

Západočeská univerzita v Plzni
Fakulta aplikovaných věd
Katedra mechaniky



BAKALÁŘSKÁ PRÁCE
NUMERICKÁ SIMULACE PÁDU
HOROLEZCE

Plzeň, 2021

Kolínková Andrea

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem tuto bakalářskou práci vypracovala samostatně a všechny použité zdroje jsou uvedeny v seznamu na konci práce.

V Plzni, dne 29. května 2021.

Andrea Kolínková

Poděkování

Děkuji Ing. Janu Špičkovi za cenné rady, podněty, připomínky a trpělivost. Dále bych chtěla poděkovat své rodině za podporu během studia.

Abstrakt

Tato bakalářská práce se zabývá numerickou simulací pádu horolezce. Jejím cílem je sestavit celkový model horolezce, provést simulaci jeho pádu a ten následně vyhodnotit. V první kapitole práce jsou představeny základy teorie na pozadí numerických výpočtů softwarů. Dále je podrobně popsána konkrétní situace, kterou se tato práce zabývá a detailní seznámení s jednotlivými částmi celkového modelu. Mezi výstupy práce mimo jiné patří zhodnocení některých sil a zrychlení, které při pádu vznikají a jejich analýza za účelem zjištění možných poranění při pádu.

Klíčová slova: metoda konečných prvků, vázané mechanické struktury, numerická simulace, pád horolezce, sedací úvazek, model horolezce

Abstract

This bachelor thesis deals with numerical simulation of a climber's fall. Its aim is to compile an overall model of a climber, simulate his fall and then evaluate it. The first chapter presents the basics of theory against the background of numerical software calculations. Furthermore, the specific situation that this work discusses and a detailed acquaintance with individual parts of the overall model are described in detail. The outputs of the work include, among other things, the evaluation of some forces and accelerations that arise during the fall and their analysis in order to identify possible injuries in the fall.

Key words: finite element method, multibody system, numeric simulation, climber's fall, harness, model of climber

Obsah

Prohlášení	iii
Poděkování	iv
Abstrakt	v
1 Úvod	1
2 Teorie	3
2.1 Metoda konečných prvků (MKP)	3
2.1.1 Typy konečných prvků	5
2.1.2 Okrajové podmínky	7
2.2 Vázané mechanické soustavy (MBS)	7
2.2.1 Prvky modelů MBS	8
2.2.2 Souřadnice popisující MBS	9
2.2.3 Kinematické řešení MBS	14
3 Popis problému	15
3.1 Matematický model	15
3.1.1 Pádový faktor	16
3.1.2 Rázová síla	17
3.2 Pádové zkoušky s figurínou	18
4 Popis modelu	19
4.1 Model člověka	19
4.2 Model sedacího úvazku	20
4.2.1 Části sedacího úvazku	21
4.2.2 Model	21
4.2.3 Ověření funkčnosti modelu	22
4.3 Model lana	24
4.3.1 Model dynamického lana	25
4.3.2 Model	26
5 Analýza zranění	28
5.1 Poranění hlavy	29
5.1.1 Head Injury Criterion - HIC	29
5.2 Poranění páteře	30
5.2.1 Neck Injury Criterion - NIC	30
5.2.2 Normalized neck Injury Criterion - NIJ	30
5.3 Vyhodnocení kritérií poranění pro model Virthuman	30

6	Výsledky	32
6.1	Přímý pád se třemi délkami lana	33
6.1.1	Vyhodnocení zranění hlavy	35
6.2	Porovnání přímého a kyvadlového pádu	36
6.2.1	Vyhodnocení zranění hlavy	37
7	Závěr	39
	Literatura	41

Seznam obrázků

1.1	Průkopníci lezecké technologie [1]	2
2.1	Algoritmus aplikace MKP pro lineární kontinuum [3]	4
2.2	Skládání lokálních matic do matice globální [2]	5
2.3	Příklady geometrie některých konečných prvků	6
2.4	Příklad tělesa a jeho meshování s počtem prvků a uzlů	6
2.5	Příklad systému vázaných tuhých těles	8
2.6	Ukázka možných pohybů v rámci některých vazeb [5]	8
2.7	Některé kinematické vazby [4]	9
2.8	Vztah mezi globálním a lokálním souřadnicovým systémem [5]	10
2.9	Závislé a nezávislé souřadnice mechanismů	11
2.10	Popis mechanismu pomocí absolutních souřadnic	11
2.11	Relativní souřadnice čtyřkloubového mechanismu	12
2.12	Čtyřkloubový mechanismus popsáný přirozenými souřadnicemi	13
2.13	Přechod od absolutních k přirozeným souřadnicím [5]	13
3.1	Průběh pádu z matematického modelu [6]	16
3.2	Grafické znázornění pádového faktoru [8]	17
4.1	Model člověka Virthuman [11]	20
4.2	Typy horolezeckých úvazků [12]	20
4.3	Popis sedacího úvazku [12]	21
4.4	Model/geometrie sedacího úvazu	21
4.5	Materiálová karta modelu sedacího úvazku	22
4.6	Model horolezce	22
4.7	Výchozí směry pro testování úvazku	23
4.8	Boční pohled na první pozici	23
4.9	Zrychlení těžiště hlavy při testování úvazku	24
4.10	Konstrukce lana, převzato a upraveno [15]	25
4.11	Ověření platnosti rovnice lana vytvořené Vittorioem Bedognim [14]	26
4.12	Materiálová karta modelu lana	26
4.13	Model horolezce na laně	27
5.1	Hodnoty kritérií poranění [23]	31
6.1	Modely přímého pádu a pádu pod úhlem	32
6.2	Zobrazení průběhu pádu v několika časových okamžicích	33
6.3	Zobrazení výšky pádu pomocí posuvu těžiště pánve	34
6.4	Průběh rázové síly v laně pro všechny tři výšky pádu	34
6.5	Porovnání průběhů sil a momentů v krčním a bederním obratli při různých výškách pádu	35
6.6	Graf zrychlení hlavy pro tři délky pádu s vyobrazením HIC kritéria	36
6.7	Průběh rázové síly v laně během pádu přímého i pod úhly	36

6.8	Porovnání průběhů sil a momentů v krčním a bederním obratli při pádu pod úhlem	37
6.9	Graf zrychlení hlavy pro tři délky pádu s vyobrazením HIC kriteria	38

Kapitola 1

Úvod

S rostoucím zájmem o horolezení se zvyšuje také počet pádů a zranění při této aktivitě. Lezci se také snaží posouvat své schopnosti a zdolávat stále těžší cesty, což je spojeno s větším počtem pádů a větším zatěžováním jisticích pomůcek. Vzhledem k tomu, že selhání těchto pomůcek má většinou fatální následky je důležité, abychom pochopili fyzikální podstatu pádu horolezce a to, jakým způsobem a v jakém rozsahu se během něj může člověk zranit.

Z počátku se cesty do hor nepodnikaly ze sportovních důvodů, ale jednalo se čistě o praktickou záležitost. Techniky výstupu se ovšem vyvíjely hned od těchto prvních cest. Výpravy člověka do hor, zejména v evropských Alpách, byly v době kolem 16. století motivovány lovem, sběrem minerálů a drahých kamenů [1]. V této době se také začaly formovat první lezecké techniky a to převážně mezi podhorskými lidmi, kteří byli na sběr a lov najímání, a z nichž se později stali první horští vůdci. Výstupové techniky této doby byly zcela přímé, účelové a co možná nejjednodušší. Z této doby také pochází první příručka pro horolezce s názvem *O těžkostech cestování v Alpách* od J. Simlera z Curychu [1]. V tomto spise byly zaznamenány poznatky jednak přírodní (morfologie a povětrnostní podmínky), ale také praktické. Obsahuje řadu rad ohledně lavinového nebezpečí, pohybu po ledovci a použití lan nebo obuvi s hroty.

Sportovní horolezení a lezecké kluby začaly vznikat v 19. století [1]. V Evropě byla většina horských štítů zdolána a trendem se stalo hledat nové a těžší přístupy k vrcholům již zdolávaným. Vzhledem k tomu, že pozornost se stáčela hlavně k alpským vrcholům, vznikl termín *alpinismus*, který popisuje horolezeckou činnost [1]. V závislosti na rostoucí obtížnosti výstupů se samozřejmě vyvíjela i lezecká technika. Celý tento vývoj vyvrcholil prvním výstupem na osmitisícový vrchol, když v roce 1950 horolezci M. Herzoga a L. Lachenala uskutečnili prvovýstup na Annapurnu v Nepálu [1].

Takto významný výstup by samozřejmě nebyl možný bez zdokonalení jisticích a výstupových technik a také lezeckého vybavení. Do této doby se totiž veškeré výstupy prováděly takzvaně volně. Jediné další možnosti byly sekání stupů a chytů do skály nebo použití železných žebříků a řetězů, což by ale ze sportovního hlediska byl "podvod". Mezi přední průkopníky ve směru výstupových technik patřili Hans Fiechtl, Otto Herzog a Hans Dülfer [1]. Fiechtl jako první použil zatloukanou skobu (dodnes se klasické ploché skobě říká "fichtle"). Herzog byl první, kdo pro horolezecké účely použil hasičskou karabinu a stál u zrodu jejího použití v zajišťovacím řetězci (následně karabinu i samotnou techniku jištění zdokonalil). Největší přínos ovšem patří Dülferovi, díky kterému dnes známe řadu lezeckých technik jako například lezení ve spárách, kyvadlový traverz nebo slaňovací techniky a využívání lana při postupu.



(a) Hans Fiechtl

(b) Hans Dülfer

Obrázek 1.1: Průkopníci lezecké technologie [1]

Všechny tyto nové techniky zcela změnilы směr horolezení a otevřely dveře tomu, jak posunout výkony zase o něco výše. Snahou přirozeně zůstávalo zachovat původní hodnoty lezení a čistotu sportu jako takového. V době mezi 60. a 70. léty 20. století tak vrcholí éra technického lezení [1]. V praxi technické lezení znamená, že horolezec využívá celé řady pomůcek ke zdolání i těch nejnejpřístupnějších cest. Při nasazení dostatečného množství technických pomůcek se ovšem ukázala prakticky každá cesta jako zdatelná, tudíž od určité fáze nebylo lezení kam dál posouvat. Dalším logickým krokem pro sportovní lezení tedy byl návrat k volnému lezení. V současné době je ideálem zdolávat obtížné výstupy s omezeným množstvím technických prostředků. Průkopníkem této myšlenky byl Reinhold Messner, který vše přebytečné eliminoval, definoval zásady "alpského stylu" a přenesl je do největších světových hor [1]. V Evropě se volný styl zachoval v několika oblastech pískovcových skal Saska a Čech, odkud se postupně rozšířil do skal Ameriky. To dalo vzniknout lezení v podobě jak ho známe dnes, kdy se technické pomůcky používají zcela jen na jištění proti pádu, místo aby pomáhaly v postupu horolezce vzhůru.

Kapitola 2

Teorie

V této kapitole bude představeno teoretické pozadí problému. Pro řešení komplexního problému se v současné době používají počítačové modely. Díky těmto modelům je možné řešit i složitější úlohy, kde je numerické řešení jinak velmi složité a bez použití softwaru by výpočet byl časově velice náročný, pokud vůbec možný. I počítačový výpočet ovšem stojí na matematických a fyzikálních principech, které budou níže nastíněny.

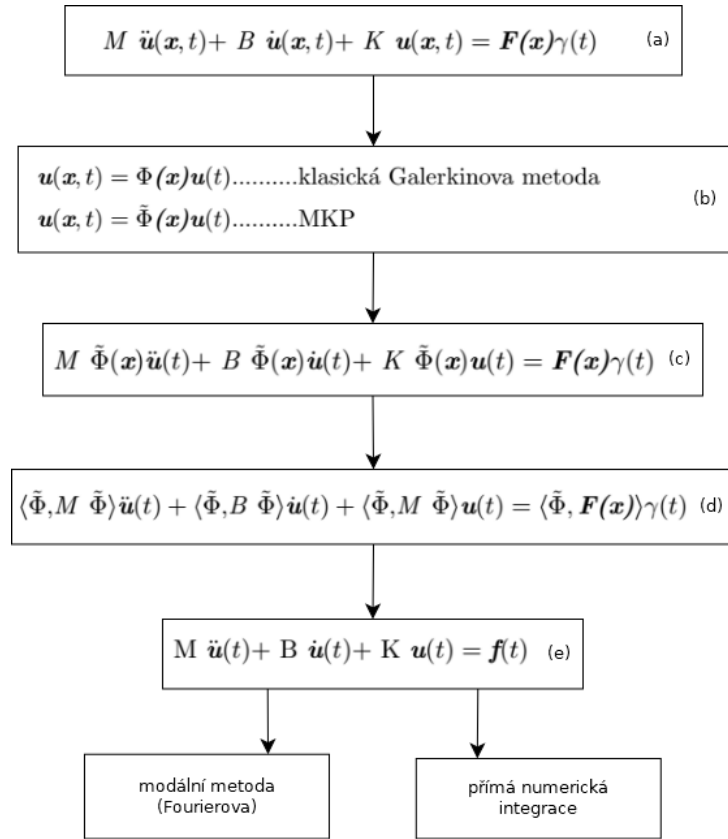
2.1 Metoda konečných prvků (MKP)

Metoda konečných prvků je způsob jak nalézt přibližné řešení parciálních diferenciálních rovnic (PDR), jejichž klasické řešení by jinak bylo velice komplikované, pokud by vůbec bylo možné. Pomocí této metody můžeme aproximovat řešení na geometricky komplexních oblastech, jako je například v této práci model horolezce. Další výhodou metody konečných prvků je snadná realizovatelnost okrajových podmínek.

Metoda konečných prvků je modifikací takzvané Galerkinovy metody, která patří mezi metody vážených reziduí [3]. V tomto případě jsou testovací funkce totožné s bázeovými funkcemi, které svou lineární kombinací aproximují řešení dané rovnice. Testovací funkce v případě MKP mají speciální tvar, díky tomu jsou nenulové jen na malé oblasti celé řešené oblasti [3]. Metoda spočívá v rozdělení celé homogenní oblasti na malé disjunktní podoblasti, diskrétní prvky. Pro ty platí, že jejich sjednocení dá dohromady danou oblast, bez překryví.

Na obrázku 2.1 je popsán algoritmus pro aplikaci MKP na lineární kontinuum, kde rovnicí (a) je popsáno kmitání lineárního kontinua a (b) zobrazuje aproximační vztah pro Galerkinovu metodu a MKP, tedy závislost vektoru posunutí libovolného bodu prvku na posunutích uzlových bodů. Po dosazení předpokládaného řešení dostáváme rovnici (c) a přiřazením výsledné rovnice zobecněného skalárního součinu dostaneme vztah (d), lze zapsat jako (e).

Jak již bylo řečeno, tato metoda aproximuje řešení PDR, které je jinak obtížné. Pro výpočet je nutné splnit velké množství podmínek, a proto je jejich použití omezené. Ve speciálních případech je možné některé z podmínek řešení oslabit. Vzniká tím takzvaná slabá formulace PDR [2]. Získáme ji přenásobením PDR testovací funkcí, následnou integrací per-partes a aplikací Greenovy věty. Důsledkem toho vznikne modifikovaná PDR a díky integraci se sníží nároky na hladkost funkce, která je jejím řešením.



Obrázek 2.1: Algoritmus aplikace MKP pro lineární kontinuum [3]

Matematicky by bylo možné znázornit modifikovanou PDR tímto způsobem [2]:

$$\langle u, v \rangle = L(v) , \quad (2.1)$$

kde u zastupuje řešení a v testovací funkci, na levé straně ve tvaru bilineárního operátoru, kde závorky představují skalární součin. Na pravé straně rovnosti je testovací funkce. Za předpokladu, že tato testovací funkce v je stejná jako řešení PDR u , zvolíme k aproximaci polynom n -tého stupně podle požadavků slabé formulace PDR [2]:

$$u(x, y, z) = \sum_{i=1}^{\infty} c_i N_i(x, y, z) . \quad (2.2)$$

Funkcí N_i je nekonečně mnoho, ve výpočtu však pracujeme jen s konečným množstvím, i přes určitou (přijatelnou) chybu, a naším cílem je nalézt konstanty c_i . Funkce N_i vybíráme na základě podoblasti, ve které hledáme řešení. Tyto podoblasti Ω_i , jak již bylo řečeno, získáme rozdělením celé výpočetní oblasti Ω tak, že se nepřekrývají a spolu se sousedy sdílí hranice a uzly. Podoblasti se jmenují konečné prvky, odtud název metody. Konstanty c_i počítáme v uzlech jednotlivých prvků. Počet funkcí $N_i(x, y, z)$ je tedy roven počtu uzlů a navíc pro každou N_i platí [2]:

$$N_i(x_j, y_j, z_j) = \begin{cases} 1 & \text{pro } i = j \\ 0 & \text{pro } i \neq j . \end{cases} \quad (2.3)$$

Po nalezení příslušných funkcí N_i ve všech uzlech všech prvků oblasti výpočtu, lze dosadit rovnici (2.1) do slabé formulace PDR a zintegrovat. Výsledkem je konstantní matice tuhosti

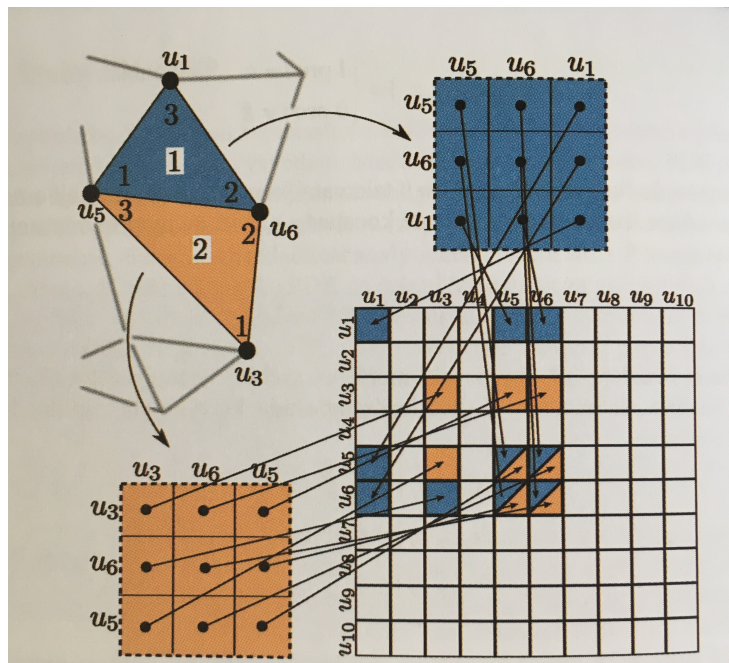
pro každý prvek oblasti a stejným postupem je možné získat pro každý prvek vektor pravých stran. Všechny tyto informace dohromady dají soustavu algebraických rovnic:

$$Ku = F, \quad (2.4)$$

kde K je matice tuhosti, F vektor pravých stran (např.: zatížení) a u jsou hledané neznámé (např.: posuvy). Pro vyjádření neznámé stačí jednoduchá úprava:

$$u = K^{-1}F. \quad (2.5)$$

Řešení pro jednotlivé prvky se skládá do globálního řešení pro celou oblast. Z obrázku 2.2 vidíme že prvek č. 1 má lokální souřadnice pro uzly 1, 2, 3, v globálních souřadnicích jsou uzly označené jako u_3 , u_5 a u_6 . Skládání výsledků z jednotlivých lokálních matic do matice globální se řídí principem superpozice na základě globálních souřadnic.



Obrázek 2.2: Skládání lokálních matic do matice globální [2]

Správné rozdělení oblasti na konečné prvky je pro výsledek celého výpočtu velice důležité. Stejně jako volba indexů prvků. Pokud je provedena správně je možné dostat tzv. řídkou matici, což značně zkracuje výpočtový čas a celkově zjednodušuje řešení soustavy. Je nezbytné si uvědomit přechod mezi lokálními souřadnicemi uzlů jednotlivých prvků a jejich souřadnicemi v globálním systému celé sítě.

2.1.1 Typy konečných prvků

Výše zmíněné podoblasti Ω_i , tedy konečné prvky, mají z geometrického hlediska jednoduchý tvar a konečnou velikost. Pro každý typ prvku existuje několik charakteristických vlastností, kromě polohy je to také tvar, dimenze a počet uzlů. Mezi nejčastěji používané prvky v softwarových řešičích patří následující:

1D prvky

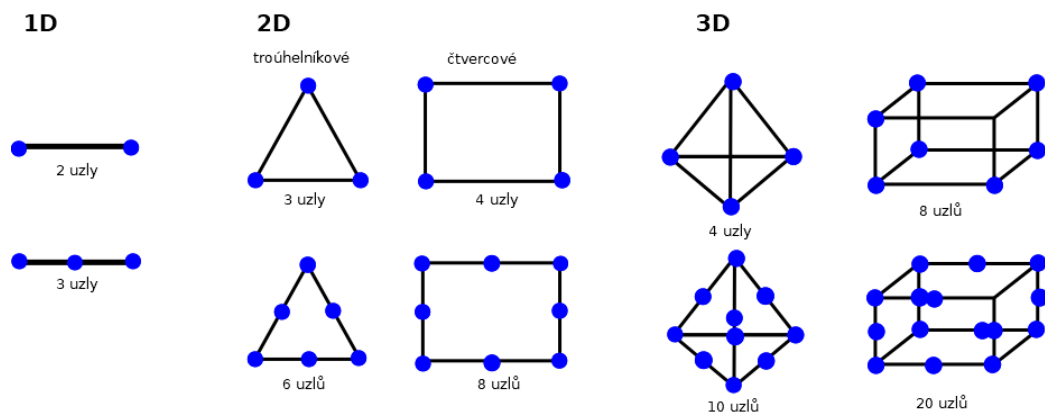
- Prvek typu BAR
- Prvek typu BEAM
- Prvek typu SPRING BEAM

2D prvky

- Prvek typu SHELL
- Prvek typu MEMBRANE

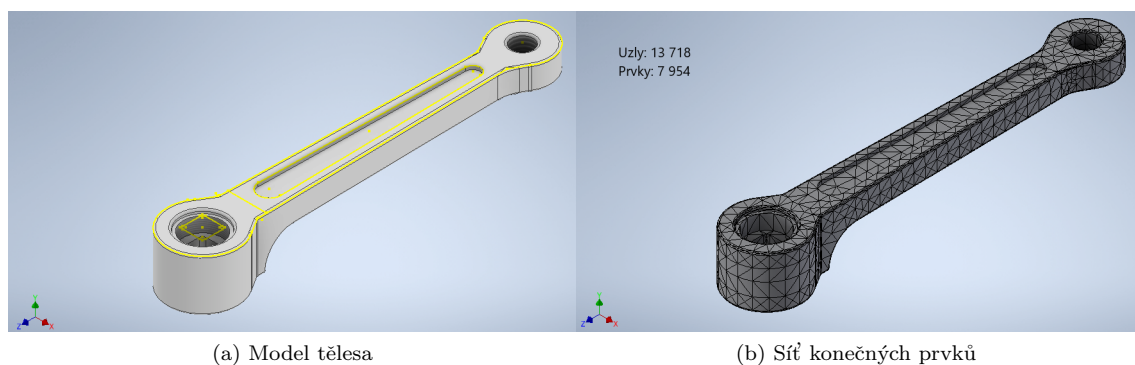
3D prvky

- Prvek typu JEHLAN
- Prvek typu KRYCHLE



Obrázek 2.3: Příklady geometrie některých konečných prvků

Rozdělením výpočtové oblasti na systém konečných prvků vznikne výpočtová síť, viz 2.4b.



Obrázek 2.4: Příklad tělesa a jeho meshování s počtem prvků a uzlů

2.1.2 Okrajové podmínky

Aby výpočet pomocí MKP dával smysl, musí být systém rovnic doplněn o okrajové podmínky. Prvním příkladem okrajových podmínek jsou některé předem dané posuvy, respektive omezení posuvů vazbami. Vycházíme-li ze systémů algebraických rovnic $Ku = F$, viz výše, a předpokládáme-li některé známé posuvy u_i , pak ovšem tyto posuvy u_i už dále nefigurují mezi neznámými a je nutné je přepsat na pravou stranu rovnice. Ze stejného důvodu nemohou na pravé straně vystupovat neznámé síly F_i v místě předepsaných posuvů. Řešení této situace je takové, že na pravou stranu převedeme u_i násobek i -tého sloupce matice K . Dalším krokem je vypuštění i -tého řádku i sloupce matice K a i -tého řádku vektoru F . Pro výpočet sil ve vazbách je nutné rozdělit matice do následujících bloků, kde N označuje neznámé veličiny a Z ty známé [3]:

$$\begin{bmatrix} K_{AA} & K_{AB} \\ K_{BA} & K_{BB} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} u_N \\ u_Z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} F_Z \\ F_N \end{bmatrix}. \quad (2.6)$$

Následně řešíme první rovnici pro u_N a druhou pro F_N :

$$K_{AA} \cdot q_N = F_Z - K_{AB} \cdot q_Z \quad (2.7)$$

$$F_N = K_{BA} \cdot q_N + K_{BB} \cdot q_Z. \quad (2.8)$$

Při numerickém výpočtu pomocí počítačového softwaru lze tento postup zjednodušit tak, že prvky s nulovým posuvem do globální matice vůbec neukládáme.

Dalším typem okrajových podmínek jsou ty, kde jeden z posuvů je lineární kombinací jednoho nebo více jiných posuvů. Tedy

$$u_i = \sum_{j=1}^V a_j u_{\mu(j)}, \quad (2.9)$$

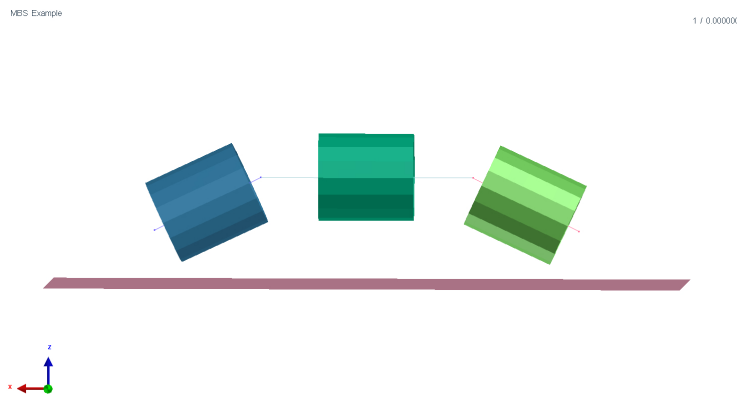
kde $\mu \in N^V$ je vektor výběru souřadnic, jehož lineární kombinací vznikne u_i [3]. Opět potřebujeme známé a neznámé posuvy mít na správné straně rovnice, proto k μ_j -tému sloupci přičítáme a_j -tý násobek i -tého sloupce matice K . Postup zopakujeme i pro i -tý řádek matice K a vektoru F , poté opět vypustíme i -tý řádek i sloupec matice K a i -tý řádek vektoru F .

Oba postupy pro počáteční podmínky při výpočtu pomocí MKP můžeme použít i v případě, že máme dynamický problém s kinematickým buzením. Jen počáteční systém rovnic v tomto případě vypadá následovně [3]:

$$\begin{bmatrix} M_{AA} & M_{AB} \\ M_{BA} & M_{BB} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \ddot{u}_N \\ \ddot{u}_Z \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} B_{AA} & B_{AB} \\ B_{BA} & B_{BB} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{u}_N \\ \dot{u}_Z \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} K_{AA} & K_{AB} \\ K_{BA} & K_{BB} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} u_N \\ u_Z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} F_Z \\ F_N \end{bmatrix}. \quad (2.10)$$

2.2 Vázané mechanické soustavy (MBS)

Vázaná mechanická soustava je systém obsahující určitý počet dvou hlavních komponentů. A to tuhých nebo pružných těles a kinematických vazeb nebo některých dalších prvků (například pružina nebo tlumič). Prvky jsou mezi sebou nebo s rámem vzájemně spojeny těmito vazbami. Na tělesa v systému mohou působit různé síly, v kinematických vazbách mohou být zavedeny různé pasivní účinky nebo předepsané výchylky. Dále mohou mít samotná tělesa předem stanovený určitý pohyb, předepsaný v souladu s danou kinematickou vazbou, která ovlivňuje celkový pohyb celé soustavy. Příkladem velice jednoduchého systému vázaných těles jsou tři válce, tuhá tělesa na pevných osách, které jsou spojené dvěma sférickými vazbami, viz obrázek 2.5



Obrázek 2.5: Příklad systému vázaných tuhých těles

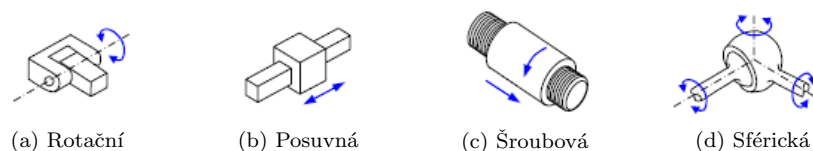
2.2.1 Prvky modelů MBS

- Tělesa

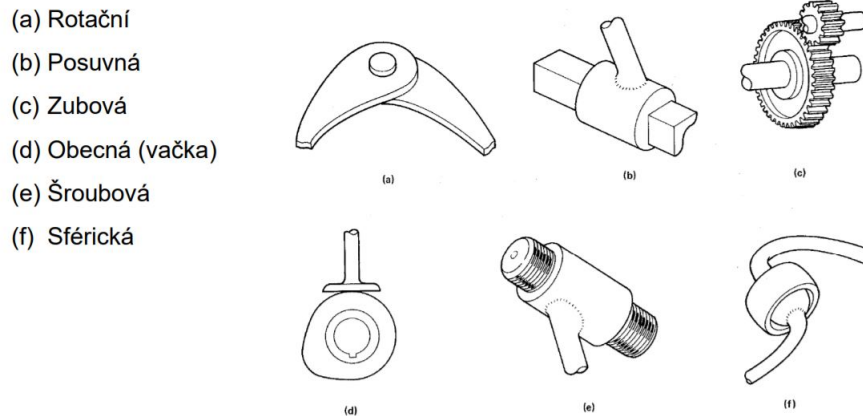
Mohou být buď tuhá nebo pružná. V případě tuhého tělesa předpokládáme nulové deformace, které lze zanedbat, a tedy jejich tvar ani objem se účinkem libovolně velkých sil nemění. Vnější síly, které na těleso působí, mají v globálním souřadnicovém systému jen pohybové účinky. Každé volné tuhé těleso má v prostoru šest stupňů volnosti (v rovině tři). Tato tělesa jsou definována svojí hmotností, polohou těžiště a maticí setrvačnosti. Tyto parametry jsou nezbytné k sestavení modelu MBS [4]. Pokud se jedná o pružné těleso, je k jeho popisu kromě souřadnic výše zmíněných, potřeba ještě přidat souřadnice nutné k popisu deformace [5]. V reálném světě se s dokonale tuhým tělesem většinou nsetkáme, ale ve většině případů jsou tělesa dostatečně tuhá, aby se mohla jejich pružnost zanedbat.

- Kinematické vazby

Jedná se o spoje určující konektivitu mezi jednotlivými tělesy nebo mezi tělesem a rámem, viz obrázek 2.7. Tyto vazby omezují relativní pohyb těles tím, že eliminují jejich stupně volnosti za účelem dosažení požadovaného pohybu. Každá vazba je definována právě stupni volnosti, které odebírá. Například rotační, posuvná nebo šroubová vazba odebírá tělesu v prostoru pět stupňů volnosti a sférická vazba tři stupně volnosti.



Obrázek 2.6: Ukázka možných pohybů v rámci některých vazeb [5]



Obrázek 2.7: Některé kinematické vazby [4]

2.2.2 Souřadnice popisující MBS

Předtím než je možné sestavit rovnice popisující chování MBS je nezbytné znát polohu všech těles v každém časovém okamžiku. Pro kinematický popis polohy těles v soustavě se využívá několika různých druhů souřadnic. Na volbě těchto souřadnic záleží efektivita a řešitelnost problému. Základní rozdělení souřadnic je na globální a lokální, dále na nezávislé a závislé souřadnice.

Globální a lokální souřadnice

Pro popis polohy a charakterizaci pohybu MBS systému je výhodné udat každému jednotlivému tělesu vlastní lokální souřadnicový systém s počátkem ve středu hmotnosti. Zároveň má celá soustava globální souřadnicový systém, ve většině případů umístěný v počátku struktury těles. Lokální souřadnicový systém je pevně spojen s příslušným tělesem a stejně jako těleso se pohybuje, tedy posouvá a otáčí, v rámci globálního souřadnicového systému.

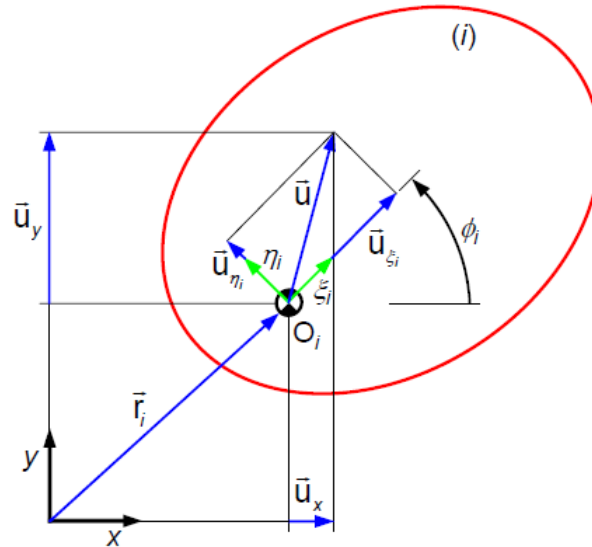
Budeme-li uvažovat jedno těleso MBS ve 2D označené i s lokální souřadnicovou soustavou obecně uložené v globálním souřadnicovém systému, obrázek 2.8, můžeme jeho polohu popsat pomocí následujících souřadnic [5]:

$$q_i = [x_i, y_i, \phi_i]^T . \quad (2.11)$$

Vztah mezi globálními a lokálními souřadnicovými systémy lze vyjádřit pomocí transformační matice. Například budeme-li chtít vyjádřit závislost mezi lokálním souřadnicovým systémem u_x a u_y a globálním souřadnicovým systémem $u_{\xi i}$ a $u_{\eta i}$ z obrázku 2.8 dostaneme následující výraz [5]:

$$\begin{bmatrix} u_x \\ u_y \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos(\phi_i) & -\sin(\phi_i) \\ \sin(\phi_i) & \cos(\phi_i) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} u_{\xi i} \\ u_{\eta i} \end{bmatrix} , \quad (2.12)$$

neboli v maticovém zápisu $u = A_1 u_i'$, kde A je transformační matice popisující závislost mezi lokálním $\xi\eta$ a globálním souřadnicovým systémem xy tělesa i . Pro přehlednost zápisu se lokální souřadnice označují apostrofem.



Obrázek 2.8: Vztah mezi globálním a lokálním souřadnicovým systémem [5]

Nezávislé a závislé souřadnice

Pokud má systém N stupňů volnosti, je pro jednoznačné určení jeho okamžité polohy využito právě N nezávislých souřadnic. Tento typ souřadnic se nejčastěji používá pro popis systému s malým počtem stupňů volnosti. Souřadnicový vektor je pak malý a pro popis systému nutný malý počet rovnic. Volit souřadnice tak, aby byly nezávislé je pro výpočet výhodné. Není dále nutné složitě sestavovat vazební podmínky pro souřadnice, které by byly závislé.

Počet závislých souřadnic M je vyšší, než počet stupňů volnosti N mechanismu. Vzhledem k tomu, že závislé souřadnice jsou vázány kinematickými vazbami, nemohou se měnit zcela libovolně. Je tedy nutné doplnit $R = M - N$ vazebních podmínek.

Níže jsou zobrazeny dva mechanismy. Na obrázku 2.9b je vyobrazeno trojkyvadlo. Jeho poloha je popsána třemi výchylkami ϕ_1 , ϕ_2 a ϕ_3 . Jejich definování stačí ke znalosti pozice kyvadla v každém okamžiku času a počet souřadnic je shodný s počtem stupňů volnosti. Pro popis tohoto systému tedy použijeme vektor nezávislých souřadnic:

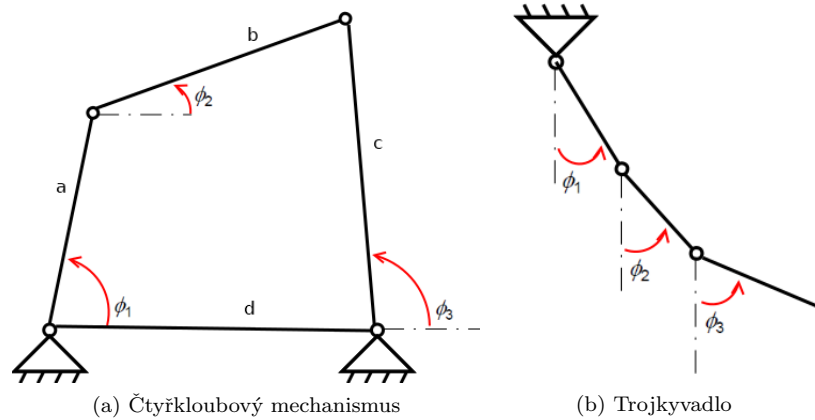
$$q = [\phi_1, \phi_2, \phi_3]^T . \quad (2.13)$$

V případě čtyřkloubového mechanismu, obrázek 2.9a, vidíme také sadu tří úhlových souřadnic ϕ_1 , ϕ_2 a ϕ_3 , které popisují polohy prutů. Počet stupňů volnosti u tohoto mechanismu je $N = 1$ z předchozího vztahu tedy zjistíme nutný počet vazebních podmínek $R = 2$. Při zadefinování délek prutů a, b, c a d dostaneme následující závislosti mezi úhly

$$a \cdot \cos(\phi_1) + b \cdot \cos(\phi_2) - c \cdot \cos(\phi_3) - d = 0 \quad (2.14)$$

$$a \cdot \sin(\phi_1) + b \cdot \sin(\phi_2) - c \cdot \sin(\phi_3) = 0 . \quad (2.15)$$

Je zřejmé, že mechanismus má jednu nezávislou souřadnici, při jejíž znalosti jsme schopni druhé dvě dopočítat ze soustavy rovnic vazebních podmínek. Vektor souřadnic $q = [\varphi_1, \varphi_2, \varphi_3]^T$ lze v tomto případě zapsat pomocí znalosti jedné ze souřadnic a závislostí.

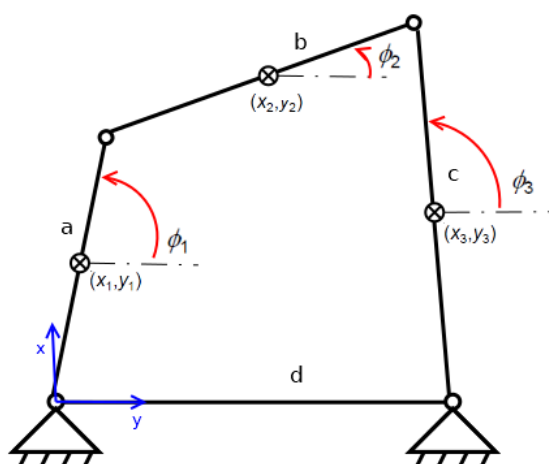


Obrázek 2.9: Závislé a nezávislé souřadnice mechanismů

Absolutní, relativní a přirozené souřadnice

Další možnost klasifikace souřadnic je na absolutní a relativní. Tímto způsobem dělíme závislé souřadnice. Systém absolutních souřadnic popisuje systém těles tak, že definuje zobecněné souřadnice polohy každého tělesa, většinou pomocí středu hmotnosti. Dále je pro znalost polohy systému v každém časovém bodě nutné znát orientaci každého tělesa systému. Absolutní souřadnice tedy kombinují lokální a globální souřadnicový systém. V prostoru se skládají z kartézských souřadnic středu hmotnosti a dále například z Eulerových nebo Cardanových úhlů [4]. V rovině se jedná o kartézské souřadnice středu hmotnosti a úhel mezi lokálním a globálním souřadnicovým systémem. Na obrázku 2.10 znovu vidíme čtyřkloubový mechanismus a v tomto případě máme u každého prutu znázorněno těžiště. Vektor absolutních souřadnic tohoto mechanismu je potom zapsán takto:

$$q = [x_1, y_1, \phi_1, x_2, y_2, \phi_2, x_3, y_3, \phi_3]^T. \quad (2.16)$$



Obrázek 2.10: Popis mechanismu pomocí absolutních souřadnic

Absolutní souřadnice nejsou nezávislé a navíc víme, že čtyřkloubový mechanismus má jen jeden stupeň volnosti. Proto je zřejmé, že souřadnice systému (2.16) lze vyjádřit pomocí kterékoliv

jedné souřadnice a osmi vazebních podmínek, tedy dosazením známé souřadnice do soustavy osmi rovnic [5]:

$$x_1 - \frac{a}{2} \cos(\phi_1) = 0 \quad (2.17)$$

$$y_1 - \frac{a}{2} \sin(\phi_1) = 0 \quad (2.18)$$

$$x_1 + \frac{a}{2} \cos(\phi_1) - x_2 + \frac{b}{2} \cos(\phi_2) = 0 \quad (2.19)$$

$$y_1 + \frac{a}{2} \sin(\phi_1) - y_2 + \frac{b}{2} \sin(\phi_2) = 0 \quad (2.20)$$

$$x_2 + \frac{b}{2} \cos(\phi_2) - x_3 - \frac{c}{2} \cos(\phi_3) = 0 \quad (2.21)$$

$$y_2 + \frac{b}{2} \sin(\phi_2) - y_3 - \frac{c}{2} \sin(\phi_3) = 0 \quad (2.22)$$

$$x_3 - \frac{c}{2} \cos(\phi_3) - d = 0 \quad (2.23)$$

$$y_3 - \frac{c}{2} \sin(\phi_3) = 0 . \quad (2.24)$$

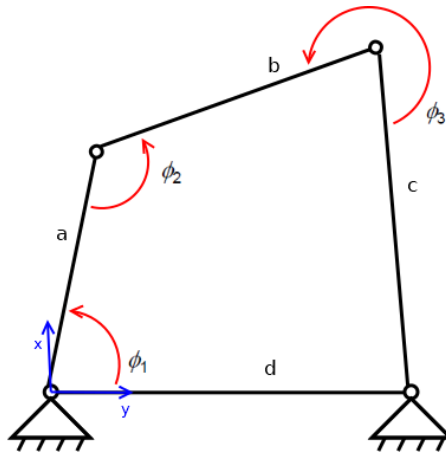
Relativní souřadnice v principu popisují polohu n-tého tělesa v závislosti na poloze tělesa předchozího a přímo závisí na stupních volnosti vazby mezi těmito dvěma tělesy. Tento způsob popisu se používal hlavně v počáteční počítačové analýze mechanismů [5]. U našeho čtyřkloubového mechanismu by vektor nezávislých souřadnic opět vypadal takto:

$$q = [\phi_1, \phi_2, \phi_3]^T . \quad (2.25)$$

Jednotlivé úhly tentokrát popisují pootočení vůči předchozímu prutu soustavy u prvního tělesa vzhledem k x-ové ose, viz obrázek 2.11. Opět máme mechanismus s jedním stupněm volnosti, proto dvě z výše zmíněných souřadnic můžeme vyjádřit pomocí vazebních podmínek [5]:

$$a \cos(\phi_1) + b \cos(\phi_2) + c \cos(\phi_3) - d = 0 \quad (2.26)$$

$$a \sin(\phi_1) + b \sin(\phi_2) + c \sin(\phi_3) = 0 . \quad (2.27)$$



Obrázek 2.11: Relativní souřadnice čtyřkloubového mechanismu

Přirozené souřadnice, někdy také označované jako plně kartézské, byly vyvinuty na základě maticové analýzy struktur [5]. Dva hlavní komponenty charakterizující přirozené souřadnice jsou kartézské souřadnice bodů a kartézské souřadnice jednotkových vektorů těles systému. Body se většinou volí ve výhodných místech, jako jsou například klouby, a vektory pak označují natočení jednotlivých těles. Výhodou přirozených souřadnic je, že není potřeba znalost žádného úhlu. Budeme-li chtít popsat čtyřkloubový mechanismus z obrázku 2.12 pomocí přirozených souřadnic, bude stačit pouze vektor ve tvaru:

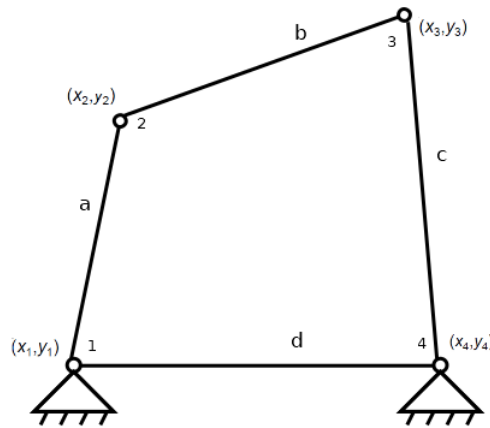
$$q = [x_2, y_2, x_3, y_3]^T . \quad (2.28)$$

I v tomto případě máme jeden stupeň volnosti a proto je zapotřebí mít k popisu ještě tři vazební podmínky [5]:

$$(x_2 - x_1)^2 + (y_2 - y_1)^2 - a^2 = 0 \quad (2.29)$$

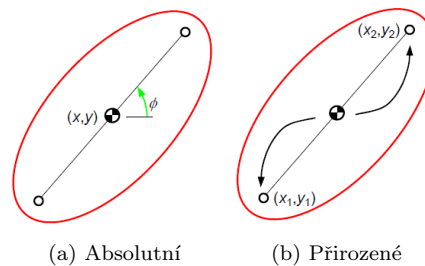
$$(x_3 - x_2)^2 + (y_3 - y_2)^2 - b^2 = 0 \quad (2.30)$$

$$(x_3 - x_4)^2 + (y_3 - y_4)^2 - c^2 = 0 . \quad (2.31)$$



Obrázek 2.12: Čtyřkloubový mechanismus popsáný přirozenými souřadnicemi

Pohybujeme-li se ve 2D, můžeme v přirozených souřadnicích vidět rozšíření absolutních souřadnic. Pokud referenční bod pro absolutní souřadnice tělesa z obrázku 2.13a přesuneme za využití úhlu Φ do referenčních bodů přirozených souřadnic z obrázku 2.13b, lze přechod schématicky znázornit takto:



(a) Absolutní

(b) Přirozené

Obrázek 2.13: Přechod od absolutních k přirozeným souřadnicím [5]

Obecně volba souřadnic, kterými MBS popíšeme, závisí přímo na systému. Například pro systémy s uzavřenou smyčkou je vhodnější volit absolutní souřadnice, volné kinematické řetězce je naopak výhodnější popisovat souřadnicemi relativními a přirozené souřadnice jsou vhodné pro citlivostní analýzy a optimalizace [5].

2.2.3 Kinematické řešení MBS

Jedním ze způsobů kinematického řešení MBS je sestavení pohybové rovnice pomocí Lagrangeových rovnic. Tento způsob spočívá ve využití principu virtuální práce a následném odvození pohybové rovnice užitím variačního principu. Lze použít dva typy rovnic, Lagrangeovy rovnice II. druhu a Lagrangeovy rovnice smíšeného typu využívající Lagrangeových multiplikátorů. Rovnice II. druhu se obecně používají v případě nezávislých souřadnic a smíšené rovnice v případě závislých souřadnic. V praxi se častěji využívají smíšené Lagrangeovy rovnice, ty mají následující tvar [4]:

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial E_k}{\partial \dot{q}} \right) - \frac{\partial E_k}{\partial q} = Q - \frac{\partial E_p}{\partial q} - \frac{\partial R}{\partial \dot{q}} + \Phi_q^T \lambda, \quad (2.32)$$

kde E_k je kinetická energie, E_p je energie potenciální a R disipační (tlumící) funkce. Dále \mathbf{q} je vektor souřadnic MBS, Q vektor zobecněných sil, λ vektor Lagrangeových multiplikátorů, Φ vazbové rovnice, pro které platí $\Phi(q, t) = 0$, a Φ_q derivace těchto rovnic podle souřadnic q . S využitím Lagrangeových rovnic pak dostáváme pohybovou rovnici ve tvaru [4]:

$$\begin{bmatrix} M & \Phi_q^T \\ \Phi_q & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \ddot{q} \\ -\lambda \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} g(q, \dot{q}, t) \\ \gamma(q, \dot{q}, t) \end{bmatrix}, \quad (2.33)$$

v tomto případě M je matice hmotnosti MBS, Φ_q zastupuje Jakobiho matici a g, γ jsou vektory pravých stran. Rovnice 2.33 obecně popisuje MBS a je kombinací kinematických a vazbových rovnic. Řeší se pro \ddot{q} a λ , kde zrychlení \ddot{q} lze následně pro každý časový okamžik integrovat, což vede na rychlost \dot{q} systému a jeho pozici q .

Kapitola 3

Popis problému

Tato práce se zabývá vytvořením matematického modelu horolezce v sedacím úvazku na laně a jeho pádem. Uvažujeme situaci, kdy lezec není jištěný lanem shora. Jistící lano si lezec vytahuje při výstupu nahoru a zajišťuje ho postupně ve skalní stěně. Pád předpokládáme v momentě, kdy se horolezec nachází několik metrů nad posledním postupovým jištěním. To znamená, že bod uvázání lezce na lano je již několik metrů nad bodem zachycení (přesná délka závisí na způsobu zajištění skalní stěny). V praxi tato situace znamená nejdelší možný pád jištěného lezce a tím i největší rázovou sílu, více v podkapitole Rázová síla. Celý pád lze rozdělit do dvou fází. V první z nich horolezec padá volným pádem, a to tak dlouho, dokud nedojde k napnutí dynamického lana, tím začíná druhá fáze pádu. V této fázi pracuje lano na zabrzdění pádu a dochází k absorbování energie pádu, v důsledku čehož se lano protáhne. Lano zde tedy funguje jako pružný a zároveň tlumící element.

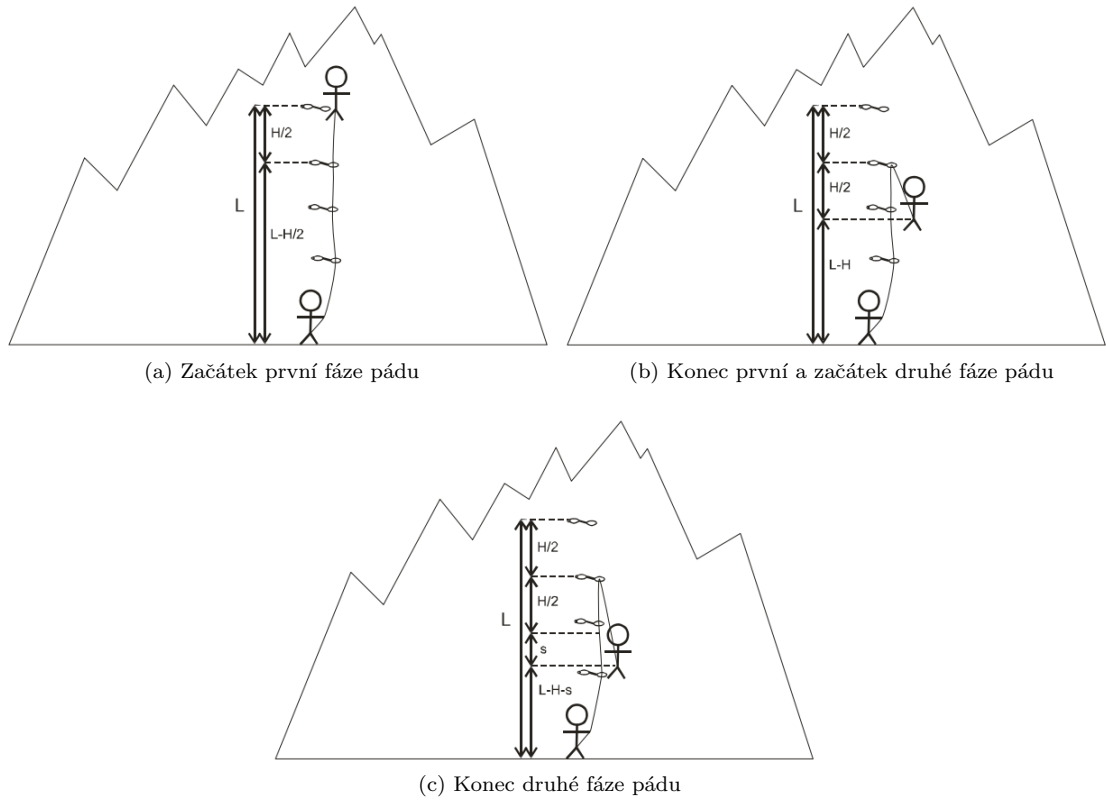
3.1 Matematický model

Základní matematický model pádu horolezce na laně byl zpracován Věrou Skorkovskou v semestrální práci z předmětu KMA/MN v roce 2010 [6]. Následující popis pádu stručně shrnuje její práci.

Tento matematický model popisuje každou fázi pádu zvlášť. Vychází z počáteční výšky horolezce L a délky pádu H . Poslední fixní jištění se potom nachází ve výšce $L - \frac{H}{2}$. Celý pád je znázorněn na obrázcích 3.1. V první fázi pádu působí jen gravitační síla, tudíž můžeme tuto fázi popsat vztahem $F_G = mg$, kde m je váha lezce a g gravitační konstanta. Ve druhé fázi pracuje lano a protahuje se, zde se uplatňuje Hookeův zákon $F_l = k \frac{y}{L}$. V tomto vztahu y zastupuje prodloužení lana a k je konstanta. Práci vykonanou při jeho protahování lze vyjádřit následujícím vztahem [6]:

$$W = \int_0^s F_l dy = \frac{k}{L} \int_0^s y dy = \frac{k}{2L} s^2 . \quad (3.1)$$

Ze vztahu vidíme, že lano se protáhne o délku s , celková délka pádu je tedy $H + s$.



Obrázek 3.1: Průběh pádu z matematického modelu [6]

Během pádu dochází k přeměně energie. Počáteční potenciální energie před pádem se mění v kinetickou energii během první fáze pádu. V průběhu druhé fáze se jak potenciální tak kinetická energie mění v práci lana. Vzhledem k zákonu zachování energie vyplývá rovnost mezi potenciální energií na začátku pádu a prací vykonanou k natažení lana

$$mg(H + s) = \frac{k}{2L}s^2 . \quad (3.2)$$

Pokud z tohoto vztahu vyjádříme

$$s = \frac{mg \pm \sqrt{(mg)^2 + 2kmg\frac{H}{L}}}{\frac{k}{L}} , \quad (3.3)$$

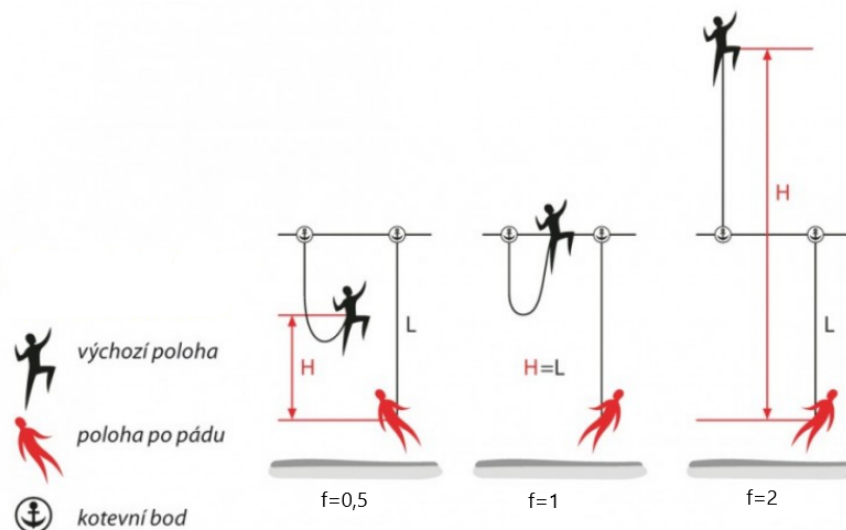
(v našem případě je hodnota pod odmocninou větší než mg a relevantní znaménko je proto +), můžeme jej následně dosadit do Hookeova zákona za prodloužení y a získat tak vztah pro sílu v laně na konci druhé fáze pádu

$$F_l = mg + \sqrt{(mg)^2 + 2kmg\frac{H}{L}} . \quad (3.4)$$

3.1.1 Pádový faktor

Pádový faktor se obecně značí f a popisuje vztah mezi celkovou délkou pádu a aktivní částí lana, která pád zachycuje [7]. V podstatě ukazuje jakou tvrdost nárazu pocítí lezec v momentě,

kdy jej lano zachytí. Vyjadřuje se zlomkem $f = \frac{H}{L}$, kde H je délka pádu a L délka lana, které pád zadrželo, viz obrázek 3.2. U lezení se hodnota pohybuje v intervalu 0 až 2 [8], aby byl pád zcela bezpečný neměl by pádový faktor přesáhnout hodnotu 1 [6].



Obrázek 3.2: Grafické znázornění pádového faktoru [8]

3.1.2 Rázová síla

Rázová síla je v tomto případě síla, která působí na tělo lezce v momentě zachycení pádu lanem [8]. Jak již bylo řečeno, během výstupu lezec získává potenciální energii, která se v případě pádu mění na energii kinetickou a ta následně v práci v momentě zastavení pádu. V okamžiku zachycení pádu je vykonáno hned několik druhů práce. Nejmenší podíl energie se změní na tření v jisticích bodech. Práce potřebná na deformaci lidského těla, tedy zmáčknutí člověka v sedáku, je úměrná přibližně třetině celkové energie pádu. Zbytek kinetické energie, zhruba 60%, pak pohltí lano a přemění ji na deformaci, protažení [7]. V průběhu napínání lana v něm roste síla, ta se nazývá rázová a je maximální v momentě zastavení pádu. Z toho je patrné, že čím je lano tužší, tím je rázová síla působící na lezce větší. Z tohoto důvodu je dynamická vlastnost lezeckého lana klíčová.

V praxi se hodnota rázové síly pohybuje mezi 5 až 10 kN. Člověk je během pádu schopný vydržet zátěž asi patnáctinásobně větší, než je jeho hmotnost (15 G). Budeme-li uvažovat průměrnou hmotnost člověka 80 kg, limitní hodnota rázové síly byla spočítána na 12 kN [9]. Rázová síla tedy nikdy nesmí být u dynamického lana vyšší, ačkoliv se může měnit s druhem použitého lana [7]. Je také několik dalších faktorů, které ovlivňují rázovou sílu, jako například počet dříve zachycených pádů nebo stárí lana. Rázovou sílu můžeme popsat následujícím vztahem, který byl výše odvozen jako síla v laně na konci druhé fáze pádu [6]:

$$F_r = mg + \sqrt{(mg)^2 + 2kmg \frac{H}{L}} . \quad (3.5)$$

Z výše uvedeného vztahu je patrné, že rázová síla přímo souvisí s pádovým faktorem $\frac{H}{L}$.

3.2 Pádové zkoušky s figurínou

Ing. Pit Schubert se ve svých knihách *Bezpečnost a riziko na skále, sněhu a ledu* díl I., II. a III. [10] zabývá pády horolezců v praxi. Jakožto vedoucí bezpečnostní komise UIAA (Mezinárodní horolezecká federace) se podílel na vývoji velkého množství nových materiálů a jisticích mechanismů, nyní běžně používaných. Velkou pozornost věnuje také jistění lezce, testuje jejich bezpečnost v různých situacích a na základě reálných nehod. Ve svých knihách probírá problém bezpečnosti lezců z mnoha úhlů a řeší také bezpečnost jednotlivých prvků jisticího řetězce. Pro naše účely jsou důležité části zabývající se nekontrolovaným pádem lezce.

Pádové zkoušky provedené Ing. Schubertem probíhaly vytažením figuríny, tedy horolezce, za závěsný šroub v hlavě a jejím následným puštěním do horolezeckého lana. Celý experiment probíhal s různými způsoby navázání a za použití různých úvazů (viz. podkapitola 4.2.1). Vzhledem k tomu, že figurína není schopna aktivního zásahu do průběhu pádu, její chování během pádu je stejné jako u člověka v bezvědomí. V tomto případě dochází k tzv. nekontrolovanému pádu, tedy pádu, který není lezcem nijak kontrolovaný. Dochází k převrácení trupu dozadu a tím odstředivému šoku. Aby byl lezec schopen pád kontrolovat, například napnutím břišního svalstva, je nutné pád předvídat. Vzhledem k tomu, že takový pád probíhá v jedné až dvou sekundách (dvě sekundy odpovídají přibližně patnáctimetrovému pádu), není možné v tak krátkém časovém úseku na tuto situaci dostatečně reagovat [10].

Pádové zkoušky prokázaly, že pokud má lezec pouze bederní úvazek, je k přestání pádu bez zranění nutný aktivní zásah do jeho průběhu. Pasivní pád figuríny vedl ke kompresi páteře v důsledku odstředivého šoku, došlo k poškození bederních obratlů a k vnitřním zraněním orgánů. V případě použití bederního i prsního úvazku zároveň skončily všechny pády figuríny bez vážnějšího zranění. Pro validaci těchto výsledků je bezpečnostní komisi známo asi dvacet čtyři případů nehod se smrtelnými následky a jeden případ ochrnutí [10]. Z pádových zkoušek tedy vyplývá, že v případě našeho modelu lze předpokládat zranění v oblasti bederní páteře.

Kapitola 4

Popis modelu

Matematický model v této práci popisuje komplexní problém a z tohoto důvodu je celkový model použitý pro simulaci pádu horolezce složen ze tří hlavních částí. Výsledný model horolezce zahrnuje člověka, sedací úvazek a lano. V této kapitole se konkrétně seznámíme s jednotlivými částmi tohoto modelu.

4.1 Model člověka

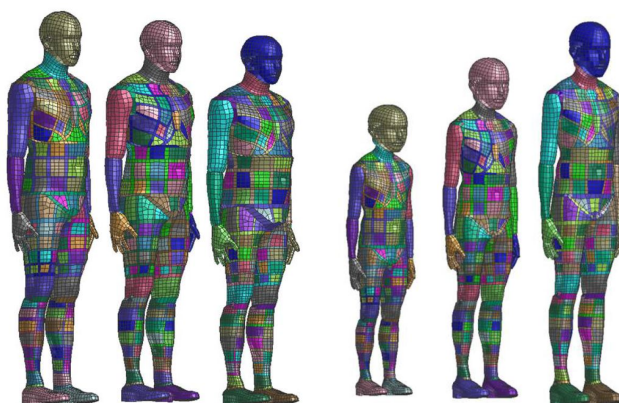
Pro vytvoření modelu horolezce bylo zapotřebí modelu člověka natolik sofistikovaného, aby bylo možné zachytit dynamické chování člověka. Pro tyto účely byl využit model *Virtual human body model*, dále jen Virthuman, který byl vyvinut ve spolupráci MECAS ESI s.r.o. a Západočeské univerzity v Plzni [11]. Tento model je navíc schopen analyzovat možná zranění vniklá během simulace. Jedná se o virtuální biomechanický model člověka, používaný pro návrh a optimalizaci systémů, které jsou v interakci s člověkem, jako například prvky aktivní a pasivní automobilové bezpečnosti (airbagy, pásy, atd). V současné době existují dva základní přístupy využívané pro modelování člověka [2], obě metody byly detailně popsány na začátku práce:

- Modely na bázi vázané mechanické soustavy - jedná se o jednoduchý model. Člověk je v tomto případě popsán jednotlivými základními segmenty lidského těla spojenými pomocí kloubů. Tyto segmenty jsou definovány středy hmotnosti a maticemi setrvačnosti.
- Modely na bázi metody konečných prvků - tento model je podstatně složitější, protože uvažuje detailně geometrii lidského těla a to spolu s orgány a různými typy tkání. Je tedy nutná komplexní znalost anatomie se všemi mechanickými vlastnostmi tkání.

Model Virthuman je takzvaný hybridní model, kombinující přístup mechaniky vázaných těles (MBS) a metody konečných prvků (MKP) [11]. Oba jednotlivě mají řadu výhod, ale i své nevýhody. MBS model má velkou přednost v podobě nízkého výpočtového času simulace, řádově jde o minuty. Jedná se ovšem o velmi zjednodušený model, který neuvazuje deformace lidského těla, ale naopak považuje jednotlivé segmenty těla za tuhá tělesa. Z tohoto důvodu simulace nepříliš přesně informuje o deformaci a napětí v rámci modelu, a proto poskytuje méně přesné informace k vyhodnocení možných zranění. Naproti tomu komplexní MKP struktura poskytuje detailní znalost deformace a tím pádem podává i detailnější informace k vyhodnocení simulace. To je ovšem za cenu dlouhé doby výpočtu, jedná se o hodiny až dny [11]. Na základě tohoto se ukázalo jako výhodné oba přístupy zkombinovat právě do hybridního modelu Virthuman. Jedná se o virtuální model člověka, jehož kostra je tvořena MBS strukturou, kde tuhá tělesa nahrazují kosti a kinematické dvojice klouby. Tělo (hlava, břicho, atd.) je pak sestaveno ze segmentů tvořených konečnými prvky. Díky tomu je dosaženo dostatečně detailního popisu poskytujícího relevantní informace o deformaci a napětí v relativně krátké výpočtové době [11].

Pro vyhodnocení zranění se v případě modelu Virthuman používají statisticky zpracovaná data z EuroNCAP ratingu, která určují pravděpodobnost rizika poranění [11].

Velkou výhodou hybridního modelu je také variabilita aplikace. Rozměry jednotlivých vázaných těles a relativní rotace kinematických spojů mohou být snadno změněny. Díky tomu je model snadno nastavitelný a škálovatelný. Vyvinutý algoritmus škálování může automaticky generovat virtuální model lidského těla dané hmotnosti, výšky, věku a pohlaví [11], viz obrázek 4.1 Zobrazené modely jsou příkladem možných Virthumanů. Ke škálování má model k dispozici databázi obsahující data z měření zhruba 10 000 jedinců československé populace ve věku mezi 6 a 65 lety [11].



(a) Příklad dospělého Virthumana (b) Příklad Virthumana dítěte

Obrázek 4.1: Model člověka Virthuman [11]

4.2 Model sedacího úvazku

Sedací úvazek je postroj složený z několika vzájemně propojených popruhů obepínajících tělo člověka [12]. V kombinaci s lanem a dalšími jisticími pomůckami slouží k jištění člověka při sportovním lezení, slaňování, různých výškových pracích a dalších aktivitách. Člověk oblečený v sedacím úvazku je navázán na lano pod svým těžištěm. Tento způsob navázání má za následek, že při nekontrolovaném pádu může nastat převrácení těla hlavou dolů. Obzvláště pokud nese lezec ještě přidanou váhu v podobě batohu. Nakonec může dojít například i k vypadnutí z úvazku nebo fatálnímu zranění. Proto je někdy sedací neboli bederní úvazek (obrázek 4.2a) doplňován ještě o prsní úvazek (obrázek 4.2b) nebo se používá úvazek celotělový (obrázek 4.2c).



Obrázek 4.2: Typy horolezeckých úvazků [12]

4.2.1 Části sedacího úvazku

Pro naši simulaci byl použit v lezení nejběžnější typ úvazku, sedací. Tento úvazek se skládá z hlavního bederního pásu a dvou nohavic, které jsou dohromady spojeny systémem popruhů a centrálního jistícího (slačovacího) oka [12]. Na bocích bederního pásu jsou umístěna materiálová poutka sloužící k zavěšení lezeckého materiálu a vzadu je bederní část spojena s nohavicemi pružnými popruhy, které je udržují na svém místě.

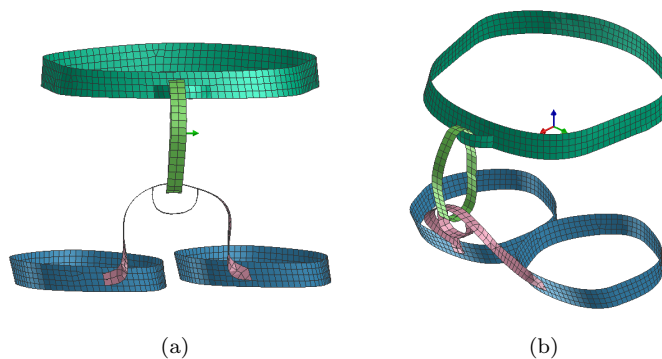


Obrázek 4.3: Popis sedacího úvazku [12]

Pro potřeby modelu jsou materiálová poutka a popruhy pro udržení nohavic zanedbány, nemají nosnou funkci. Dále je modelovaný úvazek zjednodušen o přezky a další drobné stahovací prvky pro naši simulaci nepodstatné. Předpokládáme, že lezec má úvazek správně oblečen a dostatečně utážen.

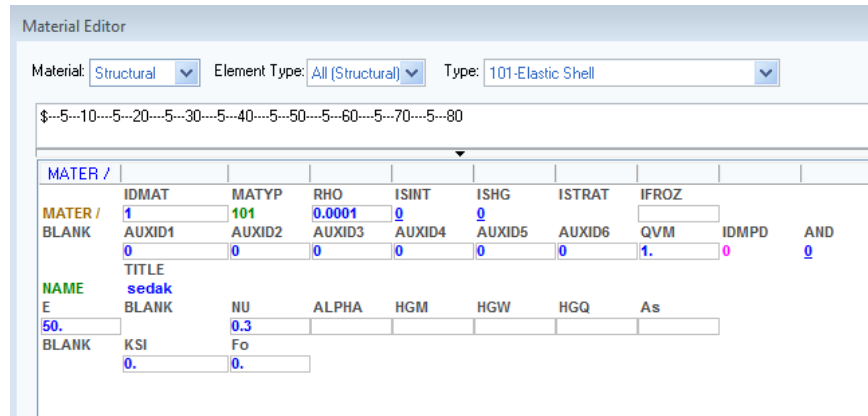
4.2.2 Model

Zhotovení modelu sedacího úvazku je provedeno pomocí metody konečných prvků v softwaru VPS (Visual Performance Solution). V současné době pro naše účely není dostupný počítačový model úvazku, proto bylo nutné jej vytvořit od základní geometrie, přes síťování až po materiálové vlastnosti.



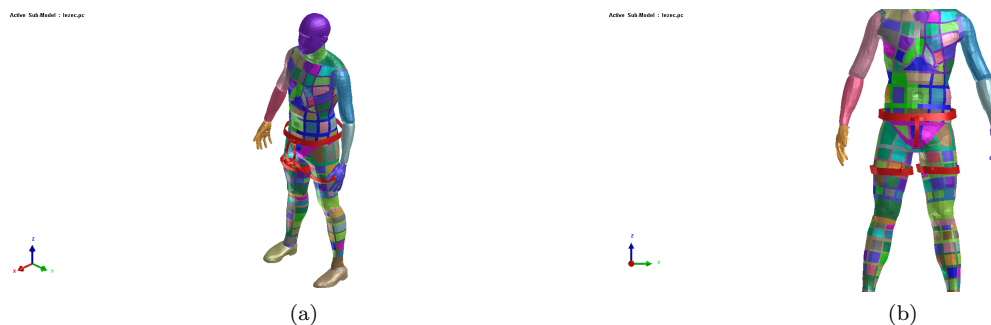
Obrázek 4.4: Model/geometrie sedacího úvazu

Geometrie vychází z reálného sedacího úvazku, pouze se zjednodušenými, které neovlivňují základní jistící funkčnost. Rozměry sedacího úvazku byly nastaveny a upraveny tak, aby úvazek odpovídal zvolenému modelu člověka. Jeho rozměry proporcionálně odpovídají průměrnému muži, podle možnosti škálování popsané v předchozí kapitole. Pro pevnostní parametry byly zvoleny parametry používané při simulaci bezpečnostních pásů automobilu (příslušná materiálová karta je vidět na obrázku 4.5). Toto nastavení by mělo dostatečně odpovídat realitě, jelikož úvazek nemá žádné dynamické vlastnosti.



Obrázek 4.5: Materiálová karta modelu sedacího úvazku

Po dokončení modelu sedacího úvazku byl k modelu připojen model člověka. Spojením obou modelů vznikl model horolezce.



Obrázek 4.6: Model horolezce

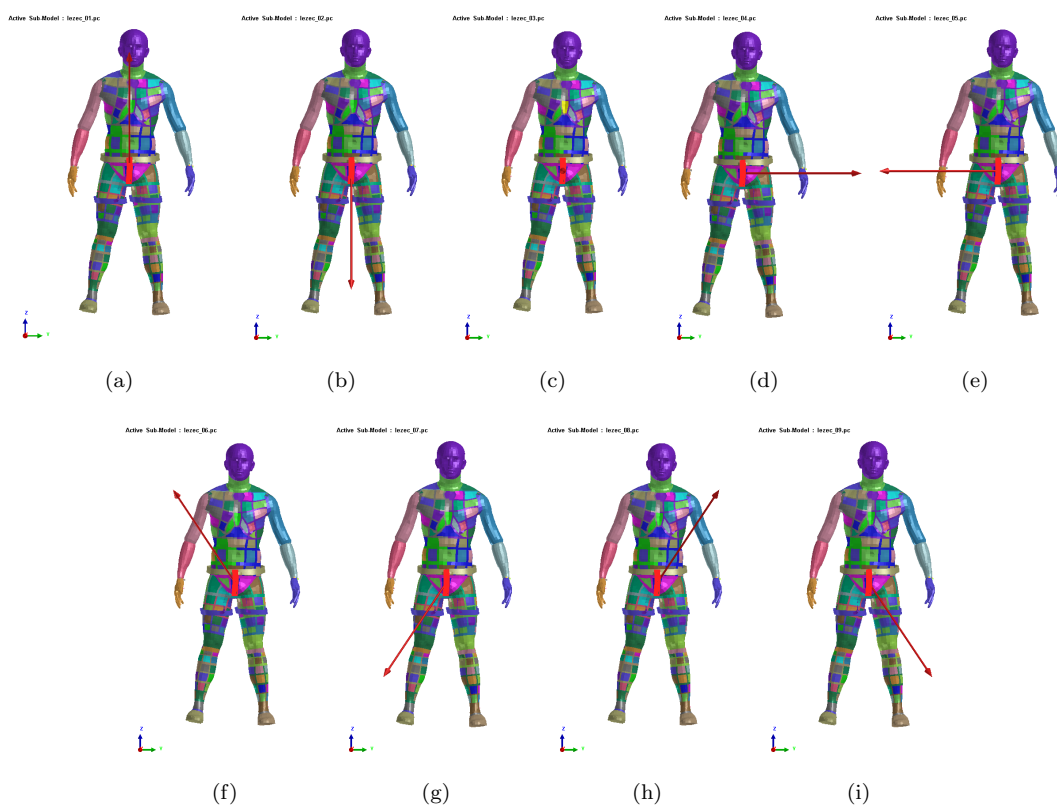
4.2.3 Ověření funkčnosti modelu

Model sedacího úvazku byl testován pro počáteční rychlost o stejné nábí zvolené hodnotě $v = 20 [ms^{-1}]$ v devíti různých směrech. Odvození složek vektoru rychlosti ve směrech x, y, z bylo provedeno pomocí Maxwellova rozdělení, kde:

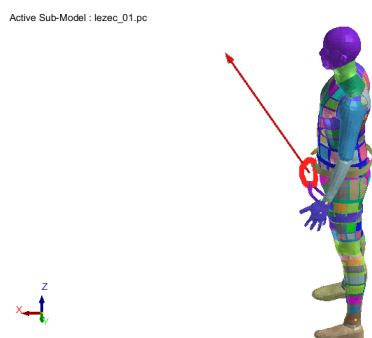
$$v = \sqrt{(v_x^2 + v_y^2 + v_z^2)}. \quad (4.1)$$

Takto byly vytvořeny počáteční rychlosti o stejné hodnotě v daných směrech a příslušná rychlost byla udělena centrálnímu oku sedacího úvazku. Za těchto podmínek byla provedena jedna

simulace pro každý směr rychlosti, která odpovídá situaci trhnutí za sedák. Tímto způsobem jsme otestovali chování modelu horolezce ve chvíli, kdy by na centrální oko sedacího úvazku zapůsobila rázová síla pádu.



Obrázek 4.7: Výchozí směry pro testování úvazku

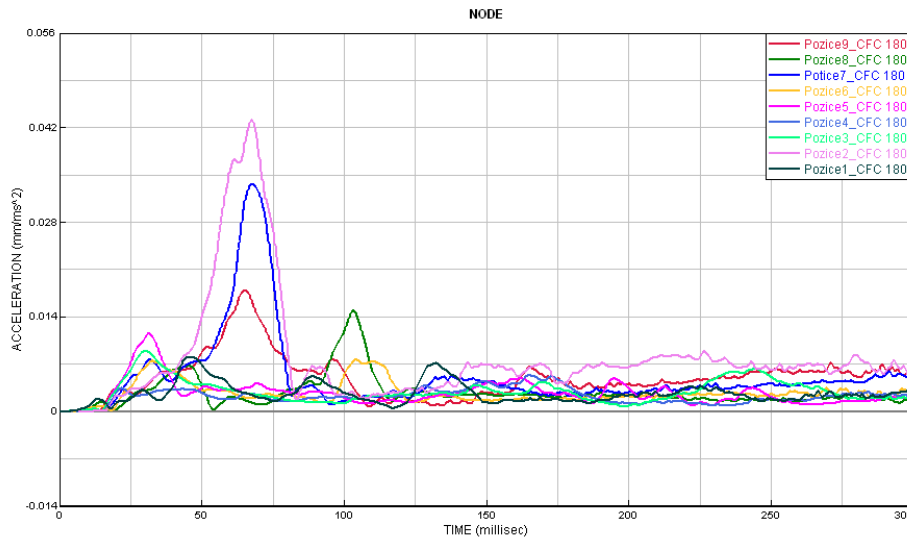


Obrázek 4.8: Boční pohled na první pozici

Velikost rychlosti Směr rychlosti	Ve směru osy x [ms^{-1}]	Ve směru osy y [ms^{-1}]	Ve směru osy z [ms^{-1}]
a) ↑	10,5	0	17
b) ↓	10,5	0	-17
c) •	20	0	0
d) →	10,5	17	0
e) ←	10,5	-17	0
f) ↖	10,5	-11	13
g) ↙	10,5	-11	-13
h) ↗	10,5	11	13
i) ↘	10,5	11	-13

Tabulka 4.1: Velikosti počátečních rychlostí rozložené do směrů x, y, z

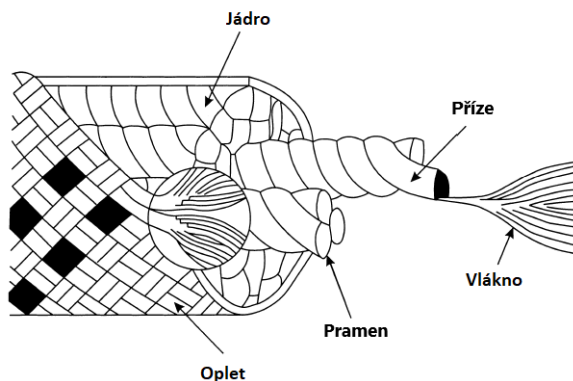
Provedením všech devíti simulací bylo ověřeno reálné chování modelu sedacího úvazku a vhodnost jeho použití pro účely budoucí simulace pádu horolezce. Výstupem testu je graf zrychlení těžiště hlavy pro všech devět směrů počáteční rychlosti, obrázek 4.9. Křivky zrychlení zobrazené v následujícím grafu ukazují, že k největšímu zrychlení dochází v případě počáteční rychlosti ve směru dolů. Následující křivky jsou vykresleny s pomocí filtru CFC, který je představen v kapitole 6.



Obrázek 4.9: Zrychlení těžiště hlavy při testování úvazku

4.3 Model lana

Horolezecké lano je nejdůležitější prvek jistícího řetězce (souboru karabin, jistících bodů ve skále - borháků, smyček). Je vyráběno z polyamidových vláken. Ty mají vysokou pevnost v tahu (až 0,6 GPa [7]) a elasticnost, proto je lano schopno se při dynamickém zatížení protáhnout a tím absorbovat část energie a snížit velikost rázové síly působící na lidské tělo a jistící řetězec. Odtud pochází název - dynamické lano.



Obrázek 4.10: Konstrukce lana, převzato a upraveno [15]

Konstrukce horolezeckého lana kombinuje vysokou pevnost a nízkou hmotnost. Je vyrobeno ze dvou částí, jádra a opletu. Jádru lana je hlavní nosná část a je vyrobené z několika pramenů nylonových vláken stočených do svazků pravotočivě a stejném počtu svazků levotočivě. Tím se zamezí samovolnému kroucení lana [7]. Každé lano je vyrobeno přibližně z pěti milionů nylonových vláken [15]. Oplet má hlavně ochrannou funkci proti oděru.

4.3.1 Model dynamického lana

Vzhledem ke komplexní konstrukci dynamického lana používaného horolezci a značnému množství různých fyzikálních dějů, které se v laně během zachycení pádu vyskytují (visko-elastické chování polyamidu, tření mezi vlákny atd.), vyžaduje jeho modelování značné zjednodušení. V minulosti bylo navrženo několik modelů jako jsou Maxwell nebo Kelvin Voigt, popřípadě jejich kombinace, pro popis mechanických vlastností elastických komponentů. Tyto ovšem dostatečně nevystihují visko-elasto-plastické chování horolezeckého lana.

Vittorio Bedogni si ve své práci *A constitutive equation for the behaviour of a mountaineering rope under stretching during a climber's fall* [14] bere za cíl vytvoření jednoduché konstitutivní rovnice, která pokryje všechny hlavní rysy chování lana během pádu. Výsledkem této práce jsou rovnice 4.2 a 4.3 [14]:

$$F_{load} = c_1(\varepsilon - \varepsilon_{res})^{c_2} + c_3(\varepsilon - \varepsilon_{res})^{c_4} \dot{\varepsilon}^{(1-c_5\dot{\varepsilon})} \quad (4.2)$$

$$F_{unload} = c_1(\varepsilon - \varepsilon_{res})^{c_2} + c_6(\varepsilon - \varepsilon_{res})^{c_7} \text{sign}(\dot{\varepsilon}) |\dot{\varepsilon}|^{1-c_8\dot{\varepsilon}}, \quad (4.3)$$

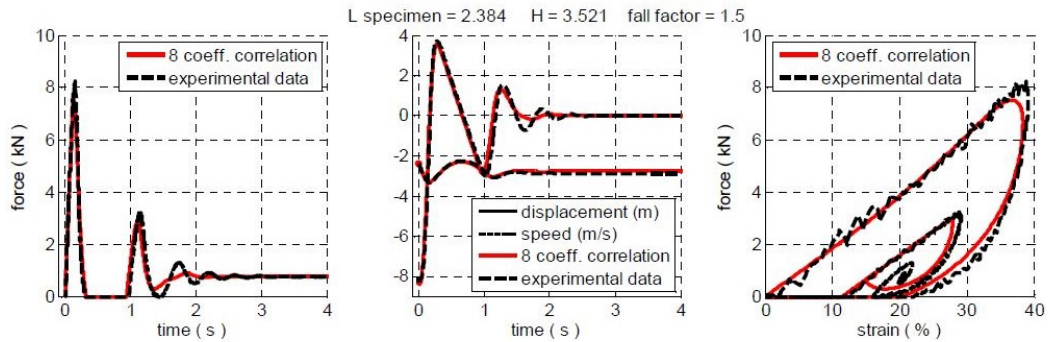
kde $F(\varepsilon, \dot{\varepsilon}, \varepsilon_{res})$ popisuje sílu v laně jako součet dvou hlavních komponent, prvním z nich je příspěvek samotného ε a druhým sekundární příspěvek $\dot{\varepsilon}$. Rovnice rozdělují zachycení pádu na dva oddělené děje, zatížení F_{load} a odlehčení F_{unload} a berou v úvahu zbytková napětí závislá na čase ε_{res} , která byla vypočtena v každém časovém kroku pomocí rovnice 4.4 [14]:

$$\varepsilon_{res} = \dot{\varepsilon}_{res}(t - t_{unload}) . \quad (4.4)$$

Osm koeficientů c_i , ze vztahů 4.2 a 4.3, bylo definováno pomocí optimalizace a nalezení nejlepší shody mezi naměřenými a vypočtenými hodnotami síly v laně v každém časovém kroku.

Porovnání referenčních experimentálních dat a výsledků pádového modelu, bylo provedeno v softwaru Matlab s použitím konstitučních rovnic lana 4.2 a 4.3 a s následujícími parametry pádu [14]:

- Padající hmota: 80 kg
- Délka lana: 2,384 m
- Výška vertikálního pádu: 3,521 m
- Pádový faktor (podíl výšky pádu k délce lana): 1,5



Obrázek 4.11: Ověření platnosti rovnice lana vytvořené Vittorioem Bedognim [14]

4.3.2 Model

Pro model představený Vittorioem Bedognim nebyly zveřejněny parametry a není ho možné využít v prostředí Virtual Performance. Pro potřeby této práce tedy nebyl dostupný model lana, a proto bylo použito lano složené z elementů typu bar. Předlohou pro toto řešení byly, kvůli nedostatečné znalosti pevnostních a tuhostních parametrů dynamického lana, použity hodnoty z modelů bezpečnostních pásů automobilů pro testování zranění při dopravních nehodách.

Material Editor

Material: Structural Element Type: All (Structural) Type: 205-Nonlinear Tension Only Bar

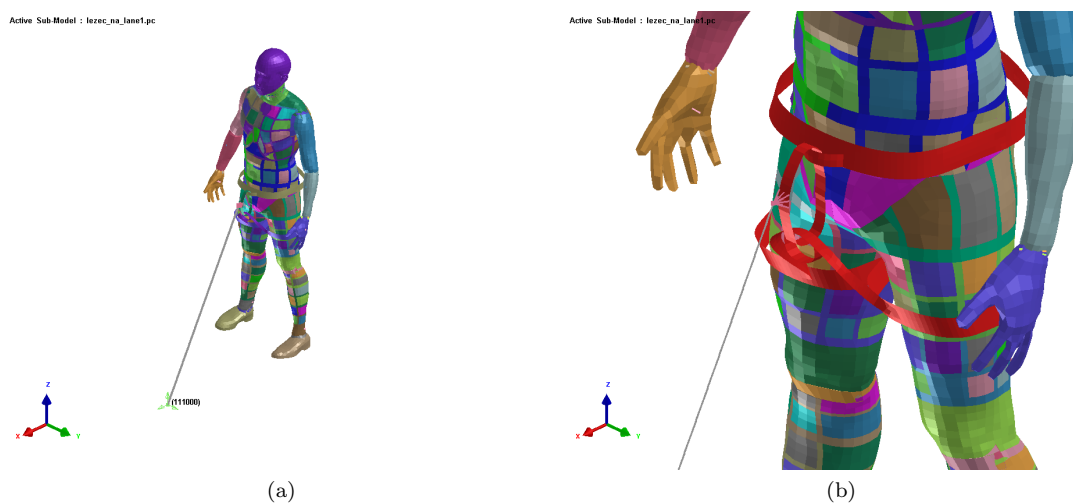
\$--5--10--5--20--5--30--5--40--5--50--5--60--5--70--5--80

MATER /	IDMAT	MATYP	RHO	ISINT	ISHG	ISTRAT	IFROZ			
MATER /	9101508	205	1E-6	2	0					
BLANK	AUXID1	AUXID2	AUXID3	AUXID4	AUXID5	AUXID6	QVM	IDMPD	AND	
	0	0	0	0	0	0	1.	0	0	
TITLE										
NAME	lano									
NLOAD										
IHYST										
0	0									
H	D	BLANK	BLANK							
0.76	0.8									
K_dash KSI EPSI0										
50.	0.1	0.								
MU Ko										
0.00012	0.01									
EPSii EPSIu										
0.01	0.									

Obrázek 4.12: Materiálová karta modelu lana

Tyto hodnoty nejsou optimální a do budoucna bude potřeba je upravit, aby celkový model dostatečně odpovídal realitě. V současnosti modelovaná situace v reálu představuje spíše pád do statické smyčky, než do dynamického horolezeckého lana. Pro budoucí využití modelu je nutné provést experimenty ke stanovení vlastností dynamického lana, potřebných k definici lana do materiálové karty výše.

Výsledkem připojení lana k sedáku vznikne hotový model horolezce na laně připravený na testování nekontrolovaného pádu.



Obrázek 4.13: Model horolezce na laně

Kapitola 5

Analýza zranění

Poranění, která v naší simulaci primárně vznikají, se řadí mezi tupá. To jsou poranění způsobená tupým předmětem s různou intenzitou. Ke zranění může dojít přímo v místě kontaktu s předmětem nebo přenesením energie na místo vzdálenější (zlomenina) [17]. Poranění můžeme rozdělit podle několika kritérií, například podle závažnosti nebo podle toho, zda dojde k porušení kůže nebo ne. V obou případech může poranění sahát do různé hloubky a zahrnovat i poškození vnitřních orgánů. Dalším dělicím kritériem může být to, zda se pohybuje zraňující předmět - poranění tupým mechanismem aktivním - nebo zda dojde k nárazu na pevný předmět - poranění tupým mechanismem pasivním [17].

K analyzování poranění je nutné mimo jiné znát vlastnosti zraňujícího předmětu a vlastnosti zasažené tkáně.

Vlastnosti zraňujícího předmětu [17]:

- Velikost, tvar a kvalita povrchu kontaktní plochy
- Hmotnost
- Rychlost pohybu při dopadu, hybnost, kinetická energie
- Reologické vlastnosti

Vlastnosti tkáně [17]:

- S rostoucím napětím roste deformace v podstatě lineárně a po překročení meze pružnosti dojde k trvalé deformaci tkáně. Příkladem typickým pro tuto skupinu jsou kosti a chrupavky.
- S rostoucím napětím se přírůstek deformace zmenšuje a v momentě, kdy přestane působit napětí, je tkáň schopna návratu do původního stavu. V posledním stádiu deformování může ovšem dojít k přetržení. Do této skupiny patří kůže, svaly, cévy a vazivová tkáň.

Celé anatomické struktury se skládají z různých druhů tkání z obou výše zmíněných skupin. Tím je jejich odolnost vůči tupým úderům velmi individuální, s určitou mírou zjednodušení se ovšem dá zobecnit. Například dlouhé kosti jsou nejpevnější při namáhání tlakem v dlouhé ose, již méně pevné jsou při kroucení a nejvíce náchylné na tah [17]. Dalším příkladem je odolnost lebky, která závisí nejen na směru, rychlosti a typu namáhání, ale také na tvaru lebky a tloušťce kostí v místě namáhání. Při stlačení lebky v předozadním i svislém směru je průměrná mezní síla asi 8 kN [17].

Jedním ze způsobů, jak posoudit závažnost zranění, je stupnice AIS znázorněná v následující tabulce [18]:

Stupeň AIS	Závažnost poranění
0	Žádné poranění
1	Lehké poranění
2	Středně těžké poranění
3	Vážné poranění
4	Těžké poranění
5	Kritické poranění
6	Smrtelné poranění
9	Neznámé poranění

Každé poranění je velice individuální a nelze jej nijak zobecnit, což ztěžuje jeho klasifikaci. Další komplikací je nesnadné testování nebo ověření poranění. Z dostupných naměřených dat však vycházejí mechanické závislosti, díky kterým lze pomocí různých kritérií definovat vztah mezi naměřenými mechanickými veličinami a možným poraněním. Posouzení závažnosti zranění u matematických modelů a simulací se proto provádí podle těchto kritérií zakládajících se na pravděpodobnostní analýze závažnosti poranění sledované části lidského těla [18]. Jde o matematickou hodnotu vyjadřující toleranci organismu na vnější mechanické zatížení, jedná se například o stupnice GSI nebo kriteria HIC - hlava a NIC - krk [19].

5.1 Poranění hlavy

Hlava je jednou z nejkritičtějších částí lidského těla vzhledem k závažnosti a četnosti poranění. Navíc zranění hlavy patří mezi ty s velice vysokou mortalitou. Průměrná hmotnost hlavy dospělého muže je 4,56 kg [18], což je zhruba sedm a půl procenta celkové hmotnosti a průměrné momenty setrvačnosti hlavy činí $J_{xx} = 0,022kgm^2$, $J_{yy} = 0,024kgm^2$ a $J_{zz} = 0,016kgm^2$ [18]. K poranění hlavy dochází v důsledku zrychlení mozkové hmoty a pro hodnocení tohoto mechanismu zranění se využívá převážně následující kritérium.

5.1.1 Head Injury Criterion - HIC

Toto kritérium vzniklo na základě testování za použití figurín. Vstupním parametrem pro určení hodnoty kriteria je průběh zrychlení v těžišti hlavy testovací figuríny. Následný výpočet probíhá podle vzorce [19] [22]:

$$HIC = \left[\frac{1}{(t_2 - t_1)} \int_{t_2}^{t_1} a(t) dt \right]_{max}^{2,5} (t_2 - t_1), \quad (5.1)$$

kde a je zrychlení ve tvaru $a\sqrt{a_x^2 + a_y^2 + a_z^2}$ a (t_1, t_2) je časový interval pro stanovení hodnoty HIC. Jak je patrné ze vzorce, HIC reprezentuje maximální obsah plochy pod křivkou tvořenou superpozicí zrychlení v čase ve směru všech tří os. Interval pro stanovení v případě, že nedojde ke kontaktu hlavy s pevným objektem, je 36 ms nebo v opačném případě 15 ms. Limitní hodnota HIC oddělující smrtelné úrazy od těch, které lze přežít, je 1000 [19].

Tento způsob vyhodnocování zranění má ovšem i svoje nedostatky [19]:

- HIC zohledňuje pouze posuvné zrychlení bez ohledu na úhlový pohyb hlavy, který se také podílí na mechanismech poranění hlavy.
- vzhledem ke své podobě je HIC vhodný k vyhodnocování pouze "tvrdých" nárazů hlavy

i přes tyto nedostatky je HIC běžně používaným kritériem, zejména při vyhodnocování poranění při simulaci dopravních nehod.

5.2 Poranění páteře

V rámci naší simulace předpokládáme možné poranění páteře na dvou místech. Prvních z nich je poranění krční páteře v důsledku zrychlení hlavy. A dále, vzhledem k nekontrolovanému pádu, můžeme očekávat kompresní poranění bederní páteře.

Krční páteř je nejpohyblivějším úsekem páteře, s čímž je spojena i náchylnost ke zranění. Zranění v tomto úseku dělíme na poranění horní krční páteře a dolní krční páteře. Vzhledem k veliké anatomické odlišnosti jednotlivých obratlů mají oba typy rozdílné mechanismy poranění. Bederní oblast páteře je úsek, který je nejvíce staticky i dynamicky zatěžovaný a z tohoto důvodu má také nejmohutnější obratle, okolo kterých je velké množství nervových zakončení [20]. Oba tyto úseky páteře patří mezi ty nejnamáhanější zvláště v případě extrémní zátěže, jako je v našem případě pád horolezce. Navíc ani v jednom z těchto úseků nejsou žebra, a proto jedinou další stabilizaci poskytují okolní svaly a šlachy. Mechanismy poranění obou úseků jsou si velmi podobné. Nejnáchylnější místa jsou vždy v přechodu, v případě bederní páteře se jedná o tzv. thorakolumbální přechod, kde se z hrudní kyfózy stává bederní lordóza. Ke klasifikaci zranění v obou úsecích se dají opět použít některá kritéria.

5.2.1 Neck Injury Criterion - NIC

Tímto kritériem je popsána souvislost mezi poraněním a změnou tlakového gradientu, jakožto náhlou změnou v proudění kapaliny uvnitř krční páteře. Výpočet kritéria vypadá takto [21] [22]:

$$NIC = a_{relative} \cdot 0,2 + v_{relative}^2, \quad (5.2)$$

kde $a_{relative} = a_x^{T1} - a_x^{Head}$, a_x^{T1} je zrychlení na prvním hrudním obratli působící ve směru osy, a_x^{Head} je zrychlení působící ve směru osy x v těžišti hlavy a $v_{relative} = \int a_{relative}(t)dt$. Kritická hodnota kritéria pro přežití je $NIC = 15 \text{ m}^2/\text{s}^2$ [21]. Vzhledem k tomu, že toto kritérium lze použít jen na jeden ze zájmových úseků páteře, bylo v této práci upřednostněno porovnání sil a momentů ve zmíněných úsecích páteře.

5.2.2 Normalized neck Injury Criterion - NIJ

Tento typ kritéria je jedním z nejčastěji využívaných k vyhodnocení poranění krku. Zahrnuje vztahy pro tažnou či tlačnou osovou sílu a ohybový moment. Je definováno následujícím vztahem [21]:

$$Nij = \frac{F_Z}{F_{ZC}} + \frac{M_{OCy}}{M_{yc}}, \quad (5.3)$$

kde F_Z zastupuje osovou sílu a M_{OCy} představuje ohybový moment. Hodnoty F_{ZC} a M_{yc} jsou kritické hodnoty stanovené díky testovacím figurínám.

5.3 Vyhodnocení kritérií poranění pro model Virthuman

Pro posouzení výsledků kritérií aplikovaných na Model Virthuman v prostředí Virtual Performance byla sestavena tabulka na základě statistických dat z databáze EuroNCAP. Hodnoty pro poranění se zde liší na základě tří věkových skupin 6 let, 20 let a 100 let. Pro další věkové kategorie jsou data lineárně interpolována [23], při stejném zatížení je u dětí větší rozsah poranění než u dospělého člověka. Vyhodnocení stupně poranění je provedeno podle barevné škály. Zelená představuje žádné nebo nepatrné poranění, žlutá přijatelné zranění, oranžová krajní možné zranění a červená představuje smrtelný nebo velmi vážné zranění. Tabulky pro jednotlivé základní věkové kategorie jsou zobrazeny na následujících obrázcích 5.1.

	Criterion	6Y Injury Criteria			
		<	<	>=	>=
Head	HIC36	650	825	825	1000
Neck	Upper neck MY [Nm]	21	24,75	24,75	28,5
	Upper neck TENSION [kN]	1,9	2,45	2,45	3
	Upper neck SHEAR [kN]	1,064	1,4	1,4	1,736
Thorax	Front DEFLECTION [mm]	18,48	30,24	30,24	42
	Front VC [m/s]	0,5	0,75	0,75	1
	Side DEFLECTION [mm]	18,48	26,88	26,88	35,28
	Side VC [m/s]	0,32	0,66	0,66	1
Abdomen	Compression FORCE [kN]	0,5	0,875	0,875	1,25
Pelvis	Pubic FORCE [kN]	1,5	2,25	2,25	3
Legs	Femur compression FORCE [kN]	3,8	6,435	6,435	9,07
	Femur MOMENT [Nm]	100	120	120	140
	Knee MOMENTS [Nm]	50	60	60	70
	Tibia compression FORCE [kN]	2	5	5	8
	Tibia MOMENT [Nm]	100	120	120	140

(a) Tabulka pro věkovou kategorii 6 let

	Criterion	20Y Injury Criteria			
		<	<	>=	>=
Head	HIC36	650	825	825	1000
Neck	Upper neck MY [Nm]	42	49,5	49,5	57
	Upper neck TENSION [kN]	2,7	3	3	3,3
	Upper neck SHEAR [kN]	1,9	2,5	2,5	3,1
Thorax	Front DEFLECTION [mm]	22	36	36	50
	Front VC [m/s]	0,5	0,75	0,75	1
	Side DEFLECTION [mm]	22	32	32	42
	Side VC [m/s]	0,32	0,66	0,66	1
Abdomen	Compression FORCE [kN]	1	1,75	1,75	2,5
Pelvis	Pubic FORCE [kN]	3	4,5	4,5	6
Legs	Femur compression FORCE [kN]	3,8	6,435	6,435	9,07
	Femur MOMENT [Nm]	300	340	340	380
	Knee MOMENTS [Nm]	100	120	120	140
	Tibia compression FORCE [kN]	2	5	5	8
	Tibia MOMENT [Nm]	200	240	240	280

(b) Tabulka pro věkovou kategorii 20 let

	Criterion	100Y Injury Criteria			
		<	<	>=	>=
Head	HIC36	650	825	825	1000
Neck	Upper neck MY [Nm]	42	49,5	49,5	57
	Upper neck TENSION [kN]	2,7	3	3	3,3
	Upper neck SHEAR [kN]	1,9	2,5	2,5	3,1
Thorax	Front DEFLECTION [mm]	22	36	36	50
	Front VC [m/s]	0,5	0,75	0,75	1
	Side DEFLECTION [mm]	22	32	32	42
	Side VC [m/s]	0,32	0,66	0,66	1
Abdomen	Compression FORCE [kN]	1	1,75	1,75	2,5
Pelvis	Pubic FORCE [kN]	3	4,5	4,5	6
Legs	Femur compression FORCE [kN]	3,8	6,435	6,435	9,07
	Femur MOMENT [Nm]	250	290	290	330
	Knee MOMENTS [Nm]	100	120	120	140
	Tibia compression FORCE [kN]	2	5	5	8
	Tibia MOMENT [Nm]	200	240	240	280

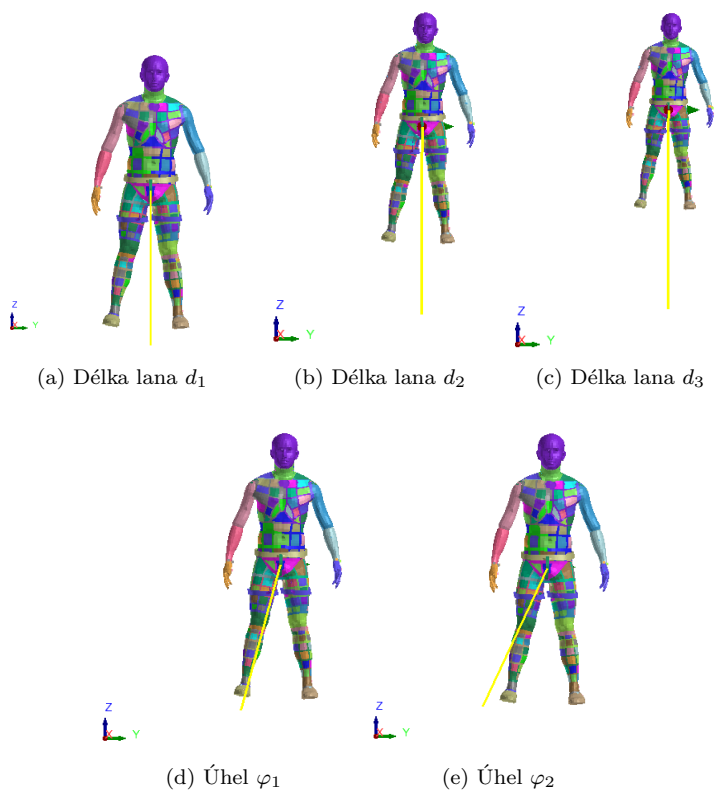
(c) Tabulka pro věkovou kategorii 100 let

Obrázek 5.1: Hodnoty kritérií poranění [23]

Kapitola 6

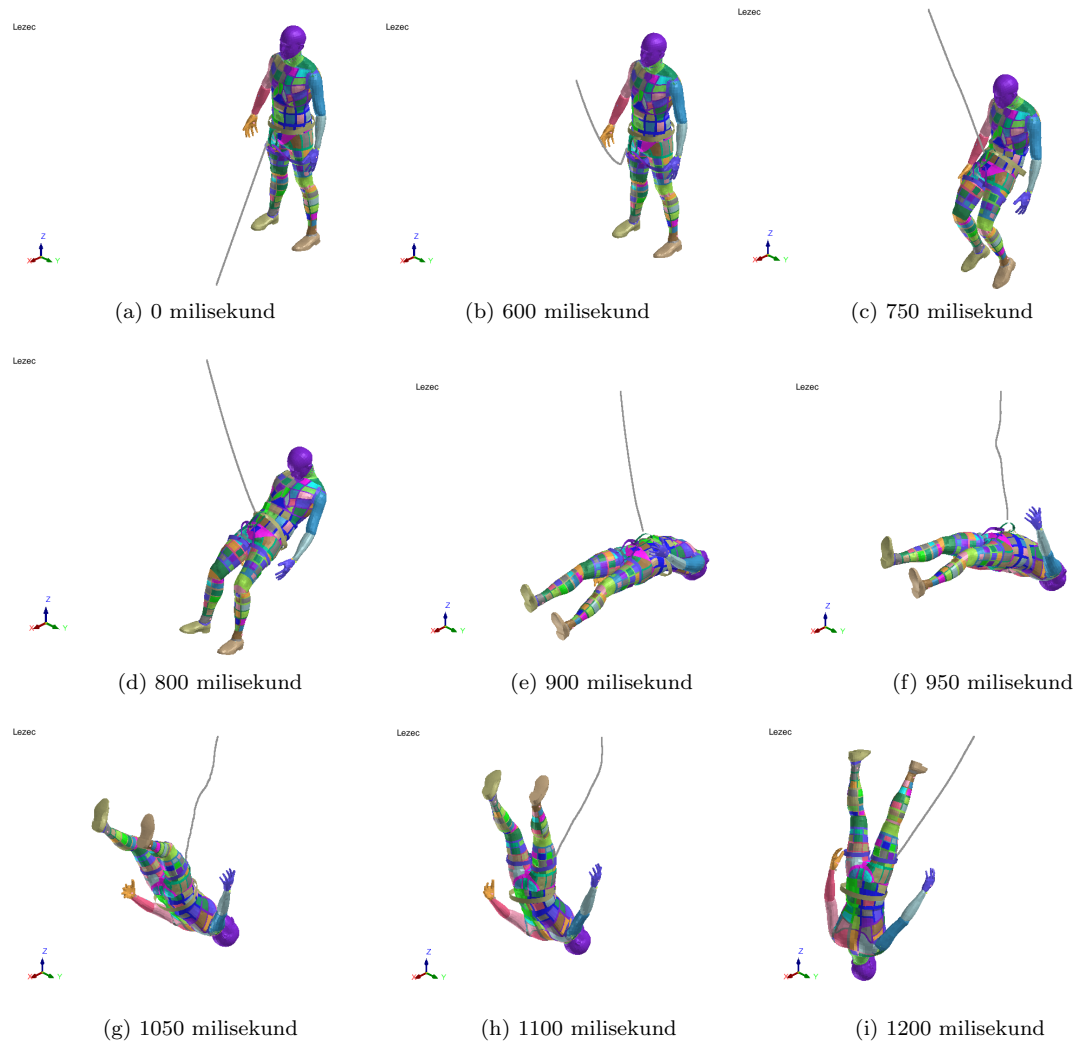
Výsledky

Pro získání výsledků bylo provedeno několik simulací pádu horolezce s odlišnými parametry. Celkově bylo vytvořeno pět submodelů, model přímého pádu byl testován se třemi různými délkami lana $d_1 = 1125 \text{ mm}$, $d_2 = 1457 \text{ mm}$ a $d_3 = 1821 \text{ mm}$ (6.1a, 6.1b, 6.1c). Délky lana jsme volili tak, aby se výška pádu pohybovala v intervalu 1 až 5 metrů, a zároveň aby rozdíly mezi délkami lan byly přibližně stejné. Pro základní délku lana d_1 byly, pro ověření vlivu úhlu na možné vzniklé zranění, navíc provedeny dvě simulace tzv. kyvadlového pádu (6.1d, 6.1e), pod úhlem $\varphi_1 = 31^\circ$ a $\varphi_2 = 37^\circ$, který svírá lano s osou z. Hodnoty těchto úhlů jsme stanovili v intervalu 0° až 45° , abychom zachovali reálnost modelované situace. Submodely je možné vidět na následujících obrázcích 6.1.



Obrázek 6.1: Modely přímého pádu a pádu pod úhlem

Celý průběh simulace pádu odpovídá nekontrolovanému pádu horolezce. Nejprve dochází k volnému pádu horolezce a v momentě jeho zachycení se napne lano a zastaví pád. V důsledku systému uvázání sedacího úvazku pod těžištěm těla nastává převrácení lezce hlavou dolů. Síly a zrychlení působící v okamžiku zastavení pádu jsou předmětem hlavního zkoumání. Celý simulovaný pád je znázorněn na následujících obrázcích 6.2 v několika časových krocích.

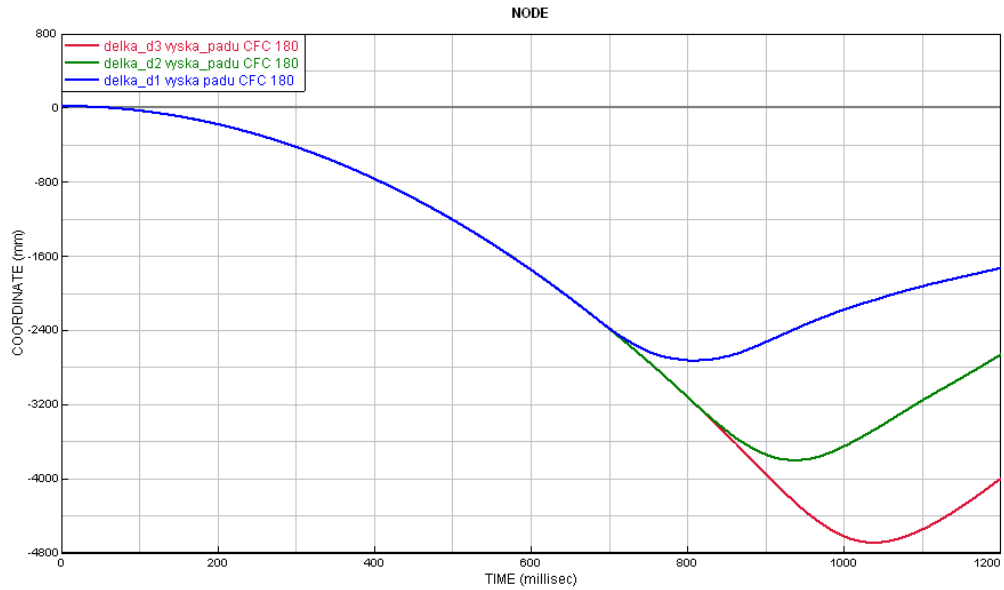


Obrázek 6.2: Zobrazení průběhu pádu v několika časových okamžicích

Grafy v následujících kapitolách jsou vykreslené s použitím filtru Channel Frequency Class, zkráceně CFC. Tyto filtry jsou analogové nebo digitální a mohou být fázované nebo nefázované. Názvy filtrů jsou doplněny číselným označením, mezní frekvencí, za kterou začíná zeslabení o 3 dB. Pro čitelnější křivky grafů byl použit filtr CFC180.

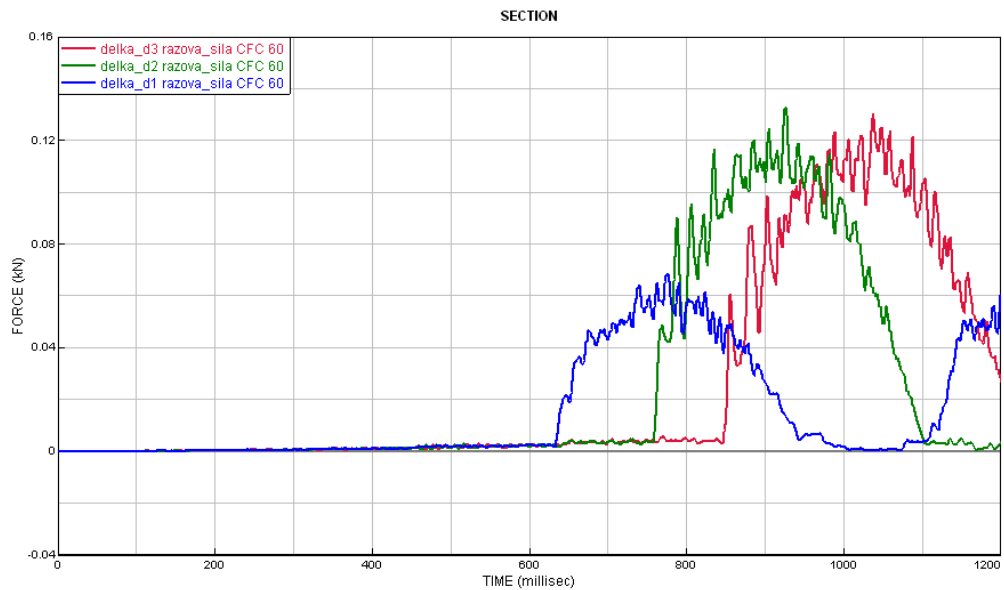
6.1 Přímý pád se třemi délkami lana

Výška přímého pádu se třemi délkami lana d_1 , d_2 a d_3 je na následujícím grafu vyjádřena pomocí posuvu těžiště pánve ve směru osy z.



Obrázek 6.3: Zobrazení výšky pádu pomocí posuvu těžiště pánve

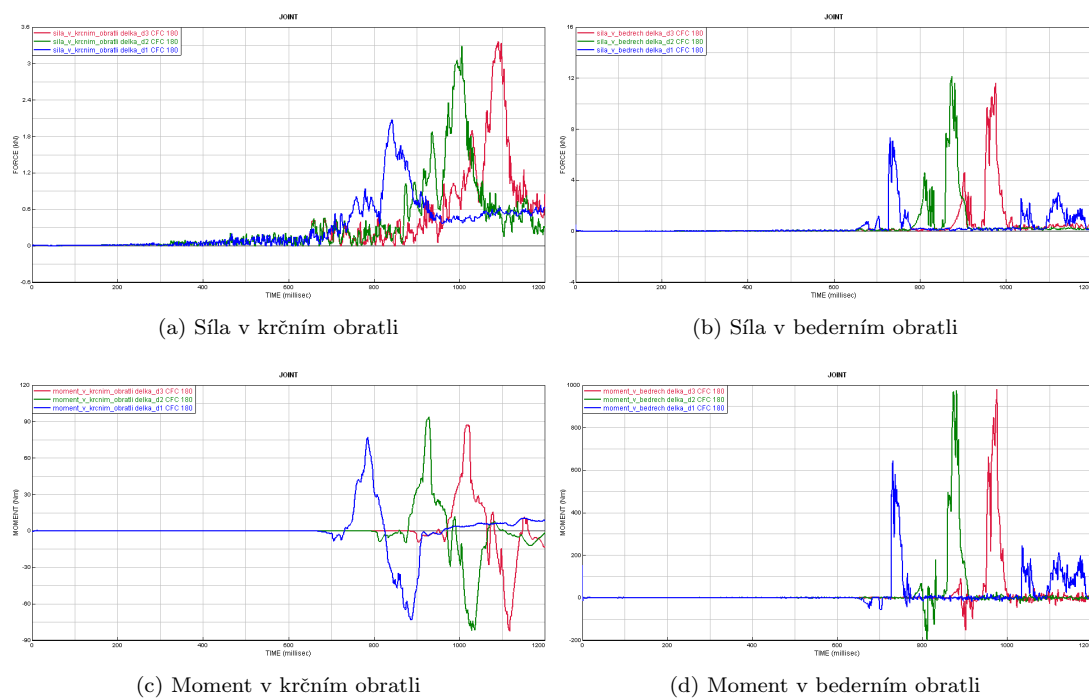
Jedním z výstupů, které nás zajímaly, byla rázová síla v laně popsaná detailně v podkapitole 3.1.2. Jak již bylo zmíněno, tato síla postupně narůstá v průběhu napínání lana a je maximální v momentě zachycení pádu. Následný pokles křivky vyjadřuje odlehčení lana v důsledku zpětného rázu v pádu lezce v momentě jeho zachycení. Z grafu 6.4 je vidět závislost mezi velikostí rázové síly a výškou pádu, tedy ověření předpokladu, že při delším pádu dochází ke vzniku větší rázové síly.



Obrázek 6.4: Průběh rázové síly v laně pro všechny tři výšky pádu

V případě délky d_2 a d_3 není rozdíl průběhu síly tak patrný jako mezi délkou d_1 a d_2 , ačkoliv by se vzhledem ke stejným rozdílům v délce lan dal předpokládat i stejný rozdíl mezi maximálními hodnotami rázových sil. Ve vzorci pro rázovou sílu 3.4 figuruje jako parametr ovlivňující její hodnotu kromě výšky pádu ještě mg . Zmenšení rozdílů mezi rázovými silami je tedy způsobeno fyzikální podstatou volného pádu, kdy padající předmět nejdříve zrychluje, dokud nedosáhne rovnoměrné rychlosti. Od určité výšky pádu tedy síla nárazu pro stejně hmotné těleso zůstane stejná.

Pro porovnání sil a momentů vzniklých v důsledku zachycení pádu a rázové síly byly vykresleny křivky v kinematických vazbách modelu člověka zastupující krční a bederní obratel.

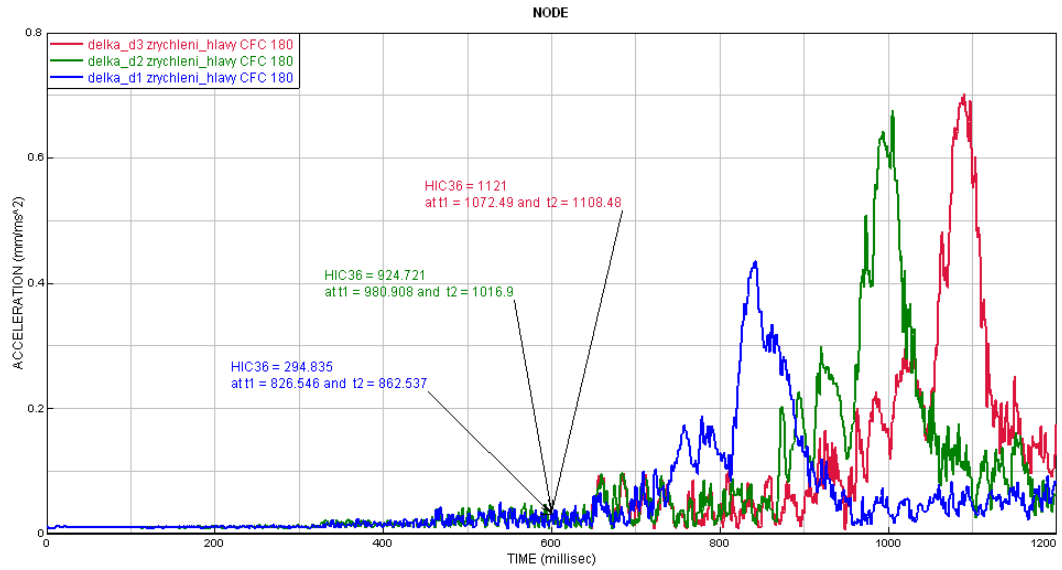


Obrázek 6.5: Porovnání průběhů sil a momentů v krčním a bederním obratli při různých výškách pádu

6.1.1 Vyhodnocení zranění hlavy

Pro všechny tři délky lana bylo změřeno zrychlení v těžišti hlavy a na výsledných křivkách bylo vyhodnoceno výše zmíněné HIC kritérium. Výsledky měření je možné vidět v grafu 6.6.

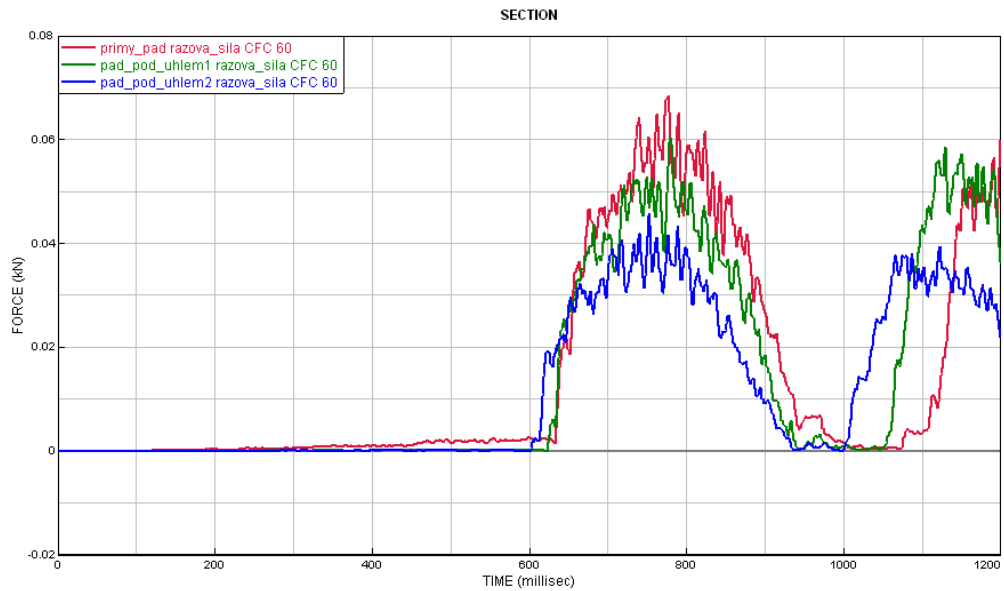
Pro délku d_1 dosahuje hodnota kritéria třetiny limitní hodnoty a podle tabulek pro vyhodnocení zranění modelu Virthuman odpovídá jeho hodnota zelené barvě. V tomto případě tedy k poranění hlavy v důsledku jejího zrychlení nedochází. V případě délky d_2 hodnota HIC výrazně vzrostla, ovšem limitu nedosáhla. Podle tabulek pro model Virthuman se nachází v oranžovém sloupci. Můžeme tedy předpokládat velmi vážné zranění v důsledku zrychlení hlavy. Zranění by ovšem mělo být slučitelné se životem. V případě pádu na laně d_3 hodnota HIC kritéria přesáhla limitní hodnotu, v tomto případě jsou zranění vzniklá v důsledku zrychlení hlavy fatální. Pro lepší přehlednost jsou všechny hodnoty kritéria vypsány v tabulce 6.1 na konci této kapitoly.



Obrázek 6.6: Graf zrychlení hlavy pro tři délky pádu s vyobrazením HIC kriteria

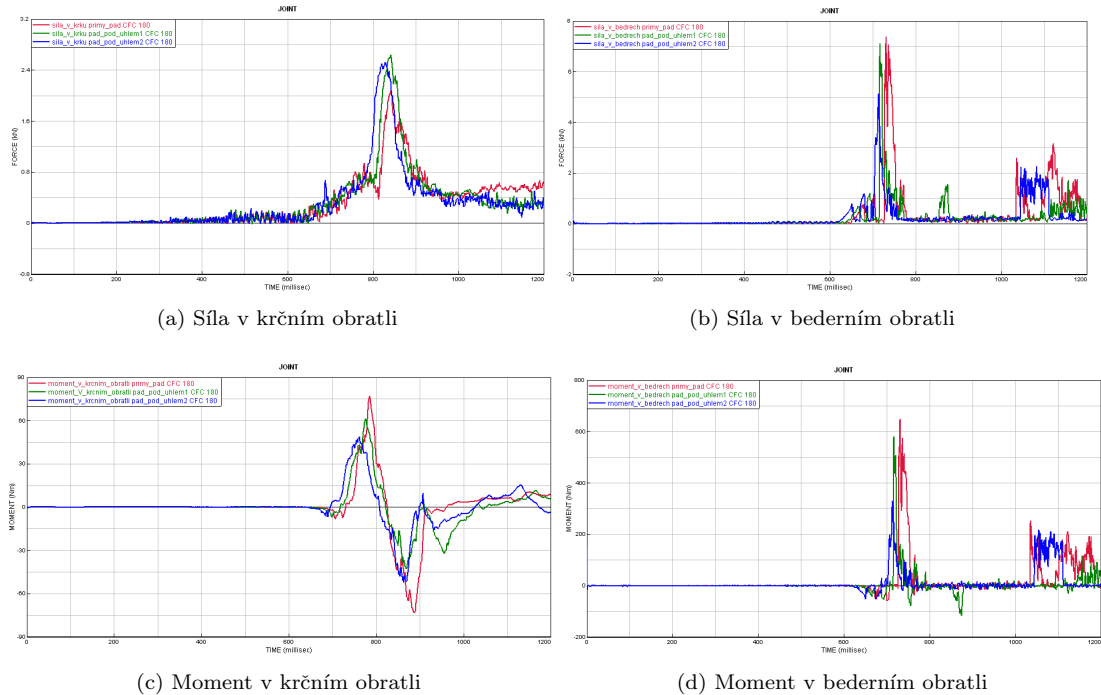
6.2 Porovnání přímého a kyvadlového pádu

Kromě srovnání výsledků pro tři různé délky bylo dalším cílem zjištění rozdílu mezi pádem přímým a pádem pod úhly φ_1 a φ_2 . Prvním zkoumaným parametrem je opět rázová síla vzniklá při zachycení pádu.



Obrázek 6.7: Průběh rázové síly v laně během pádu přímého i pod úhly

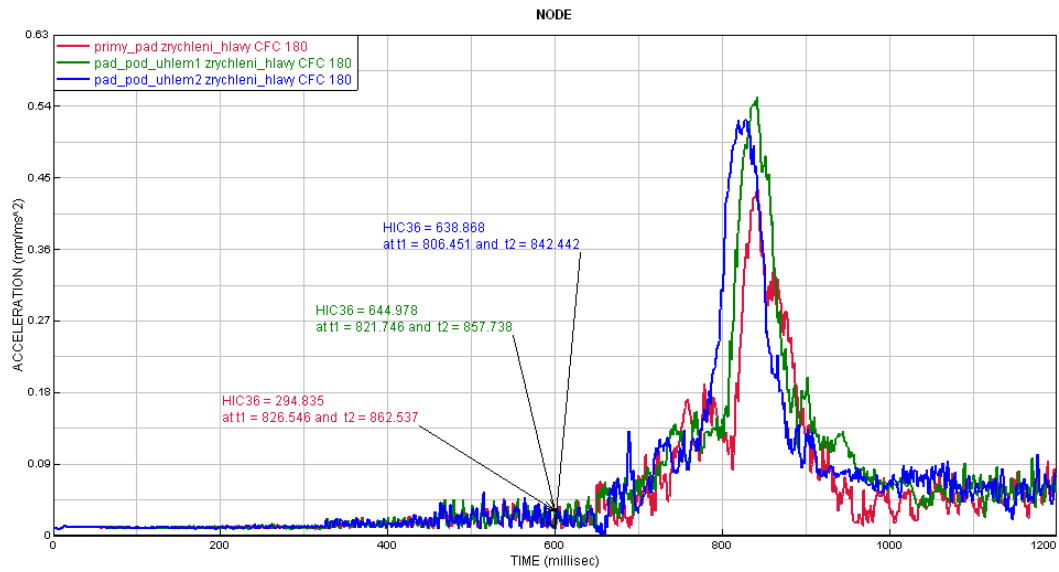
U pádu pod úhlem, tedy kyvadlového pádu, se rázová síla zmenšuje s rostoucím úhlem. Tohoto principu využívá například Kienova houpačka. Jedná se o druh skoku do horolezeckého lana, většinou z mostu, kdy je lano upevněno tak, že vnikne velká houpačka. Skokan se pohybuje volným pádem jen malou část skoku, než je stržen lanem na stranu. Díky tomu nedojde i přes velkou výšku skoku ke zranění. V důsledku nižšího rázu u kyvadlového pádu jsou nižší i síly a momenty simulované v krčím a bederním obratli.



Obrázek 6.8: Porovnání průběhů sil a momentů v krčím a bederním obratli při pádu pod úhlem

6.2.1 Vyhodnocení zranění hlavy

Pro případ srovnání přímého a kyvadlového pádu bylo vyhodnoceno kritérium pro poranění hlavy v důsledku jejího zrychlení HIC. Hodnoty zrychlení hlavy a tedy i hodnoty HIC během pádu pod úhlem jsou vyšší než u přímého pádu. Hodnota přímého pádu s délkou d_1 zůstává $HIC_{36} = 294$, což znamená bez zranění. Pro pád pod úhlem φ_1 je $HIC_{36} = 645$ a pro úhel φ_2 je jen o něco málo nižší $HIC_{36} = 639$. Hodnoty pro pád pod úhlem jsou tedy dvakrát vyšší, než u pádu přímo. Přesto obě hodnoty stále zůstávají v zeleném sloupci tabulky pro vyhodnocení zranění u modelu Virthuman. V případě kyvadlového pádu pod námi zvolenými úhly tedy nedochází ke zranění hlavy v důsledku jejího zrychlení. Je však nutné podotknout, že kyvadlový pád namáhá jistící pomůcky v neobvyklém směru, navíc při zhoupnutí lezce může dojít ke kontaktu se skálou a zranění v důsledku něj. Proto z lezeckého hlediska není ani tento typ pádu bezpečný.



Obrázek 6.9: Graf zrychlení hlavy pro tři délky pádu s vyobrazením HIC kriteria

Po lepší přehled byly hodnoty kriteria HIC pro všech pět submodelů zapsány do následující tabulky:

Submodel	Hodnota HIC36	Vyhodnocení
Přímý pád d_3	1121	Zranění neslučitelné se životem
Přímý pád d_2	924,721	Velmi vážné zranění
Přímý pád d_1	294,835	Bez zranění
Pád pod úhlem φ_1	644,978	Bez zranění
Pád pod úhlem φ_2	638,868	Bez zranění

Tabulka 6.1: Hodnoty HIC kriterií pro všech pět submodelů

Kapitola 7

Závěr

Na začátku práce byl k modelu člověka Virthuman vytvořen model sedáku. Do něj byl člověk oblečen a následným vytvořením lana a jeho zafixováním vznikl model horolezce, připravený k pádu v důsledku působení gravitačního pole Země. Tento základní model byl použit pro simulaci pádu v pěti různých variantách. Ty se lišily délkou lana a úhly jeho zafixování. Vznikly tedy dvě srovnávací skupiny, první o třech různých délkách lana a druhá o třech úhlech pádu.

Vizualizací průběhu pádu bylo ověřeno realistické chování vytvořeného modelu horolezce. Výstupy ze simulace odpovídají fyzikálním zákonům a chování modelu koresponduje se skutečnou situací padajícího lezce v případě nekontrolovaného pádu. Tedy například pádu člověka v bezvědomí, který není schopen do něj aktivně zasáhnout.

Použitý model člověka Virthuman byl sestaven pro simulace dopravních nehod a systém jeho vyhodnocení je na tuto situaci koncipován. Pád horolezce, pro který jsme model člověka využili tedy není pro tento model typický, zejména pro vyhodnocování v bederní oblasti, vykreslené hodnoty mohou být tímto ovlivněny. I přesto je model Virthuman pro naše simulace v současnosti jedním z nejlepších modelů člověka. Větší zkreslení výsledků způsobuje další komponent celkového modelu, lano. Pro nedostatek vstupních parametrů k vytvoření dynamického lana, byly použity hodnoty odpovídající spíše lanu statickému. To přímo ovlivňuje velikost rázové síly vzniklé při zachycení pádu horolezce tím, že ji zvyšuje. I přes tyto nepřesnosti je vytvořený model horolezce plně funkční. V budoucnu bude pro zvýšení přesnosti výstupů modelu potřeba otestovat horolezecké dynamické lano, za účelem zjištění materiálových parametrů pro zde připravenou materiálovou kartu lana, bez nutnosti většího zásahu do celkové struktury modelu.

Průběh simulace, tak jak je v současnosti pro lano nastavena, odpovídá z lezeckého hlediska jedné konkrétní situaci, která může na horách vzniknout. Jedná se o častou chybu ve výstupu zajištěných cest, tzv. via ferrata. Při této aktivitě určité procento lezců podceňuje účinky rázové síly, která při pádu vzniká a místo tlumiče pádu používají zajištění pomocí statické smyčky. Výsledky vykreslené rázové síly odpovídají pádu do statické smyčky.

Tato práce a výsledky provedených simulací ukazují důležitost správné metodiky lezení a mohou pomoci při vývoji a zdokonalování jistících pomůcek. Zejména v současnosti, při zvýšeném zájmu o tento typ sportu, je důležité poukázat a vysvětlit rizika s ním spojená. Je nezbytné pochopit, že zachycení pádu automaticky nevyklučuje zranění lezce.

Literatura

- [1] Internetová učebnice Horolezecká metodika, kapitola Historie horolezectví, 2010. Dostupné online zde: <https://horolezeckametodika.cz/historie-horolezectvi>.
- [2] Čapek Lukáš, Hájek Petr, Henyš Petr a kolektiv. Biomechanika člověka, Grada Publishing a.s., 1. vydání, 2018, Praha.
- [3] Dupal Jan. Výpočtové metody mechaniky, 2. vydání, květen 1999, Plzeň.
- [4] Hajžman Michal. Úvod do modelování v mechanice, přednáška č. 4: Dynamika vázaných mechanických systémů.
- [5] Flores Paulo, Lankarani Hamid. Formulation for Planar Multibody Dynamics, Research-Gate 2012.
- [6] Skorkovská Věra. Modelování pádu horolezce na laně, semestrální práce z předmětu KMA/MM, 2010.
- [7] Internetová učebnice Horolezecká metodika, kapitola Lano, 2010. Dostupné online zde: <https://horolezeckametodika.cz/lano>.
- [8] Kolektiv autorů. Základy bezpečného lezení II. - rozšířené vydání, HUDYsport a.s., 2011. Dostupné online zde: <https://www.hudy.cz>.
- [9] Online učebnice horské služby, kapitola Lano. Dostupné online zde: <http://ucebnice.horskasluzba.cz/cz/odborna-cast/zaklady-horolezectvi/material/lano>.
- [10] Schubert Pit. Bezpečnost a riziko na skále, sněhu a ledu, díl I., 1998.
- [11] Špička Jan. Vývoj virtuálního modelu člověka jako multibody systému, Západočeská univerzita v Plzni, Fakulta aplikovaných věd, 2020, Plzeň.
- [12] Internetová učebnice Horolezecká metodika, kapitola Úvazy, 2010. Dostupné online zde: <https://horolezeckametodika.cz/uvazy>.
- [13] Bedogni Vittorio. Computer mathematical models in belaying techniques, 2002.
- [14] Bedogni Vittorio, Manes Andrea. A constitutive equation for the behaviour of a mountaineering rope under stretching during a climber's fall, 2011. Dostupné online zde: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1877705811007417>.
- [15] Pavier Martyn. Determination of the redistribution shock load in climbing double rope systems, 1998.
- [16] Spörri Manuel. Numerical simulation of a climber's fall, 2014.
- [17] Hirt Miroslav a kolektiv. Tupá poranění v soudním lékařství, Grada Publishing, 2011.
- [18] Purš Hynek. Mechanismy poranění v oblastech extrémního zatížení, autoreferát disertační práce, 2017.

-
- [19] Kalichová Miriam. Biomechanika ASEBS, výstup projektu Operačního programu Vzdělání pro konkurenceschopnost, 2013.
- [20] Fajstavr Vojtěch. Biomechanická analýza bezpečnostního systému HANS, 2013, Liberec.
- [21] Špirk Stanislav. Metodické problémy výzkumu pasivní bezpečnosti a deformační odolnosti konstrukcí kolejových vozidel, 2015, Plzeň.
- [22] EuroNCAP, Technical Bulletin, Data format and Injury Criteria Calculation, Version 2.0, 2017.
- [23] ESI group, Virthuman Postprocessing Manual V1.0, Mecas ESI, Rev. 2, 2015.