit. 20.8.2017]. Dostupné z: <http://www.ostrmuz.cz/website/imagemenu/collections/fotoarchiv/>
- [48] Archiv města Ostravy, [online]. Statutární město Ostrava - oficiální portál. *Historické kalendárium, pro týden od 12. do 18. září*. [cit. 20.8.2017]. Dostupné z: <https://www.ostrava.cz/cs/o-meste/tiskove-zpravy/historicke-kalendarium-1/archiv-historickeho-kalendaria/historicke-kalendarium-5>

- [49] ELLIS, B.R., JI, T. *Human-Structure Interaction in Vertical Vibrations*. Proceedings of the ICE: Structures and Buildings, 122 (1), 1997, pp. 1-9.
- [50] PIMENTEL, R.L. *Vibration Performance of Pedestrian Bridges due to Human-Induced Loads*. PhD Thesis, University of Sheffield, Sheffield, UK, 1997.
- [51] HOTHAN, S. *Einfluß der Verkehrslast - Mensch - auf das Eigenschwingungsverhalten von Fußgängerbrücken und die Auslegung linearer Tilger*. Thesis (Dipl.-Ing.). Universität Hannover, Germany, 1999.
- [52] FOSCHI, R.O., NEUMANN, G.A., YAO, F., FOLZ, B. *Floor Vibration due to Occupant and Reliability-based Design Guidelines*. Canadian Journal of Civil Engineering, 22 (3), 1995, pp. 471-479.
- [53] AL-FOQAHA'A, A.A. *Design Criterion for Wood Floor Vibrations via Finite Element and Reliability Analyses*. PhD Thesis, Washington State University, Pullman, USA, 1997.
- [54] BROWNJOHN, J.M.W. *Energy Dissipation in One-way Slabs with Human Participation*. Proceedings of the Asia-Pacific Vibration Conference '99, Nanyang Technological University, Singapore, 11-13 December, 1999. Vol. 1, 1997, pp. 155-160.
- [55] FALATI, S. *The Contribution of Non-structural Components to the Overall Dynamic Behaviour of Concrete Floor Slabs*. PhD Thesis, University of Oxford, Oxford, UK, 1999.
- [56] Instituto Nacional de Tecnología Industrial, 2014 [online]. *Eurocodes in a Worldwide Perspective*, Reidar. [cit. 20.8.2017]. Dostupné z: https://www.inti.gov.ar/cirsoc/pdf/puentes_acero/Reidar_Eurocode.pdf
- [57] SCHLAICH, M., BROWNLIE, K., CONZETT, J., SOBRINO, J., STRASKY, J., TAKENOUCI, K. *Guidelines for the design of footbridges. Guide to good practice*. fib, 2005. ISSN 1562-3610, ISBN 2-88394-072-X
- [58] ISO, *Bases for Design of Structures-Serviceability of Buildings and Walkways Against Vibrations*, ISO 10137, International Standardization Organization, Geneva, Switzerland, 2007.
- [59] ISO, *Mechanical Vibration and Shock - Evaluation of Human Exposure to Whole-body Vibration - Part 1: General requirements*, ISO 2631-1, International Standardization Organization, Geneva, Switzerland, 1997.
- [60] NĚMEC, I., *Nelineární mechanika, studijní opory*. Brno, Vysoké učení technické v Brně, Fakulta stavební, 2006.
- [61] FELDMANN, M., HEINEMEYER, C., *Design of Footbridges - Background Document, Human induced Vibrations of Steel Structures*, Research Fund for Coal and Steel, Aachen, Germany, 2008.

- [62] NOVÁK, V., 2017 [online]. *Energetický výdej člověka při sportu a práci*. Komplexní zdraví [cit. 21.8.2017]. Dostupné z: <http://www.komplexnizdravi.cz/pohyb/energeticky-vydej-cloveka-pri-sportu-a-praci/>
- [63] BALATKA, J., *Kineziologie pro posluchače tělesné výchovy I*, Gaudeamus, Univerzita HK, Katedra tělesné výchovy a sportu Pedagogické fakulty, Hradec Králové, 2002.
- [64] Spina.Pro, 2015 [online]. *Kosti Nizhnej Konečnosti*. [cit. 22.8.2017]. Dostupné z: <http://spina.pro/anatomy/kosti/kosti-nizhnej-konečnosti/>
- [65] Anatomy Organ, 2017 [online]. *Lower Limb Muscle Origin And Insertion Muscles Of The Lower Leg*, Photo Album – Klarosa. [cit. 22.8.2017]. Dostupné z: <http://anatomyorgan.com/lower-limb-muscle-origin-and-insertion/lower-limb-muscle-origin-and-insertion-muscles-of-the-lower-leg-photo-album-klarosa-2/>
- [66] Klejonka.info, 2017 [online]. *Iliofemoral Ligament Cadaver*. [cit. 22.8.2017]. Dostupné z: <http://klejonka.info/2017iimage-iliofemoral-ligament-cadaver.awp>
- [67] Knochenschlosser, 2017 [online]. *Arthrose im Knie (Gonarthrose), Das Kniegelenk* [cit. 22.8.2017]. Dostupné z: <http://www.knochenschlosser.ch/schwerpunkte/knie/page27/index.html>
- [68] Faith Anatomy, 2001 [online]. *Joints of the Ankle*. [cit. 22.8.2017]. Dostupné z: <https://faithanatomy.wikispaces.com/Joints+of+the+Ankle>
- [69] Biologie člověka, 2017 [online]. *Tělní tekutiny a krev*. [cit. 22.8.2017]. Dostupné z: <http://www.biologiecloveka.estranky.cz/clanky/telni-tekutiny-a-krev.html>
- [70] Wikiskripta, 2017 [online]. *Mozkomíšňní mok*. [cit. 22.8.2017]. Dostupné z: http://www.wikiskripta.eu/index.php/Mozkom%C3%AD%C5%A1n%C3%AD_mok
- [71] Wikiskripta, 2017 [online]. *Articulatio coxae*. [cit. 22.8.2017]. Dostupné z: http://www.wikiskripta.eu/w/Articulatio_coxae
- [72] Wikiskripta, 2017 [online]. *Biomechanika kolenního kloubu*. [cit. 22.8.2017]. Dostupné z: http://www.wikiskripta.eu/index.php/Biomechanika_kolenn%C3%ADho_kloubu
- [73] Wikiskripta, 2017 [online]. *Klouby nohy*. [cit. 22.8.2017]. Dostupné z: http://www.wikiskripta.eu/index.php/Biomechanika_kolenn%C3%ADho_kloubu
- [74] ČIHÁK, R., *Anatomie* 1. 2. Vyd. Grada, Praha, 2001-2004. ISBN 80-7169-970-5.

- [75] ČIHÁK, R., et al., *Anatomie* 3. 2. Vyd. Grada, Praha, 2004. ISBN 80-247-1132-X.
- [76] ELIŠKOVÁ, M., NAŇKA, O., *Přehledová anatomie*. Karolinum, Praha, 2006. 309 s. ISBN 80-246-1216-X.
- [77] Wikipedie, 2016 [online]. *Lidské svalstvo*. Poslední změna 17.04.2016 17:50 [cit. 23.8.2017]. Dostupné z: https://cs.wikipedia.org/wiki/Lidsk%C3%A9_svalstvo
- [78] Wikipedie, 2017 [online]. *Hustoty látek*. Poslední změna 16.06.2017 13:21 [cit. 23.8.2017]. Dostupné z: https://cs.wikipedia.org/wiki/Hustoty_l%C3%A1tek
- [79] Wikipedia, 2017 [online]. *Muscle*. Poslední změna 02.08.2017 13:42 [cit. 23.8.2017]. Dostupné z: <https://en.wikipedia.org/wiki/Muscle>
- [80] Gribble, P., Kistemaker, D., 2017 [online]. *Computational Motor Control: Muscle*. [cit. 23.8.2017]. Dostupné z: http://www.gribblelab.org/compneuro/_Control_Muscle_Models.html
- [81] WREN, T.A.L., YERBY, S.A., BEAUPRÉ, G.S., CARTER, D.R., *Mechanical properties of the human Achilles tendon*. Clinical Biomechanics 16. 2000, pp. 245-251.
- [82] JOHNSON, G.A., TRAMAGLINI, D.M., LEVINE, R.E., OHNO, K., CHOI, N.Y., WOO, S.L.Y. *Tensile and viscoelastic properties of human patellar tendon*. Journal of Orthopaedic Research. 1994, pp. 796-803.
- [83] MAGNUSSON, S.P., BEYER, N., ABRAHAMSEN, H., AAGAARD, P., NEERGAARD, K., KJAER, M. *Increased Cross-sectional Area and Reduced Tensile Stress of the Achilles Tendon in Elderly Compared With Young Women*. Journal of Gerontology: BIOLOGICAL SCIENCES, 2003, Vol. 58A, No.2, pp. 123-127.
- [84] JOVANOVIĆ, K., VRANIĆ, J., MILJKOVIĆ, N. *Hill's and Huxley's Muscle Models – Tools for Simulations in Biomechanics*. Serbian Journal of Electrical Engineering. Vol. 12, No. 1, 2015, pp. 53-67.
- [85] ENDO, K. *A Model of Muscle-Tendon Function in Human Walking*. PhD Thesis, Massachusetts Institute of Technology, Cambridge, USA, 2012.
- [86] HUXLEY, A.F., SIMMONS, R.M. *Proposed Mechanism of Force Generation in Striated Muscle*. Nature. London, 233, 1971, pp. 533-538.
- [87] HILL, A.V. *The Heat of Shortening and the Dynamic Constants of Muscle*. From the Section of Biophysics, Department of Physiology, University College, London, 1938, pp. 136-195.

- [88] ČSN EN 1990, *Eurokód: Zásady navrhování konstrukcí. ed.2*, Český normalizační institut, 2011.
- [89] ČSN EN 1991 - 2, *Eurokód 1: Zatížení mostů dopravou*, Český normalizační institut, 2005.
- [90] ČSN EN 1991 - 1 - 4, *Eurokód 1: Zatížení konstrukcí – Část 1 - 4: Obecná - zatížení – Zatížení větrem. ed.2*, Český normalizační institut, 2013.
- [91] ČSN EN 1995 - 2, *Eurokód 5: Navrhování dřevěných konstrukcí - Část 2: Mosty*, Český normalizační institut, 2006.
- [92] BS5400-2:1978 - *Steel, concrete and composite bridges - Part 2: Specification for loads*
- [93] AASHTO, *LRFD Guide Specifications for the Design of Pedestrian Bridges*, 2nd Edition, with 2015 Interim Revisions, American Association of State Highway and Transportation Officials, Washington, DC.
- [94] AASHTO, *LRFD Bridge Design Specification*, 2012, American Association of State Highway and Transportation Officials, Washington, DC.
- [95] MAURER, 2010. *Tuned Mass and Viscous Dampers – Technické informace a výrobky TMD-Info-28072003*.
- [96] Wikipedie, 2017 [online]. *Fourierova transformace*. Poslední změna 04.10.2017 11:38 [cit. 1.1.2018]. Dostupné z: https://cs.wikipedia.org/wiki/Fourierova_transformace
- [97] NAŘÍZENÍ VLÁDY, 272/2011, *o ochraně zdraví před nepříznivými účinky hluku a vibrací*
- [98] VĚSTNÍK MZ ČR, *Metodický návod pro měření a hodnocení hluku a vibrací na pracovišti a vibrací v chráněných vnitřních prostorech staveb*
- [99] ČSN ISO 2631-1, *Vibrace a rázy, Hodnocení expozice člověka celkovým vibracím - Část 1: Všeobecné požadavky*, Český normalizační institut, 1999.
- [100] ČSN ISO 2631-2, *Vibrace a rázy, Hodnocení expozice člověka celkovým vibracím - Část 2: Vibrace v budovách (1 Hz až 80 Hz)*, Český normalizační institut, 2004.

VLASTNÍ PUBLIKACE

HANZLÍK, T. *Lineární a nelineární analýza pohlcovače vibrací na štíhlé mostní konstrukci buzené pohybem chodců*. Příspěvek na konferenci: Modelování v mechanice 2012, VŠB-TU Ostrava, Ostrava, Česká republika, 2012, s. 29.

NĚMEC, I., JURÁŇOVÁ, M., SALAJKA, V., HANZLÍK, T., SYCHROVÁ, Š. *Dynamics of Collapse of a High-Rise Building*. Scholar's Press, Saarbrücken, Německo, 2014, p. 97.

HANZLÍK, T., SALAJKA V., KALA, J. *Application of a simple biomechanical model of a pedestrian in the solution of the dynamic response of a light bridge structure*. Proc. of 25th European Safety and Reliability conference 2015, TAYLOR and FRANCIS GROUP, Zurich, Switzerland, 2015, p. 8.

PŘIPRAVOVANÉ PUBLIKACE

HANZLÍK, T., SALAJKA V., KALA, J. *Vliv parametrů biomechanického modelu chodce na kontaktní síly na podklad, pro buzení modelů stavebních konstrukcí*, 2018, s. 9.

HANZLÍK, T., SALAJKA V., KALA, J. *Dynamická odezva soustavy s jedním stupněm volnosti buzená pohybem biomechanického modelu chodce*, 2018, s. 8.

VÝZKUMNÉ ZPRÁVY

SALAJKA V., HANZLÍK, T. *Studie vlivu polohy svislých kotev na napětí teplotně zatížené zkušební konstrukce cementobetonové vozovky*. Výzkumná zpráva projektu TAČR TA01031805, Cementobetonové vozovky na mostech, Brno, Česká republika, 2013, s. 19.

CURRICULUM VITAE

Jméno a příjmení: **Ing. Tomáš Hanzlík**

Datum narození: 25. 02. 1985

Občanství: Česká republika

Trvalé bydliště: Opavská 55, 747 92, Háj ve Slezsku, Lhota

Vzdělání: 2000 - 2004 Mendelovo gymnázium Opava

 2004 - 2011 Vysoké učení technické v Brně, Fakulta stavební,
Bakalářské a Navazující magisterské studium,
obor: Konstrukce a dopravní stavby,
specializace: Stavební mechanika

 2011 - dosud Vysoké učení technické v Brně, Fakulta stavební,
Doktorské studium,
obor: Konstrukce a dopravní stavby,
specializace: Stavební mechanika

Cizí jazyky: angličtina

Odborná praxe: 2/2011 Tvorba kontrolního MKP modelu, oblouková lávka,
Forum Nová Karolína, Ostrava.

 8/2011 - 9/2011 Účast na statických výpočtech a normových
posudcích nádrží pro jadernou elektrárnu
Mochovce.

 12/2011 - 1/2012 Dynardo GmbH, Německo a Designtec s.r.o.,
MKP analýzy staveb a strojních součástí.

 1/2012 - 6/2013 Úvazek na Fakultě stavební v rámci projektu TAČR:
Cementobetonové vozovky na mostech, práce jako
technik pro výzkum a vývoj.

 8/2012 - 12/2012 Technický a zkušební ústav stavební Praha, pobočka
Brno, MKP analýza porušení keramických tvarovek.

 2/2015 - dosud Foboz97, s.r.o., praxe na pozici: Projektant, statik,
konstruktér ocelových konstrukcí pozemních staveb