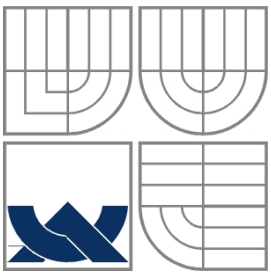


VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ
ÚSTAV KONSTRUOVÁNÍ

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING
INSTITUTE OF MACHINE AND INDUSTRIAL DESIGN

ANALÝZA KOMPLEXNÍ SPOLEHLIVOSTI TRANSTIBIÁLNÍ PROTÉZY

COMPLEX RELIABILITY ANALYSIS OF TRANSTIBIAL PROSTHESIS

DISERTAČNÍ PRÁCE
DISERTATION

AUTOR PRÁCE
AUTHOR

ING. DAVID PALOUŠEK

VEDOUCÍ PRÁCE
SUPERVISOR

DOC. ING. PAVEL MAZAL, CSc.

BRNO 2008

ANALÝZA KOMPLEXNÍ SPOLEHLIVOSTI TRANSTIBIÁLNÍ PROTÉZY

Motto: Pokud se daří dobře tvým nohám, zádům i břichu, víc už ti nemůže přidat ani skvělé bohatství králů.

Horatius Quintus Flaccus

ABSTRAKT

Práce je zaměřena do oblasti biomechaniky a zabývá se experimentálním modelováním mechanických vlastností transtibiální protézy dolní končetiny. Protéza je určena pro použití po amputaci v bérci a vrací uživateli možnost stoje a chůze bez nutnosti využití dalších pomůcek. Tímto se pacient vrací zpět do běžného a aktivního života. Její konstrukce a vlastnosti rozhodují o komfortu, bezpečnosti a spolehlivosti protézy.

Primárním cílem práce je posouzení vlivu nevhodné stavby bércové protézy (při běžném používání) na kinematiku a dynamiku pacienta a z mechanického hlediska na protézu samotnou.

V práci je prezentována experimentální činnost, která si klade za cíl zjistit charakter namáhání protézy prostřednictvím tenzometrického měření přímo na trubkovém adaptéru protézy. Měření je doplněno o analýzu chůze pomocí tenzometrických desek a měření kinematiky pacienta realizovaného kamerovým trekovacím systémem.

ABSTRACT

This work is aiming to the area of biomechanics and deals with experimental simulation of mechanical properties of transtibial prosthesis. Artificial limb allows patient standing and moving without use of other supporting devices. Therefore, patient returns back to common and active life. Prosthesis properties and design decides about comfort, safeness and reliability of prosthesis.

The primary aim of the work is investigation of transtibial prosthesis unfit alignment influence on patient kinematics and artificial limb mechanical properties.

The work presents experiments that proposes find out a character of the prosthesis mechanical stress via strain-gauge measurement directly on the artificial limb tube adaptor. The measurement is supplemented about gait analysis by the help of strain-gauge plates and metering of patient kinematics realized via cameras tracking system.

BIBLIOGRAFICKÁ CITACE DISERTAČNÍ PRÁCE

PALOUŠEK, D. Analýza komplexní spolehlivosti transtibiální protézy. 2008. 139s. Disertační práce na Fakultě strojního inženýrství Vysokého učení technického v Brně. Vedoucí práce Pavel Mazal.

PROHLÁŠENÍ AUTORA O PŮVODNOSTI PRÁCE

Čestně prohlašuji, že jsem disertační práci vypracoval samostatně, na základě uvedené literatury a za podpory školitele.

V Brně dne David Paloušek……..

PODĚKOVÁNÍ

Rád bych touto cestou poděkoval vedení firmy ING corporation, s.r.o. – Ortopedická protetika Frýdek-Místek za podporu v celém průběhu řešení práce, kolegovi Ing. Tomáši Návratovi, Ph.D. (Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky na FSI VUT v Brně) za podporu při realizaci experimentů, týmu pracovníků na Katedře biomechaniky a technické kybernetiky FTK UP v Olomouci, jmenovitě doc. Dr. et RNDr. Miroslavu Janurovi a RNDr. Milanu Elfmarkovi za možnost realizovat experiment na půdě FTK UP v Olomouci. Dále svému školiteli doc. Ing. Pavlu Mazalovi, CSc. a doc. Ing. Josefu Šupákovi, CSc. za vedení. Zvláštní poděkování patří pacientovi za ochotu absolvovat jednotlivá měření.

1 OBSAH

1 OBSAH 8
2 ÚVOD 10
3 FORMULACE ŘEŠENÉHO PROBLÉMU A JEHO ANALÝZA 11
4 VYMEZENÍ CÍLŮ PRÁCE 12
5 ÚVOD DO PROBLEMATIKY a PŘEHLED SOUČASNÉHO STAVU POZNÁNÍ 13
5.1 Pojmy 13
5.1.1 Ortopedická protetika 13
5.1.2 Protéza 13
5.1.3 Komplexní spolehlivost 13
5.1.4 Označení rovin těla 14
5.2 Stručný historický přehled vývoje protéz dolních končetin 16
5.3 Základní klasifikace protéz dolních končetin 20
5.3.1 Rozdělení podle amputační úrovně 20
5.3.2 Rozdělení podle uspořádání 20
5.3.3 Rozdělení podle aktivity uživatele 21
5.3.4 Rozdělení podle provedení 21
5.4 Transfemorální protézy 22
5.5 Transtibiální protézy 23
5.5.1 Amputace a tvar pahýlu 23
5.5.2 Lůžko protézy 24
5.5.3 Osseointegrace 25
5.5.4 Protetická chodidla 26
5.6 Biomechanika chůze 27
5.6.1 Chůze 27
5.6.2 Vektor výsledné stykové síly 29
5.7 Nastavení protézy 30
5.7.1 Nastavení transtibiální protézy 30
5.8 Odchylky krokového cyklu s transtibiální protézou 32
5.8.1 Mezi našlápnutím a střední fází stoje 32
5.8.2 Střední fáze stoje 32
5.8.3 Konečná fáze stoje 33
5.8.4 Švihová fáze 33
5.9 Analýza kinematiky a měření parametrů chůze 34
5.9.1 EMG (Elektromyografie) 34
5.9.2 Měřicí technika pro analýzu kinematiky – optické trekovací systémy 34
5.9.3 Silové desky 35
5.9.4 Tlakové desky 36
5.9.5 Analýza kinematiky - video based tracking 37
6 NÁVRH METODICKÉHO PŘÍSTUPU 39
7 POPIS SOUSTAVY, NA KTERÉ JE PROBLÉM ŘEŠEN 40
8 REALIZACE EXPERIMENTŮ A INTERPRETACE ZÍSKANÝCH VÝSLEDKŮ 42
8.1 Měření stability a chůze, úvodní měření 43
8.1.1 Měřicí soustava pro analýzu výsledné stykové síly (GRF) od podložky 43

8.1.2 Měřicí soustava chůze ve 2D 43
8.1.3 Software KineView 44
8.1.4 Průběh měření 45
8.2 Přípravné tenzometrické měření 46
8.2.1 Zvolená metodika a postup řešení 46
8.2.2 Měřicí řetězec 46
8.2.3 Měření na zkušebním stroji ZWICK Z020 47
8.2.4 Měření na zkušebním stroji ZWICK Z020 v režimu našlápnutí na patu 48
8.2.5 Měření v režimu odrazu ze špičky 51
8.2.6 Porovnání s analytickým výpočtem 53
8.3 Měření přetvoření trubkového adaptéru protézy s pacientem 57
8.3.1 Měření 1 – stoj na protéze 57
8.3.2 Měření 2 – přímá chůze po rovině 58
8.3.3 Měření 3 – chůze ze svahu 60
8.3.4 Měření 4 – chůze ze schodů 61
8.3.5 Závěr měření 63
8.4 Komplexní měření 64
8.4.1 Měřicí soustava 64
8.4.2 Globální popis měření 64
8.4.3 Popis jednotlivých měření 66
8.4.4 Prezentace a vyhodnocení výsledků měření z tenzometrických desek 67
8.4.5 Komentář k výsledkům naměřených hodnot z tenzometrických desek 68
8.4.6 Prezentace výsledků měření přetvoření na trubkovém adaptéru 70
8.4.7 Prezentace výsledků měření kinematických veličin 76
9 ZÁVĚR 84
9.1 Předpoklady pro stanovení závěru 84
9.2 Faktory ovlivňující výsledky měření 84
9.3 Rozbor získaných výsledků a splnění cílů 84
9.3.1 Splnění dalších cílů 85
9.4 Další postup práce 86
9.4.1 Měření 86
9.4.2 Zpracování dat 86
9.4.3 Deformačně napjatostní analýza 87
9.4.4 Transfemorální protéza 87
10 SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ 88
11 SEZNAM PUBLIKACÍ AUTORA k DANÉ PROBLEMATICE 92
12 SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK, SYMBOLŮ A VELIČIN 93
12.1 Seznam použitých zkratek 93
12.2 Seznam použitých symbolů a veličin 93
13 SEZNAM OBRÁZKŮ 95
14 SEZNAM TABULEK 97
15 SEZNAM PŘÍLOH 98

2 ÚVOD

Nahrazení ztrácené končetiny byl a je problém starý jako lidstvo samotné. Amputační zákroky a pokusy nahradit chybějící končetinu lze vysledovat hluboko v historii lidské civilizace. Avšak až teprve v minulém století se tato oblast dynamicky rozvíjí především díky novým materiálům, výpočetní technice, matematickým algoritmům apod. Protézy mají kromě funkce náhrady chybějící části těla také funkci sociální. Jak je zmíněno v historickém přehledu, znamenaly amputace končetin v předchozích stoletích pro postižené vyřazení na okraj společnosti. Funkčnost náhrady neznamená jen schopnost pohybu v co možná největší míře, ale zahrnuje také reakci organismu na umělou náhradu.

Moderní protézy využívají pokročilou technologií ovládání založenou na umělé inteligenci, aktivních prvcích a netradičních materiálech. Ovšem je třeba si uvědomit, že cena těchto náhrad bývá pro řadového pacienta extrémní a používání takové náhrady vyžaduje přípravu a zkušenost. To jsou důvody, proč je nutné se zabývat protézami jednodušší konstrukce, které jsou používány pro prvovybavení nebo pro běžné používání a jejich cena je přijatelná. Tato práce vzešla ze spolupráce s renomovanou firmou ING corporation, s.r.o., která se řadí mezi přední výrobce a distributory ortopedické protetiky. Mezi hlavní činnosti firmy patří vývoj a výroba ortopedických pomůcek, dílů a polotovarů.

Konstrukce protézy dolní končetiny musí z mechanického hlediska splňovat podmínky definované normou ISO 8549. Ta stanoví, jakým způsobem bude protéza testována a jakým kriteriím musí vyhovovat. Ovšem reálné provozní podmínky, stavba protézy a subjektivní pocity pacienta mohou ovlivnit funkci pomůcky.

Na základě výsledků práce bude možné zhodnotit vliv přesnosti nastavení protézy na kinematiku pacienta a současně posoudit mechanické namáhání v protéze samotné. Data získaná měřením budou sloužit jako referenční hodnoty pro mechanickou analýzu protézy pomocí numerických metod. Jedním z cílů práce je také ověřit použitelnost experimentálního přístupu k této problematice.

Realizace a řešení práce byly financovány z části z prostředků autora a za podpory FSI VUT v Brně. Měření probíhala na specializovaných pracovištích ve Frýdku-Místku, FTK UP v Olomouci a na Fakultě strojního inženýrství VUT v Brně. Z důvodu komplexního přístupu je předložená práce textově rozsáhlejší. Na začátku doktorského studia byly kromě dále uvedených výsledků dosaženy konkrétní výstupy v oblasti protetických pomůcek (viz. Příloha 32).

3 FORMULACE ŘEŠENÉHO PROBLÉMU A JEHO ANALÝZA

Problémová situace

Protéza a pacient vytváří biomechanickou soustavu. Mechanické chování transtibiální protézy a odezva pacienta na funkci protézy jsou dány konstrukcí a správnou funkci protézy. Konstrukce musí pacientovi umožňovat co možná nejširší použití, komfort, bezpečnost a spolehlivost. Správná funkce je pak ovlivněna nastavením protézy u konkrétního pacienta. V případě nekorektně sestavené protézy může docházet k nevhodnému stereotypu chůze (změny kinematických veličin) pacienta což vede ke změně charakteru zatěžování protézy. Zvláště pak dlouhodobé používání takové protézy může přinášet řadu zdravotních problémů.

Formulace problému

Z problémové situace lze formulovat následující problém: Jak se změní charakter zatěžování transtibiální protézy detekovaný na trubkovém adaptéru a kinematika a dynamika chůze pacienta při délkové změně protézy ± 1 cm.

4 VYMEZENÍ CÍLŮ PRÁCE

Primárním cílem práce je posouzení vlivu nevhodné stavby bércové protézy (při běžném používání) na kinematické a dynamické veličiny pacientovy chůze a z mechanického hlediska na protézu samotnou.

Širší cíle

Práce je pojata jako pilotní projekt. Mezi cíle patří i posouzení a ověření použité metodiky měření. Předpokládá se, že výsledky této práce budou využity pro MKP analýzu protézy v průběhu jednoho kroku. Cílem je získat komplexní představu o charakteru namáhání, deformacích a napětích v čase. Zkušenosti získané v průběhu tohoto projektu budou využity pro konstrukci a měření transfemorální protézy. Transfemorální protéza slouží jako náhrada po amputaci ve stehně. Protéza je již konstrukčně složitější, jelikož musí nahradit i funkci kolena.

Další cíle v bodech

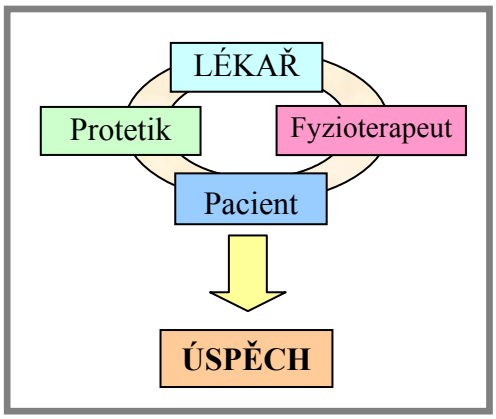
- Získat vstupní parametry pro mechanickou analýzu protézy.
- Najít signifikantní hodnoty přetvoření, síly a kinematických veličin.
- Ověřit metodiku měření a vyhodnocování získaných údajů.
- Získat zkušenosti s měřením parametrů chůze využitelné pro konstrukci transfemorální protézy.

5 ÚVOD DO PROBLEMATIKY A PŘEHLED SOUČASNÉHO STAVU POZNÁNÍ

5.1 Pojmy

5.1.1 Ortopedická protetika

Interdisciplinární obor **ortopedická protetika** je složen z několika dílčích oborů. Jsou to zejména protetická protetometrie, protetika, ortotika, epitetika, adjuvatika, zdravotní postele, invalidní vozíky a kalceotika. Tato práce spadá do oblasti protetiky a biomechaniky. **Protetika** je obor, který kompenzuje somatické a funkční deficity za pomocí vnějších aplikovaných protetických pomůcek. [1]



Obr. 5.1: Tvůrčí tým [1]

5.1.2 Protéza

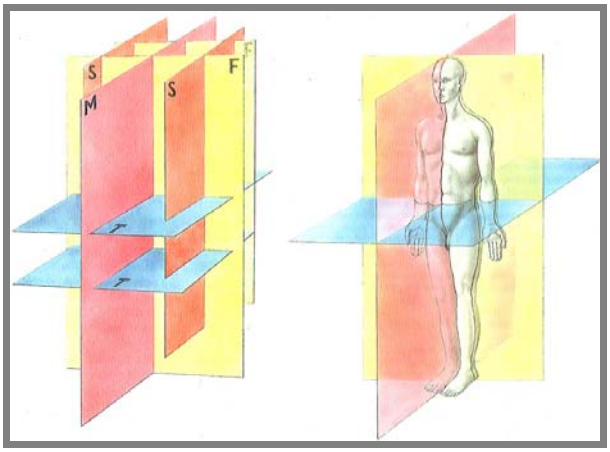
Protéza nahrazuje část těla nejen kosmeticky, ale i funkčně a je stavěna individuálně pro každého jedince. Spojení pacienta a protézy vytváří biomechanický celek. Konstrukce protézy a její indikace vyplývá z technických a mechanických možností protézy a z klinického nálezu pacienta. Pro výrobu pomůcky je nutná komunikace mezi lékařem, protetikem, fyzioterapeutem, pacientem a dalšími účastníky realizace protézy (Obr. 5.1). [1]

5.1.3 Komplexní spolehlivost

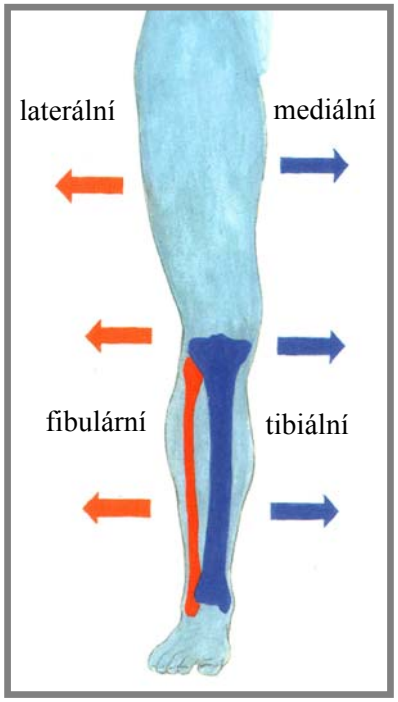
Obecně pojem spolehlivost shrnuje bezporuchovost, životnost a udržovatelnost. V této práci pojem **komplexní spolehlivost** zahrnuje spolehlivost protézy dolní končetiny z hlediska mechaniky vzhledem k meznímu stavu pružnosti a zároveň zahrnuje bezpečnost protézy vůči pacientovi z hlediska zdravotního. Bezpečností vůči pacientovi se rozumí takové používání protézy, které nezpůsobuje patologické stavy (zdravotní problémy pahýlu, bolesti zad, přetěžování zdravé končetiny apod.). To je dáno především konstrukcí, sestavením a vhodným používáním protézy.

5.1.4 Označení rovin těla

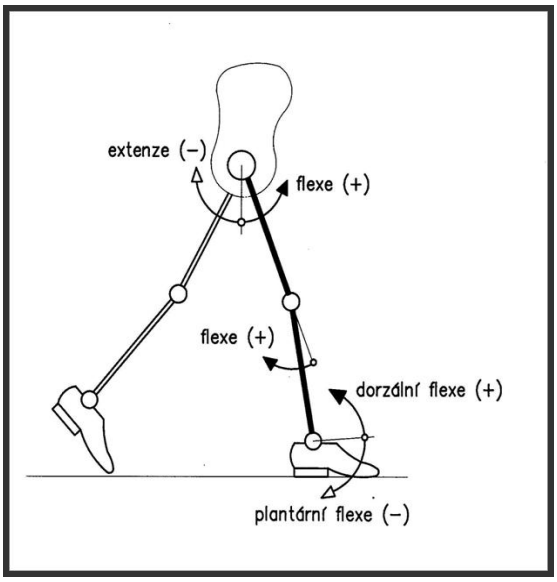
Rovina mediální – rovina svislá, prochází zepředu dozadu a rozděluje tělo na dvě zrcadlené části (Obr. 5.2-M)
Roviny sagitální – jedná se o roviny paralelní s rovinou mediální (Obr. 5.2-S)
Roviny frontální – roviny kolmé na rovinu mediální, rovnoběžné s čelem (Obr. 5.2-F)
Roviny transversální – horizontální roviny kolmé na rovinu mediální a frontální (Obr. 5.2-T)



Obr. 5.2 Roviny těla [3]



Obr. 5.3 Označení směrů na dolní končetině [3]



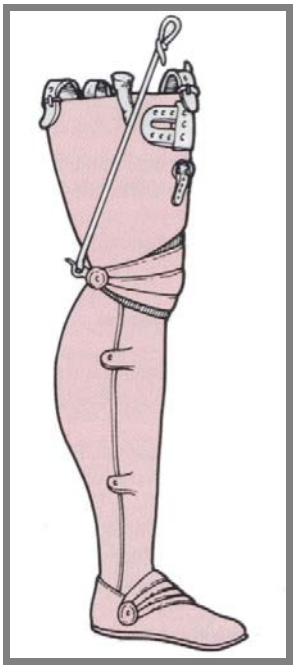
Obr. 5.4: Vysvětlení pojmů při natočení v kloubech v sagitální rovině [4]

Další vymezení pojmů je prezentováno v kapitole 5.6.

5.2 Stručný historický přehled vývoje protéz dolních končetin

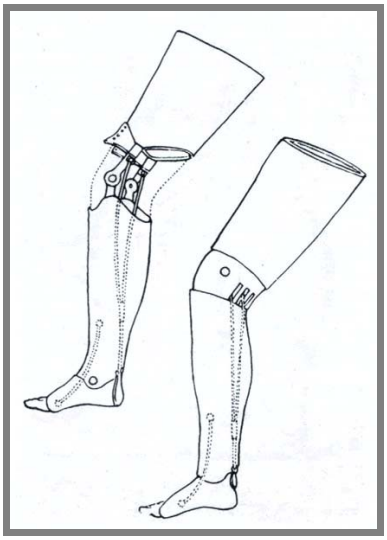
Amputace částí lidského těla byly prováděny již před desítkami tisíc let. Archeologické nálezy dokazují amputace provedené na neolitickém a neandrtálském typu člověka [2]. Důkazy o těchto operacích je možné vysledovat např. v peruánských dějinách [3] nebo v Hippokratových spisech. Největší vliv na rozvoj amputačních technik měl vynález střelného prachu. Baron **Dominique-Jean Larrey**, lékař a chirurg Napoleona Bonaparte, prováděl při bitvách až 200 amputací denně. Dalším významným chirurgem byl **Jacques Lisfranc** (1790 - 1847) po němž byla i nazvána amputační technika. Prováděl amputace dolních končetin do jedné minuty. Roku 1842 **James Syme z Edinburgu** [11] provedl první úspěšnou amputaci v kotníku. Amputační metoda nese jeho jméno.
Je však třeba podotknout, že nebyla rozvinuta oblast přípravy operačního prostředí, sterility a pooperační péče. Úmrtnost pacientů byla poměrně vysoká, až 70% u pacientů s amputací ve stehně. Dalším problémem bylo krvácení pacientů při operačním zákroku. Roku 1517 tento problém vyřešil **Hans von Gersdorff ze Strassburgu** [9], který popsal tlakový turniket a kauterizaci (vypalování rány). Mezi další významná jména v oblasti amputační chirurgie patří **John Hunter**, **Robert Liston**, **Nikolai Ivanovich Pirogov** a další.

Nejstarší zmínky o **protetických** pomůckách lze vysledovat v indiánské literatuře již zhruba 1500 let před Kristem. Zajímavou zmínku o protézách přináší Hérodot (485 - 425 BC). Popisuje spartské vězně, kteří proto, aby unikli ze zajetí a zbavili se pout, provedli sami na sobě amputaci nohy. Amputovanou končetinu nahradili dřevěnou protézou. Zde je třeba zmínit jméno **Hegesistratus**, který roku 484 př.n.l. provedl amputaci sám na sobě [9].
Další nález v ruinách Pompejí odhalil „první“ protézu, která byla vyrobena z tenkého bronzového plátu upevněného na dřevěné jádro. Protézy se vyráběly ze dřeva, kostí, kovů a byly dokonce sladěny s oblečením.



Obr. 5.5: Umělá končetina zkonstruovaná Ambroise Paré [5]

Konstrukce protéz byla ovlivněna řadou významných postav, jako např. Ambroise Paré [44] nebo Leonardo da Vinci, ale také vojenskými chirurgy v šestnáctém století. V té době používali obyčejní lidé dřevěné protézy jako provizorní náhrady. Často byli vyčleněni ze společnosti a končili jako žebráci na ulici. Tuto chmurnou atmosféru zachycuje např. obraz *The Cripples* (Mrzáci) od **Pietera Breuhela** [5].
Výše jmenovaný **Ambroise Paré** (1510-1590) vytvořil technický standard pro amputační chirurgii a zkonstruoval typ protézy vycházející z koncepce brnění podobný dnešním moderním výrobkům. Protéza se skládala z popruhů, kolena, kloubových spojů a lůžka.
V roce 1690 zkonstruoval holandský chirurg **Verduin** transtibiální protézu, kterou tvořilo měděné lůžko, kožený stehenní korzet pro přenášení zatížení na postranní výztuhy a dřevěnou nohou. Tento typ protézy se stal předchůdcem pro transtibiální protézy současnosti.
Uprostřed devatenáctého století **J. E. Hanger**, který přišel o nohu v americké občanské válce v konfederační armádě, umístil na chodidlo gumový tlumič [5]. Vytvořil tak první kloubovou protetickou nohu, která mohla vykonávat plantární a dorzální flexi. Za zmínku stojí údaj 30000 [9] amputací v průběhu občanské války a to pouze v armádě Unie.

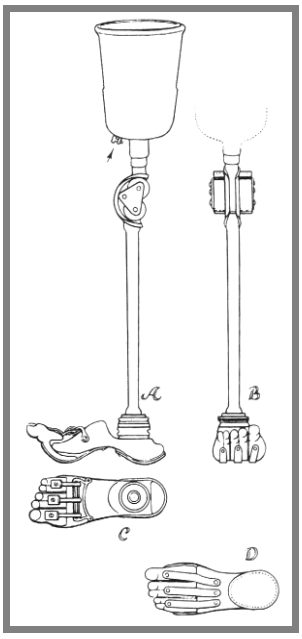


Obr. 5.6: „The Anglesey leg“[9]

V roce 1843 představil **James Potts** [11] v Londýně transfemorální dřevěnou protézu s ocelovými spoji v koleni a článkovou nohou, která je pomocí kožených pásů spojena s kolenním kloubem. Protéza je známá jako Anglesey (Anglesea) končetina (Obr. 5.6), jelikož byla používána Markýzem z Anglesey, který přišel o končetinu v bitvě u Waterloo.
V roce 1863 patentuje Američan **Dubios D. Parmelee** [9] podtlakový typ lůžka a prezentuje polycentrický kolenní kloub a vícekloubové chodidlo.

Obr. 5.7: Ambrosie Paré [43]

Po první světové válce byl v Anglii v Centru končetinových náhrad (Limb Fitting Center) nemocnice Queen Mary's Hospital v Roahamptonu zahájen základní výzkum pro válečné veterány. Následně v období druhé světové války vznikl za podpory americké vlády a Národní akademie pro vědu (National Academy of Sciences) výzkumný program zaměřený na protetické pomůcky. Na výzkumu se podílely univerzity, ozbrojené síly, správní úřad pro veterány (Veterans Administration, VA), Národní ústav zdraví, soukromé společnosti. Rozpočtová a daňová zodpovědnost byla nakonec převedena na VA, která dále podporovala vývoj protéz.



Obr. 5.8: Parmeleeho protéza [9]

Až do roku 1950 byla využívána tzv. konstrukce ‚plug-fit', kde byla hmotnost těla spíš přenášena koncem lůžka protézy než celoplošným tlakovým kontaktem v lůžku. ‚Plug-fit' lůžka vytváří značné tlakové zatížení na distální část pahýlu a zvětšují smykové zatížení kůže.
Po druhé světové válce zahájila výzkumný program i Kanada v nemocnici Sunnybrook Hospital v Torontu. V současnosti je výzkum veden v Ontario Crippled Children's Center in Toronto. Program umožnil vznik kanadské protézy po exartikulaci v kyčli a protetického chodidla SACH.

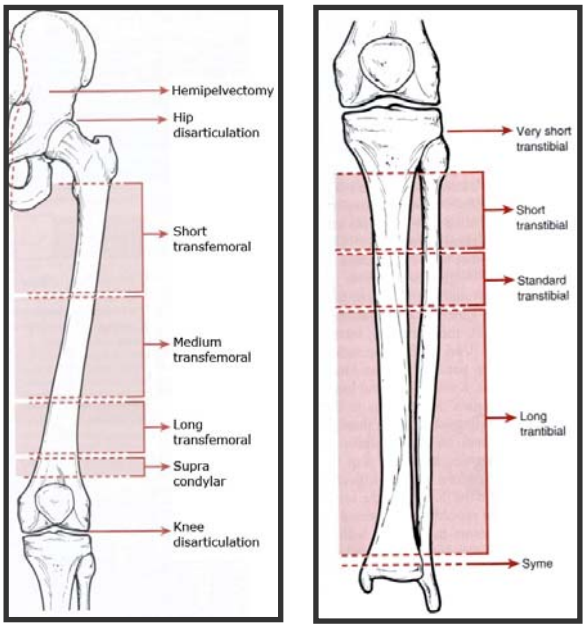
Kromě válečných zranění jsou hlavními důvody amputací:

1. Cévní onemocnění
2. Cukrovka
3. Úrazy
4. Infekce
5. Nádory
6. Vrozené vady a defekty

5.3 Základní klasifikace protéz dolních končetin

5.3.1 Rozdělení podle amputační úrovně

Jedním ze základních rozdělení protéz dolních končetin je rozdělení podle úrovně amputace. Na Obr. 5.9 jsou popsány amputační úrovně pro část nadkolení a podkolení. Tato práce se zabývá transtibiální protézou (amputace pod kolenem).



Obr. 5.9: Transfemorální (vlevo) a transtibiální (vpravo) amputační úrovně[5]

5.3.2 Rozdělení podle uspořádání

Další klasifikaci lze provést dle konstrukčního přístupu. Na obrázku Obr. 5.10 je znázorněno exoskeletární a endoskeletární uspořádání. V posledních letech je prosazováno endoskeletární uspořádání, které umožňuje protézu sestavit modulárně, použít pro konstrukci různé materiály a zejména umožňuje změnu nastavení protézy.

Obr. 5.10: Exoskeletární (vlevo) a endoskeletární typ protézy [4]

5.3.3 Rozdělení podle aktivity uživatele

Klasifikace je seřazena od nejnižšího stupně aktivity až po speciální protézy určené pro sport (Obr. 5.11).

1. protézy interim (včasné), pooperační IPOP protézy
2. protézy pro prvovybavení
3. standardní protézy
4. speciální protézy (sport, ortoprotézy)

Obr. 5.11: Saarbrucker interim protéza, Habrmann interim protéza, sportovní protéza (speciální), ortoprotézy po plastice podle Borggreve (speciální) [12]

5.3.4 Rozdělení podle provedení

Zde je rozdělení již zaměřeno na jednotlivé díly, ze kterých je protéza složena.

- Lůžko protézy
- Kolenní kloub
- Chodidlo
- Adaptéry
- Atd.

Určení typu protézy pak může vypadat např. takto:
Transfemorální protéza > endoskeletární uspořádání > funkční protéza > mechanický kolenní kloub, chodidlo typu např. Sure-flex.

5.4 Transfemorální protézy

Práce je zaměřena do oblasti transtibiálních protéz. Z tohoto důvodu bude o transfemorálních protézách pojednáno stručně.

Protézy lze rozdělit dle způsobu ovládání švihové fáze kroku[7].

1. ovládané zámkem
2. ovládané třením
3. ovládané hydraulicky
4. ovládané pneumaticky

Dalším možným rozdělením je rozdělení dle kolenního kloubu (**Příloha 6**) na neřízené a řízené klouby (příklady uvedeny v **Příloze 7** a **Příloze 8**.

Špičkové moderní protézy současnosti poskytují uživateli poměrně vysokou úroveň funkčnosti a výkonu. Dokladem toho je kolenní kloub Power Knee firmy Ossur, který dokáže snímáním hodnot ze zdravé končetiny a pomocí umělé inteligence (umělá propriocepce) nahradit skutečnou svalovou činnost potřebnou k flexi a extenzi kolena [24].

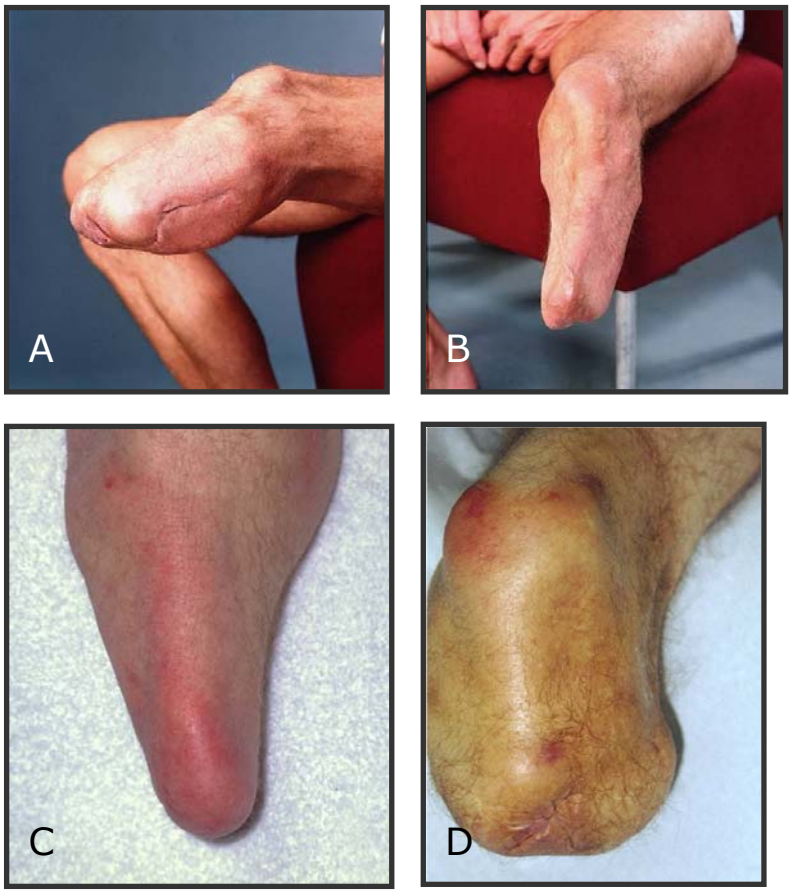
Obr. 5.12: Kolenní kloub POWER KNEE (Ossur) [24]

5.5 Transtibiální protézy

Transtibiální protézy jsou konstrukčně jednodušší než transfemorální. Jejich používání je rozšířenější. Uvádí se 73,5% výskyt ve všech amputacích [12].

5.5.1 Amputace a tvar pahýlu

Základním předpokladem pro spojení protézy s pahýlem je korektně provedená amputace. Na obrázku Obr. 5.13 jsou znázorněny některé možné tvary pahýlů. Je jasné, že geometrie a objem pahýlu zásadně ovlivňuje tvar, funkci a typ lůžka. Pro každého pacienta se vyrábí lůžko speciálně podle pahýlu. Důležitým parametrem je i délka pahýlu (přímá úměra s velikostí třecí plochy v lůžku protézy). Má zásadní vliv na kontrolu protézy během chůze, na přenášení tlaku mezi lůžkem a pahýlem a zásadně ovlivňuje stav pahýlu. Z literatury je patrné, že pro komfort protézy, kvalitu chůze a energetickou bilanci se doporučuje délka pahýlu 40-50% délky holenní kosti. Současný vývoj konstrukce a materiálů v biomechanice umožňuje mírně zvýšit nebo snížit délku zbývající holenní kosti (tibia) na cca 66% a 33%.[10]



Obr. 5.13: Různé tvary pahýlů [12]
A-vtažené jizvy B-kostnatý
C-kónický D-kyjovitý

Lůžko pahýlu není pouhým otiskem pahýlu, ale je tvarováno protetikem přímo na pacientovi. Např. v průběhu vývoje stehenních lůžek byly pahýly různě ukládány do lůžka, vtlačovány, vtahovány, příčně a oválně deformovány. Nesprávné tvarování nebo uložení pahýlu pak znamená z hlediska dlouhodobého používání možné riziko

vzniku bolestivých stavů, zánětů, poruch krevního oběhu, přetěžování páteře zrychlené stárnutí pahýlu apod. [41]
Připojení protézy k tělu je jeden z nejdůležitějších problémů konstrukce protézy. Kontakt pahýlu s lůžkem protézy může způsobovat řadu technických, ale především zdravotních problémů.

5.5.2 Lůžko protézy

Lůžko vytváří spojení mezi amputovanou končetinou a protézou. Až 54% uživatelů používá transtibiální protézy víc než 13 hodin denně. To znamená, že na lůžko protézy jsou kladeny extrémní nároky. Obecně lze lůžka protéz rozdělit z několika hledisek. Základním kriteriem je opět, jako v případě protéz, rozdělení dle typu amputace.

Obr. 5.14: Úrovně amputací
zleva v noze, v bérci, v koleně, ve stehně, v kyčli [12]

Pro transtibiální protézy se v zásadě používají dva typy lůžek.

1. Lůžko PTB (přenos zátěže přes patelární vaz)
2. Lůžko TSB (plnokontaktní hydrostatické lůžko)
3. Modifikace PTB lůžka – lůžko KBM (kondylar bearing Münster) a PTS

Lůžka lze také rozdělit např. podle materiálů:

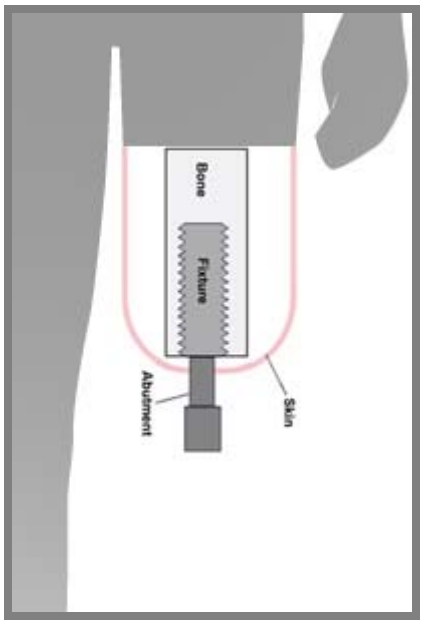
- laminátová
- dřevěná lůžka
- plastová lůžka
- lůžka z kompozitních materiálů atd. (Příloha 15).

Příklady lůžek používaných pro transfemorální protézy jsou přiloženy v **Příloze 14** a v **Příloze 13**.

Obr. 5.15: Pahýlové KBM lůžko transtibiální protézy [12]

5.5.3 Osseointegrace

Osseintegrace je pojem označující postup implantování nosného adaptéru (pouzdra) přímo do pacientovy kosti. Dojde tak ke spojení mezi živou tkání a plochou nosného implantátu. Původ metody pochází z oblasti stomatologie a spadá do období kolem roku 1950. Zubní implantáty vyrobené z titanu byly integrovány do lidské čelisti. V současnosti se osseointegrace využívá nejen ve stomatologii, ale i v protetice dolních i horních končetin, obličejových protéz atd.[22]



Obr. 5.16: Zjednodušené schéma osseointegrace [22]

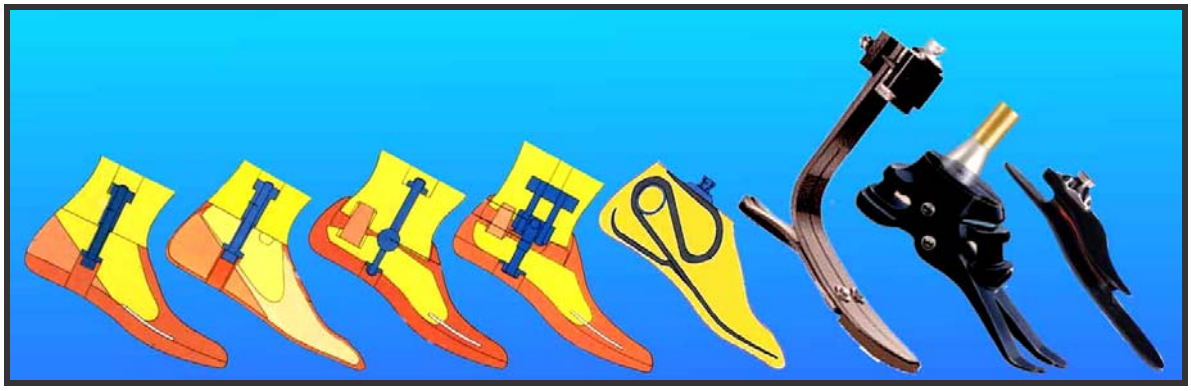
Obr. 5.17: Ukázka osseointegrace [4]

5.5.4 Protetická chodidla

Protetická chodidla lze rozdělit na klasická a dynamická. Klasická pak dále na chodidla bez pohybu a na chodidla s pohybem. Dynamický typ chodidla se rozděluje na pružný skelet a biomechanický typ [5]. Biomechanické typy umožňují pohyb ve více osách (**Příloha 11**) nebo rovinách: sagitální, transversální a frontální (Obr. 5.2).
Kromě předešlých dvou rozdělení existují ještě chodidla speciální, např. pro různé sporty.
Chodidlo plní několik funkcí. Je to především funkce nahrazení kloubu, pohlcení a tlumení rázů, simulace svalů, funkce přenosu zatížení a také funkce kosmeticky příjemného vzhledu.
Detailnější přehled chodidel je uveden v **Příloze 9, 10, 11** a srovnání jednotlivých typů v **Příloze 16**. Tato práce se zabývá chodidlem typu pružný skelet.

Rozdělení:

1. Klasická chodidla
   - Bez pohybu – chodidlo SACH a SAFE (Obr. 5.18 zleva první a druhé chodidlo)
   - S pohybem (Obr. 5.18 zleva třetí a čtvrté chodidlo)
2. Dynamická chodidla
   - Pružný skelet (Obr. 5.18 zprava třetí a čtvrté chodidlo)
   - Biomechanický typ (Obr. 5.18 zprava první a druhé chodidlo)
3. Speciální typy chodidel



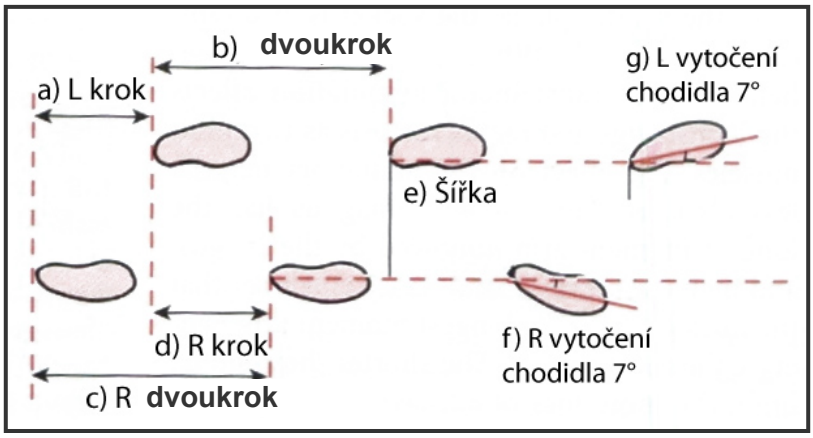
Obr. 5.18: Přehled protetických chodidel [12]

5.6 Biomechanika chůze

5.6.1 Chůze

Doslovně cituji: „Lidská chůze je jako způsob lokomoce, umožňující přesun individua z místa na místo, v celé živočišné říši zcela jedinečná a pro Homo sapiens sapiens přísně specifická.“[1]

Chůzi lze definovat jako translaci těla z jednoho bodu do druhého dvounohým pohybem. Průměrné tempo chůze u mužů je kolem 100 kroků za minutu u žen 116 kroků za minutu. [5].



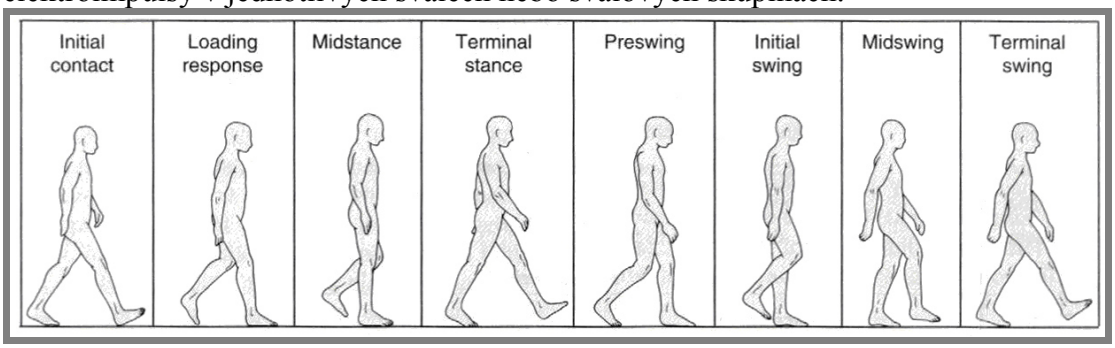
Obr. 5.19: Základní přehled vzdáleností pří chůzi [5]

a) Délka kroku levé končetiny
b) Délka levého dvoukroku levé končetiny
c) Délka pravého dvoukroku
d) Vzdálenost pravého kroku
e) Šířka oporní báze
f) Vytočení pravého chodidla
g) Vytočení levého chodidla

Délka dvoukroku (Obr. 5.19) je vzdálenost definovaná bodem počátečního kontaktu jedné nohy a druhým bodem počátečního kontaktu stejné nohy. Tato vzdálenost je u zdravého jedince kolem 1,46 metru u mužů a 1,28 metru u žen. Délka velkého kroku pravé a levé nohy je téměř shodná.
Krok je definován jako vzdálenost bodů počátečního kontaktu s podložkou na obou nohách.
Šířka mezi chodidly se pohybuje mezi 2,5 cm až 13 cm, průměrně 8 cm. Je definována jako lineární vzdálenost mezi středem paty na jedné končetině a středem paty na končetině druhé.
Vytočení chodidla je definováno jako úhel mezi směrem pohybu a čárou spojující druhý prst na noze a střed paty (tzv. podélná osa nohy).

Pojem **analýza chůze** je poměrně široký. Tato práce se zabývá analýzou kinematiky a dynamiky, čili zjišťováním poloh a rychlostí předem vybraných míst na končetině v časové závislosti. Dále výslednou stykovou silou (VSS, v oborové literatuře **reakční síla**) mezi chodidlem a podložkou. Kromě těchto dvou základních měření je

možné analyzovat rozložení tlaku při styku chodidla s podložkou, je možné sledovat elektroimpulsy v jednotlivých svalech nebo svalových skupinách.



Obr. 5.20: Cyklus normální chůze (pravá noha referenční) [5]

Cyklus chůze lze rozdělit na interval stojný a interval švihový. Literatura interval popisuje jako stojnou a švihovou periodu a nebo jako stojnou a švihovou fázi. Častěji se hovoří o fázích.

Stojná perioda

Pohyb v tomto intervalu se skládá z pěti fází (Obr. 5.20):

- Počátek kontaktu (Initial contact), kdy se noha dotkne podložky, časově je to z celého cyklu 0-2%.
- Reakce na zátěž (Loading response), trvá až do chvíle, kdy druhá noha opustí podložku, délka fáze je 0-10%.
- Stojná střední fáze (Midstance), tělo je nad a před oporou (chodidlem), fáze trvá 10-30%.
- Koncová stojná fáze (Terminal stance), špička nohy opouští podložku, délka fáze z celkového cyklu je cca 30-50%.
- Přehoupnutí (Preswing), následuje po zdvižení paty do opuštění podložky špičkou nohy, 50-60% z celého cyklu.

Švihová perioda

V tomto intervalu lze chůzi rozdělit na tři fáze:

- Počáteční fáze švihu (Initial swing), trvá do okamžiku maximální flexe (Obr. 5.4) v koleni, rozsah cca 60-73% celého cyklu.
- Střední švihová fáze (Midswing), až do vertikální polohy holenní kosti, rozsah 73-87% celého cyklu.
- Koncová švihová fáze (Terminal swing), do chvíle kontaktu s podložkou, rozsah je cca 87-100% celkového cyklu.

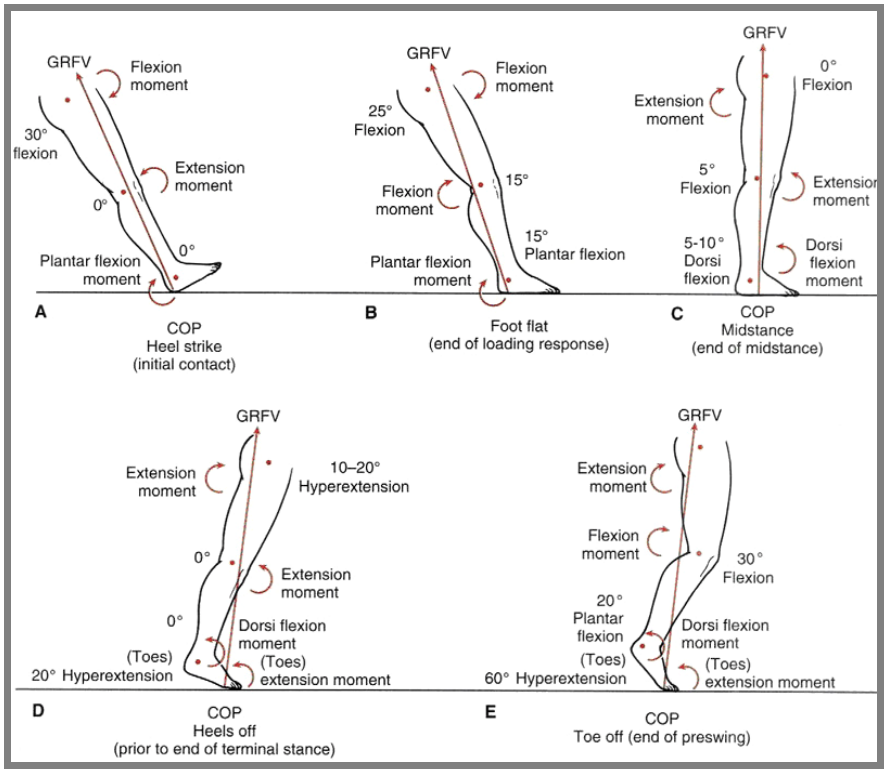
Pro srovnání pravé a levé dolní končetiny je uvedena Tabulka 5.1.

Tabulka 5.1: Souhrn fází chůze [5]

R	0-10% (10%)	10-30% (20%)		30-50% (20%)	50-60% (10%)	60-73% (13%)	73-87% (14%)	87-100% (13%)
R	Počátek kontaktu a zatížení	Stojná střední fáze		Koncová fáze	Přešvihnutí	Počáteční fáze švihu	Střední švihová fáze	Koncová švihová fáze
L	Přešvih	Počáteční fáze švihu	Střední švihová fáze	Koncová švihová fáze	Počátek kontaktu a zatížení	Stojná střední fáze	Koncová stojná fáze	
L	0-10% (10%)	10-23% (13%)	23-37% (14%)	37-50% (13%)	50-60% (10%)	60-80% (20%)	80-100% (20%)	

5.6.2 Vektor výsledné stykové síly

Významnou roli při hodnocení chůze hraje vektor výsledné stykové síly mezi chodidlem a podložkou (GRFV – Ground Reaction Force Vector). Na obrázku Obr. 5.21 jsou v sagitální rovině těla zobrazeny momenty vyvolané GRFV v jednotlivých kloubech. Pro následné experimenty jsou z obrázku podstatné nákresy B a D. Nákres B charakterizuje stav našlápnutí na končetinu, kdy je již přenášeno zatížení. Postavení končetiny vůči podložce je 15° plantární flexe. Bod D charakterizuje stav odrazu ze špičky chodidla ke konci stojné periody. Postavení chodidla je přibližně 20° plantární flexe. Tyto úhly pak slouží pro základní mechanické testování při stavbě protézy. Podrobnější informace o úhlových natočeních v kloubech jsou prezentovány v **Příloze 2**.



Obr. 5.21: Zobrazení vektoru výsledné stykové síly od podložky [5]

5.7 Nastavení protézy

V literatuře [13] Lee uvádí, že až 50% pacientů s amputacemi dolních končetin trpí trvalou bolestí zad. Skoro 25% takto postižených pacientů popisuje bolest, jako častou, velmi intensivní a často překážející při denních aktivitách. Friberg [19] objevuje, že délka protéz těchto pacientů byla ve 34% větší než 20mm a u 79% pacientů kratší než zdravá končetina. Tento projev koresponduje s boční asymetrií těla způsobenou délkou protézy.

Další studie [17] se zabývají např. vlivem výšky podpatku na chodidle protézy. Měření byla prováděna pomocí EMG v průběhu statické zkoušky.
Komplexním měřením kinematických a dynamických veličin se zabývá Janura v [14]. Srovnává např. flexi v koleni pro klasické a dynamické protetické chodidlo, velikostí zatížení chodidla při chůzi na zdravé a protetické končetině.
Studiem vlivu ustavení lůžka na rozložení stykového tlaku mezi lůžkem a pahýlem se zabývá Xiahong Jia v [16]. Geil sledoval změny tlaku mezi chodidlem a podložkou při dynamickém nastavování protézy s využitím pedobarografie [15]. Podobně i Xiaohong se zabývá hledáním vztahu mezi dynamickým nastavením a tlakem mezi chodidlem a podložkou v průběhu stání [18]. Bateni studuje vliv hmotnosti jednotlivých komponent na chůzi s transtibiální protézou [20].

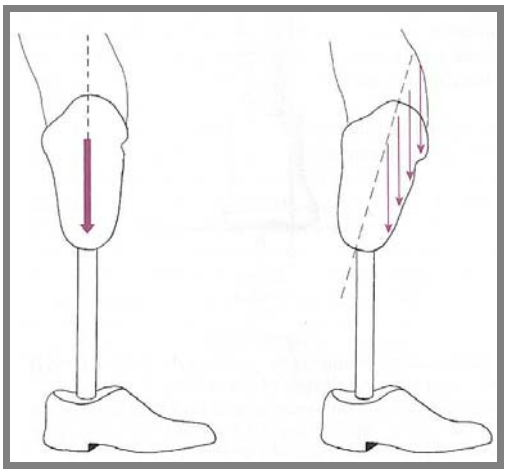
V literatuře [5], [7] nebo [10] jsou popsány stavy způsobené nevhodným ustavením protézy po amputaci v bérci. V případě, že je protéza delší než zdravá končetina, pacient zvedne těžiště přes místo kontaktu v průběhu stojné periody. Jedinec může mít také problém přenést protézu dopředu ve švihové fázi, zároveň zvyšuje namáhání v kolenu. Nebo se pacient zvedá na špičku zdravé nohy. V případě, že je protéza kratší než zdravá končetina, pacient se při chůzi na straně protézy propadá. Bedra a kyčel během stoje klesají. Někteří pacienti preferují mírně zkrácenou délku protézy, především pokud měli délkovou disproporci končetin již od narození. [7]

5.7.1 Nastavení transtibiální protézy

Nastavení (stavba) protézy je definováno jako třídimensionální ustavení vzájemné polohy lůžka a chodidla protézy.
Lze jej popsat pomocí šesti parametrů:

- AP posun.
- AP natočení.
- ML posun.
- ML natočení lůžka vzhledem k chodidlu.
- Délka protézy.
- Vnější rotace chodidla.

AP a ML natočení a posun lůžka vzhledem k chodidlu je zobrazen na Obr. 5.22. Délkové nastavení protézy je realizováno na základě srovnání se zdravou dolní končetinou. Nalezení korektní délky protézy spočívá v měření vodorovné polohy pánve vodováhou, měření zátěže na obou dolních končetinách pomocí váhy, měření průběhu osy páteře, doplňkově měření polohy ramen.



Obr. 5.22 Nastavení lůžka v mírné flexi pro rovnoměrnější zatížení pahýlu [10]

Správné nastavení je ovlivněno přirozeným stereotypem chůze pacienta, funkcí protetického chodidla a stavem a tlakovou snášenlivostí pahýlu. Nastavení má výrazný dopad na komfort a energetickou náročnost při používání protézy [10].
Ustavení protézy sestává ze tří kroků:

1. Stavba protézy v protetické laboratoři.
2. Statické nastavení při stoji pacienta s protézou.
3. Dynamické nastavení s využitím analýzy krokového cyklu pacienta s protézou.

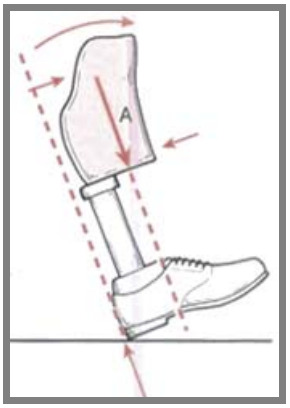
Při statickém měření je důležité především nastavení korektní délky protézy tak, aby byly rovnoměrně zatíženy obě končetiny a pánev byla v rovině. Pacient nemusí vnímat menší odchylky délky protézy, přesto dlouhodobým používáním se mohou tyto odchylky sekundárně projevit např. bolestí zad.
Při dynamickém nastavení jsou sledovány odchylky od normálního krokového cyklu a tyto jsou poté eliminovány správným nastavením protézy. Mezi hodnocené charakteristiky chůze patří délkové a časové parametry. Odchylky chůze mohou být způsobeny chybnou stavbou protézy nebo tělesnými nedostatky a psychikou (svalová ochablost, vrozená deformita, bolestivost, ztráta senzorických schopností, obava a nejistota).
Problematika je podrobněji zpracována v [5][10][7].

5.8 Odchylky krokového cyklu s transtibiální protézou

5.8.1 Mezi našlápnutím a střední fází stoje

Nadměrná flexe v koleni - nadměrná flexe může být způsobena nastavením chodidla s větší dorzální flexí, je-li AP natočení lůžka větší než obvyklých 5°, příliš anteriorní umístění lůžka vzhledem k chodidlu (Obr. 5.23).

Chybějící nebo nedostatečná flexe v koleni - nadměrná plantární flexe chodidla, příliš měkký podpatek nebo tlumič plantární flexe chodidla a příliš posteriorní umístění lůžka vzhledem k chodidlu, nepohodlné nošení protézy.

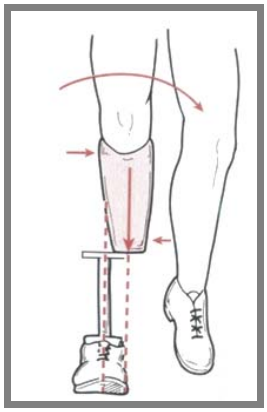


Obr. 5.23: Lůžko nastaveno příliš anteriorně [5]

5.8.2 Střední fáze stoje

9.1.2

Široká chůze - končetina podepřena příliš laterálně, pacient se snaží udržet rovnováhu posunem kyčle a ramen k této končetině a vykazuje širokou chůzi (ve frontální rovině).

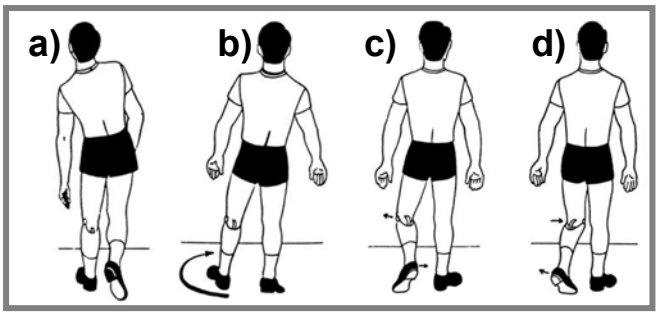


Obr. 5.24: Nastavení protézy ve frontální rovině, chodidlo příliš laterálně [5]

Úzká chůze - stoj na jedné končetině podepřené příliš mediálně, pro zachování rovnováhy se pacient snaží odklonit od této končetiny. Výsledkem je nárůst tlaku na mediální proximální a laterální distální části pahýlu.

Nadměrný pohyb kyčle a ramen - je způsoben nesprávnou délkou protézy. Je-li protéza delší než zdravá končetina, pacient zvedá své těžiště nad podepřenou končetinu. Tuto odchylku lze nejlépe pozorovat na poloze kyčle a ramen ve frontální rovině během střední fáze stoje (Obr. 5.25a). Problémy vznikají také při švihové fázi,

kdy je k zajištění přesunu končetiny nutné přílišné ohnutí, vytočení končetiny do strany (Obr. 5.25b) nebo stoupnutí na špičky zdravé končetiny. V případě protézované končetiny, která je kratší než zdravá končetina, nastává pokles kyčle a ramene na protézované straně.



Obr. 5.25: Odchylky chůze [12]

a) naklánění vlivem příliš dlouhé protézy
b) vytáčení příliš dlouhé protézy při švihu
c) švih protézy laterálním obloukem
d) švih protézy mediálním obloukem

5.8.3 Konečná fáze stoje

Předčasné zvednutí paty a kolenní flexe - po zvednutí paty v závěru stojné fáze se mění extenze kolena ve flexi, k vyrovnání je nutný kratší švih zdravé končetiny. Pacient má pocit jakoby se propadal.

Pozdní zvednutí paty a kolenní flexe - příliš anteriorní umístění, pozdní přesun těžiště kupředu, zvyšuje se energetická náročnost a pacient má pocit, jakoby šel do kopce.

5.8.4 Švihová fáze

Zachytávání špičkou nohy o podložku - nejčastější příčinou je příliš dlouhá protéza, nadměrná plantární flexe chodidla nebo omezená flexe v koleni v počátku švihové fáze.

Mediální nebo laterální švih - pohybuje-li se protéza po mediálním (směrem ke stojné končetině) nebo laterálním (od stojné končetiny) oblouku, přičemž pohyb kolena je přímý (Obr. 5.25c, d).

Pozn.: Výše uvedená kapitola je detailně popsána v [5][10][12][21].

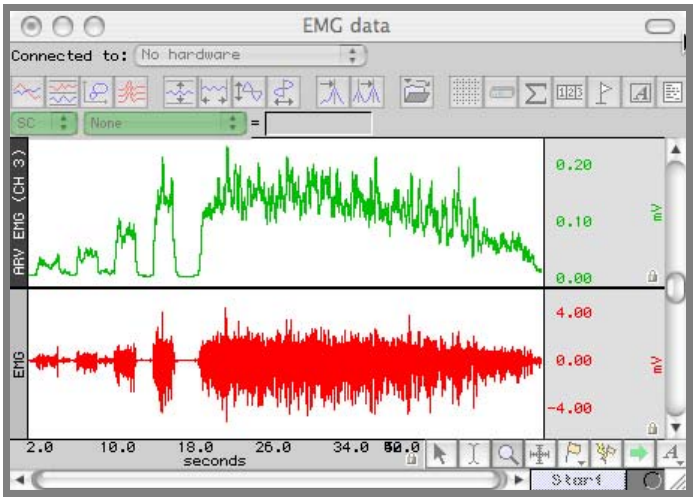
5.9 Analýza kinematiky a měření parametrů chůze

Pro analýzu kinematiky existuje celá řada systémů, které dokáží převést pohyb na digitální záznam a zpětně jej reprodukovat a vyhodnocovat. Zachytávání pohybu (motion capture) nachází svoje uplatnění v oblasti medicíny, sportů, počítačových her, digitální animace, filmovém průmyslu, virtuální reality apod. Tato práce je zaměřena do oblasti biomedicíny a proto se dále zabývá pouze systémy určenými do této sféry.

Pohyb člověka, speciálně chůze je vnímána jako něco samozřejmého. Ale při podrobnější analýze se ukazuje chůze jako velmi komplexní pohyb. Přínosem 3D analýzy chůze je možnost zjišťovat prostorové informace o pánvi, kyčli, koleně, kotníku apod. Je možné měřit časově závislá natočení v kloubech a rekonstruovat tak průběh kroku nebo jiného pohybu.

5.9.1 EMG (Elektromyografie)

Elektromyografie je měřicí metoda, jejíž základy byly položeny již v 17. století. Díky této technologie je možné hodnotit svalovou aktivitu. Metoda vyšetřuje elektrické biosignály, které jsou generovány ze svalů v důsledku svalové aktivity. Při aktivaci svalů dochází ke změně elektrického potenciálu [27]. Na sledované svaly na těle se připojí povrchové nebo intramuskulární elektrody, které zaznamenávají změnu potenciálu. Signál jde přes zesilovač do počítače, kde jej můžeme zobrazovat a vyhodnocovat.[9] Statisticky zpracované EMG záznamy (Obr. 5.26) u zdravých jedinců slouží jako podklad pro určení odchylek ve svalové činnosti u pacientů s abnormalitami v chůzi. V této práci nebude tato metoda využita, proto je zde zmíněna pouze okrajově.



Obr. 5.26: EMG záznam svalové aktivity [28]

5.9.2 Měřicí technika pro analýzu kinematiky – optické trekovací systémy

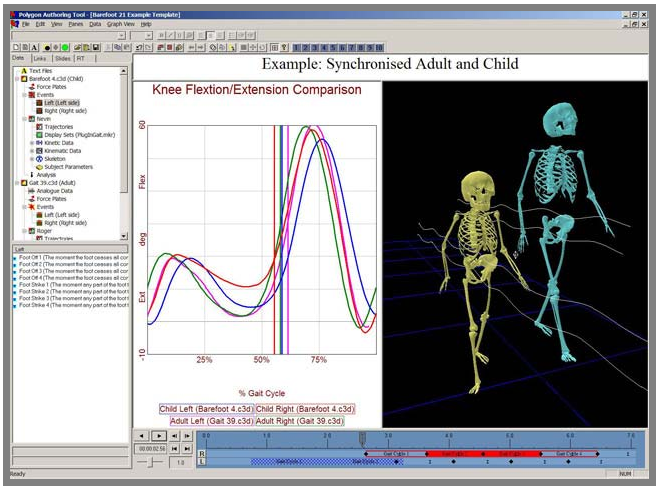
Systémů pro zachycení pohybu (motion capture) existuje celá řada (optické, mechanické, magnetické atd.). V oblasti analýzy chůze se využívá nejčastěji technologie optického trekování nebo video-based trekování, při kterém pacient nenese na těle žádná přídavná zařízení.

Optické trekovací systémy pracují na principu trekování vyznačených bodů na pacientově těle pomocí algoritmů pro zpracování prostorového videa. Na pacientovo

tělo jsou na předem daná místa umístěny reflexní body, které jsou snímány několika kamerami s vysokou frekvencí snímkování zapojenými do řídící jednotky. Kamery jsou vybaveny sadou infra diod, které vysílají infračervené světlo. Světlo se odráží od reflexních bodů zpět do kamer přes filtr propouštějící pouze infračervené světlo.

Obr. 5.27: Reflexní body na těle pacienta [36]

Výsledkem je záznam z pohybu reflexních bodů. Každá kamera zaznamenává pouze 2D pohled a teprve softwarovým složením pohledů ze všech kamer [36] vznikne 3D obraz [35].



Obr. 5.28: Výstup ze systému VICON [36]

Ze záznamu (Obr. 5.28) lze zpětně graficky prezentovat polohy, úhlové rychlosti a zrychlení jednotlivých kloubů a končetin (**Příloha 4**). Tyto informace slouží pro hodnocení kinematiky a poskytují komplexní pohled na celý pohybový aparát lidského těla. Jsou zdrojem cenných poznatků při konstrukci protéz.

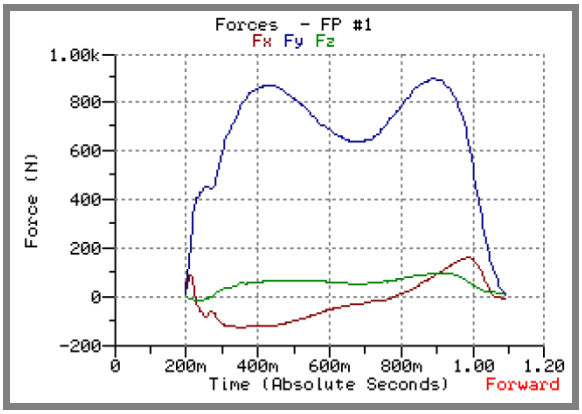
5.9.3 Silové desky

K určení výsledných stykových sil (angl. ground reaction force - GRF) mezi chodidlem a podložkou se využívá tzv. silových desek (angl. force plates). Pomocí těchto desek je možné určit složky (velikost i směr) výsledné stykové síly ve směru vertikálním, ve směrech AP a ML, momenty v těchto směrech a centrum tlaku.

Desky lze rozdělit dle použité technologie měření [37]:

- pomocí tenzometrů
- využití piezoelektrického jevu
- princip piezorezistivního jevu
- využití změny kapacity

Např. firma Kistler využívá pro svoje desky piezoelektrických snímačů, které jsou umístěny v rozích mezi dvěma deskami. Signál z těchto snímačů je veden do zesilovače a následně digitalizován. Desky je možné využít pro měření ve stoji, při chůzi i pro měření při sportovních aktivitách.

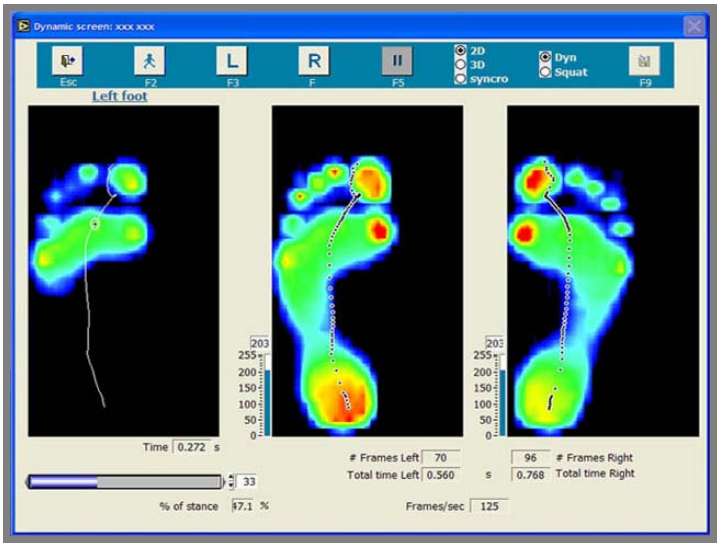


Obr. 5.29: Průběhy složek sil ve stojné fázi kroku [16]

Firma AMTI využívá pro měření soustavy foliových tenzometrů umístěných do rohů desky. Tenzometry jsou zapojeny do Wheatstonova mostu. Most obsahuje osm nebo více tenzometrů. Celkové zapojení má na výstupu tři napětí odpovídající složkám VSS a tři napětí odpovídající momentům [39]. Signál je pro další zpracování digitalizován.
Podobné řešení využívá i firma Bertec Corporation. Deska se skládá z tenzometrů, digitálního zesilovače signálu, vše integrované do konstrukce desky [40]. Další informace lze získat v [38].

5.9.4 Tlakové desky

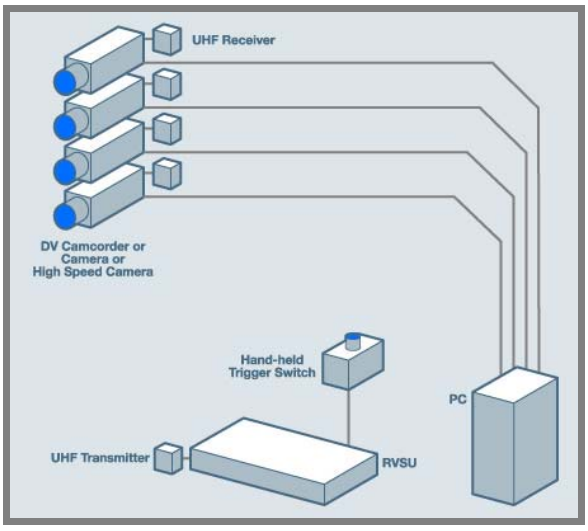
Měření se odborně nazývá počítačová pedobarografie. Pro účely vyšetření rozložení tlaku mezi chodidlem a podložkou jsou používány tlakové desky. Pracují většinou na principu piezoelektrických krystalů. Příkladem tzv. podobarometrické desky může být deska RS SCAN firmy RSscan INTERNATIONAL (Obr. 5.30). Zařízení lze využít pro měření rovnováhy i pro měření při chůzi. V této práci není zařízení využito, proto je o této technologii pojednáno stručně.



Obr. 5.30: Zobrazení rozložení tlaků na desce RS SCAN [29]

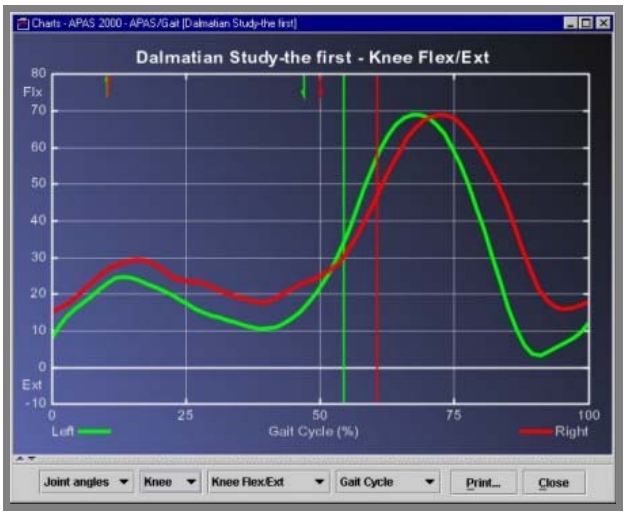
5.9.5 Analýza kinematiky - video based tracking

Metoda může a nemusí využívat reflexních trekovacích bodů. Pro zlepšení analýzy obrazu a trekování se mohou použít např. gumové značky, které se nalepí na pacientovo tělo do předem daných míst. Specializovaný software zpracovává videozáznam pořízený digitální nebo analogovou kamerou. 3D záznam je složen ze záznamu více kamer. V programu se definují body, které má analýza sledovat v průběhu celého záznamu. S výhodou se zde uplatní značky. Tento systém je možné využít ve venkovních prostorách a v některých případech odpadá nutnost použití jakýchkoliv prvků na těle sledované osoby. Jedním ze systémů, fungujících na tomto principu je např. Vicon Motus. Systém podporuje obě technologie 3D analýzy pohybu, jak optické trekování, tak video-based systémy.



Obr. 5.31: Systém Vicon Motus [31]

V této práci byl využit profesionální video-based systém APAS pro 3D analýzu pohybu (Obr. 5.32).



Obr. 5.32: Výstup z analýzy pohybu systému APAS, flexe a extenze v koleně [30]

6 NÁVRH METODICKÉHO PŘÍSTUPU

Práce je zaměřena na experimentální zjišťování mechanického chování transtibiální protézy a na posouzení vlivu nastavení protézy na pacienta. Tyto údaje lze získat pouze měřením na konkrétním pacientovi.

Mechanické vlastnosti protézy lze získat různými způsoby měření. Pro tento konkrétní případ byly zvoleny tři metody.

- Metoda měření přetvoření přímo na trubkovém adaptéru protézy.

Konstrukce protézy poskytuje poměrně dostatek místa k nalepení tenzometrů. Snímány byly přetvoření od zatížení ohybem (ve dvou směrech), krutem a tahem-tlakem. Na základě naměřených přetvoření lze poměrně snadno stanovit napětí.

- Měření výsledné stykové síly mezi chodidlem a podložkou.

Přetvoření měřená na protéze jsou vyvolána působením vnější síly, v tomto případě působením chodidla na podložku. Složky výsledné stykové síly lze zaznamenat pomocí silových (tenzometrických) desek.

- Měření kinematických veličin kamerovým trekovacím systémem.

Pro hodnocení kinematiky pacienta bude využit kamerový trekovací systém. Systém umožňuje vyhodnotit polohu vyznačených bodů v čase a určit další parametry: úhly v kloubech, rychlost a zrychlení atd.

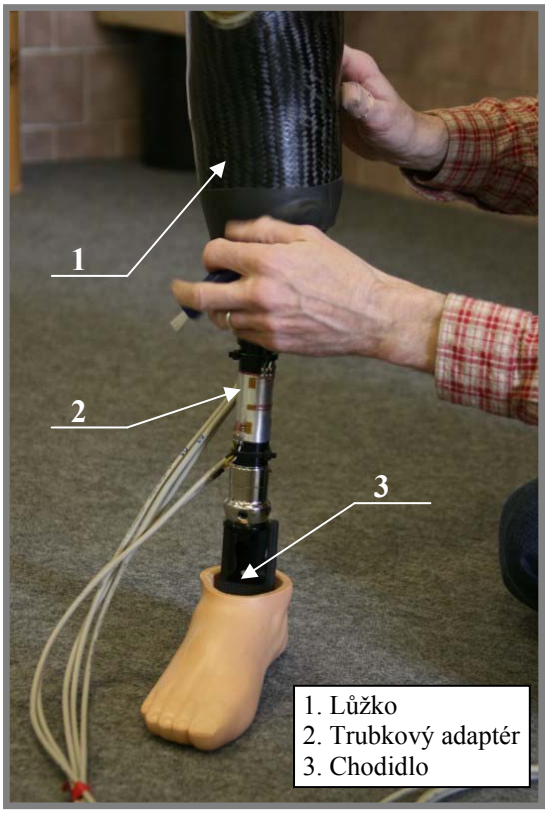
Časová osnova experimentů

1. Seznámení s experimentálním vybavením a technickými vlastnostmi
2. Sestavení měřicího řetězce a ověření jeho funkce v laboratorních podmínkách.
3. Získání prvotních zkušeností s měřením s pacientem a ověření laboratorního experimentu.
4. Realizace komplexního měření.
5. Vyhodnocení výsledků.

7 POPIS SOUSTAVY, NA KTERÉ JE PROBLÉM ŘEŠEN

Protéza

Všechna měření byla realizována na jednom typu transtibiální protézy (Obr. 7.1) a se stejným pacientem. Protéza se skládá z lůžka, trubkového adaptéru, spojovacích adaptérů a chodidla. Lůžko bylo unikátně vyrobeno pro konkrétního pacienta a je pacientem běžně používáno. Trubkový adaptér je vyroben z materiálu AlCu4Mg ČSN 424201 (Ekvivalent EN: AW-2017A) a je délkově přizpůsoben pacientovi. Chodidlo je výrobkem firmy Ossur typu Sure-Flex.



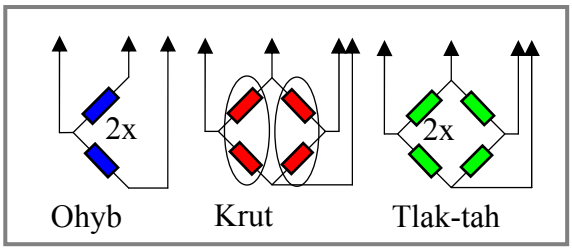
Obr. 7.1: Měřená transtibiální protéza

Pacient

Pacient přistupoval k měření pozitivně, byl ochotný spolupracovat a vycházel realizačnímu týmu vstříc. Pacient žije aktivním způsobem života a používá, s ohledem na jeho povolání, protézu jiného typu. Věk pacienta byl v době měření 32 let. Hmotnost pacienta byla 80 kg.

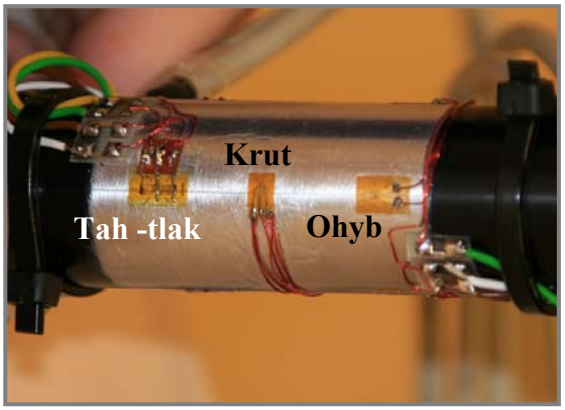
Tenzometry

Na trubkový adaptér protézy byly nalepeny tenzometry (Obr. 7.3) pro měření přetvoření od namáhání ohybem, krutem a tahem-tlakem. Přetvoření od namáhání ohybem bylo měřeno celkem čtyřmi tenzometry (Obr. 7.2) rozmístěnými po obvodu trubky po 90 stupních a zapojenými po dvojicích do polovičního mostu. Tenzometry ve dvojici byly nalepeny na opačné straně trubkového adaptéru. Bylo tak možné měřit ohyb ve dvou rovinách.



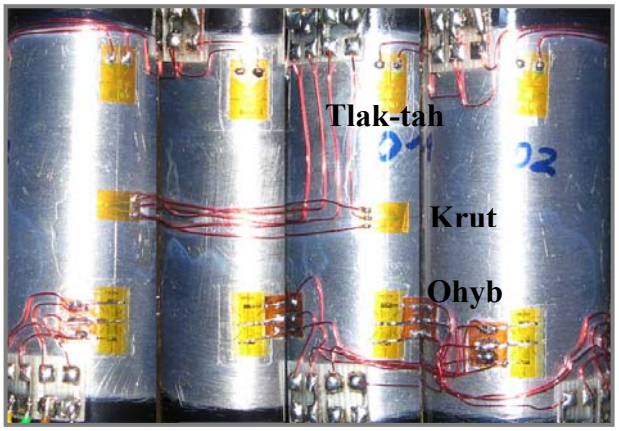
Obr. 7.2: Čtyři tenzometry zapojené do plného mostu

Tenzometry pro měření přetvoření od namáhání v krutu jsou zapojeny do plného mostu. Jedná se o dva dvojité tenzometry umístěné na opačných stranách trubky o 180 stupňů.



Obr. 7.3: Náhled rozmístění tenzometrů na trubkovém adaptéru protézy

V případě měření přetvoření od tlaku se jedná o čtyři dvojité tenzometry. Tenzometry jsou po 90 stupních rozmístěny okolo trubky. Vždy dva protější tenzometry jsou zapojeny do plného mostu. Komplexnější pohled na tenzometry na Obr. 7.4.



Obr. 7.4: Rozmístění tenzometrů na adaptéru (složeno z fotografií ze čtyř stran)

8 REALIZACE EXPERIMENTŮ A INTERPRETACE ZÍSKANÝCH VÝSLEDKŮ

Cíl měření
Cílem této stěžejní kapitoly je popsat měření provedená na transtibiální protéze. Jedná se především o měření přípravná, ověření měřicího řetězce, měření přetvoření na zařízení ZWICK Z020 a měření na pacientovi s využitím tenzometrických desek a kamerového systému.

Provedené experimenty:
Experiment 1 - Měření stability a chůze, úvodní měření (kap. 8.1).
Experiment 2 - Přípravné tenzometrické měření (kap. 8.2).
Experiment 3 - Měření přetvoření na tr. adaptéru protézy s pacientem (kap. 8.3).
Experiment 4 - Komplexní měření (kap. 8.4).

Frekventované pojmy
AP - Anterior-posterior (antero-posteriorní); směr pohybu předozadní
ML - Medial-lateral; směr pohybu do stran
GRF - Ground Reaction Force (výsledná styková síla mezi podložkou a chodidlem)

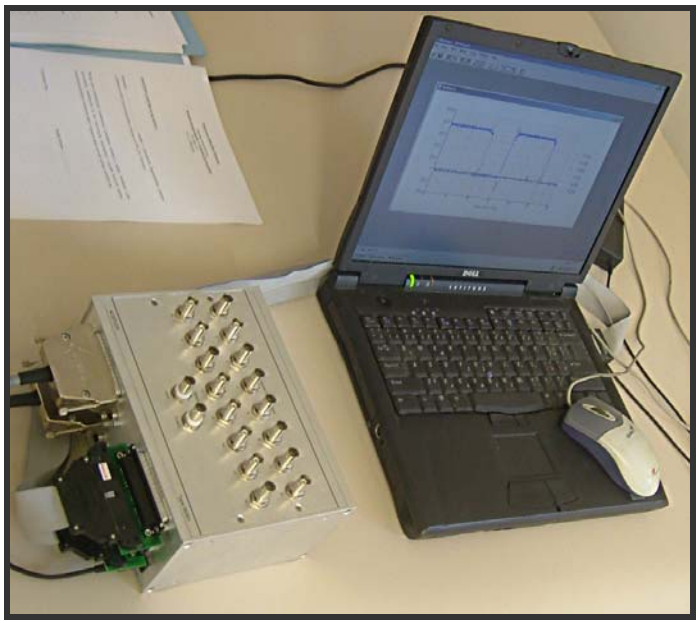
8.1 Měření stability a chůze, úvodní měření

Cíle měření
Cílem měření bylo posouzení reakce pacienta na protézu dolní končetiny před a po rehabilitaci. Měření bylo realizováno při chůzi a v přímém stoji.

Pro tuto disertační práci bylo cílem měření seznámení s měřicí technikou, získání představy o náročnosti měření a nalezení postupu synchronizace měření mezi jednotlivými měřicími kartami. Měření bylo realizováno v prostorách firmy ING Corporation na třech pacientech s transtibiální protézou dolní končetiny a poskytlo cenné informace, které byly využity při komplexní analýze chůze.

8.1.1 Měřicí soustava pro analýzu výsledné stykové síly (GRF) od podložky

1. Tenzometrické desky Kistler 9286A
2. Signálový modul Kistler 5606A (Obr. 8.1)
3. Notebook s dvěma kartami rozhraní PCMCIA
4. Kabeláž



Obr. 8.1: Signálový modul a notebook se softwarem

8.1.2 Měřicí soustava chůze ve 2D

1. Digitální videokamera
2. Notebook
3. Software KineView

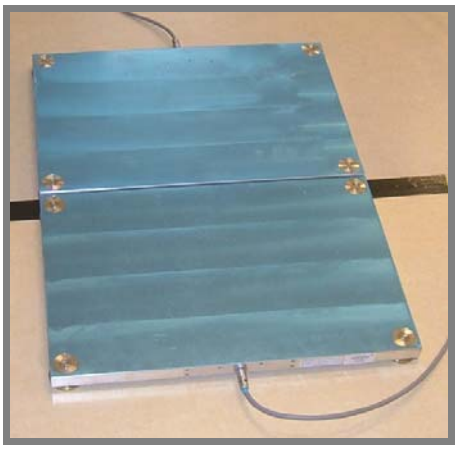
Obr. 8.2: Systém firmy Kine [34]

8.1.3 Software KineView

Pro analýzu chůze ve 2D byl použit program KineView 3.1 islandské firmy Kine, běžící na platformě Windows. Je využíván převážně v oblasti analýz pohybu, rehabilitací, ergonomie, neurologických studií nebo pro výuku. Program zpracovává videosignál z kamery, která snímá pohyb figuranta nebo pacienta. Pro vyhodnocení kinematiky jsou v určených místech (nejčastěji klouby) na pacientovi aplikovány reflexní značky. Systém nejprve zaznamená pohyb do videosouboru a ten je následně editován. KineView umožňuje měřit pozici, vzdálenost, úhly, čas, automaticky nebo manuálně trekovat, prezentovat data a výsledky apod. Celý systém funguje na běžném počítačovém vybavení.

Tabulka 8.1: Specifikace tenzometrické desky [32]

Specifications			**Type 9286A**
Model			**mobile**
Calibration			**calibrated**
Measuring Range	**Fx, Fy**	**kN**	**±2.5**
	Fz	**kN**	**0...10**
Sensitivity	**Fx, Fy**	**pC/N**	**-7.8**
	Fz	**pC/N**	**-3.5**
Natural Frequency	**fnx, fny**	**kHz**	**≈0.35**
	fnz	**kHz**	**≈0.2**
Operating temperature range		**°C**	**0...60**
Length		**mm**	**600**
Width		**mm**	**400**
Height		**mm**	**35**
Connection			**Fischer 9 pol. neg.**
Sealing			**IP63**
Mass		**kg**	**17.5**

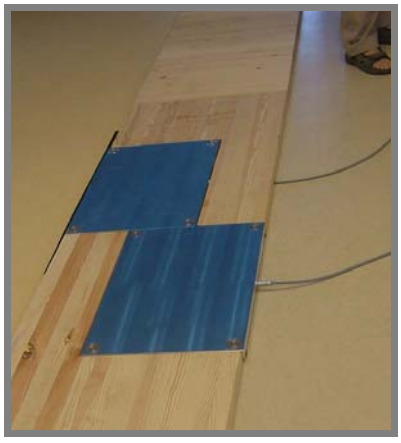


Obr. 8.3: Tenzometrické desky sestavené pro měření stability

8.1.4 Průběh měření

Nejprve bylo realizováno **měření stability**. Tenzometrické desky byly sestaveny vedle sebe (Obr. 8.3). Pacienti se snažili během měření stát na obou končetinách. Měření ukázalo rozložení (poměr) zatížení mezi protézou a zdravou končetinou.

Následně bylo realizováno **měření chůze**. Tenzometrické desky byly zasazeny do dřevěné dráhy v upořádání na Obr. 8.4. Pacienti realizovali opakovaně chůzi po připravené dráze. Záznam byl veden do signálového modulu.



Obr. 8.4: Tenzometrické desky Kistler 9286A sestavené pro měření chůze

Závěr měření

Výstupem měření byly výsledné stykové síly od podložky ve třech osách. Naměřené hodnoty byly po zpracování porovnány s předchozím měřením a vyhodnoceny. Konkrétní hodnoty jsou součástí jiné odborné práce na Katedře biomechaniky a technické kybernetiky FTK UP v Olomouci. Pro účely této disertační práce přineslo měření jasnou představu o náročnosti měření, podmínkách, technickém vybavení a softwarových možnostech.

8.2 Přípravné tenzometrické měření

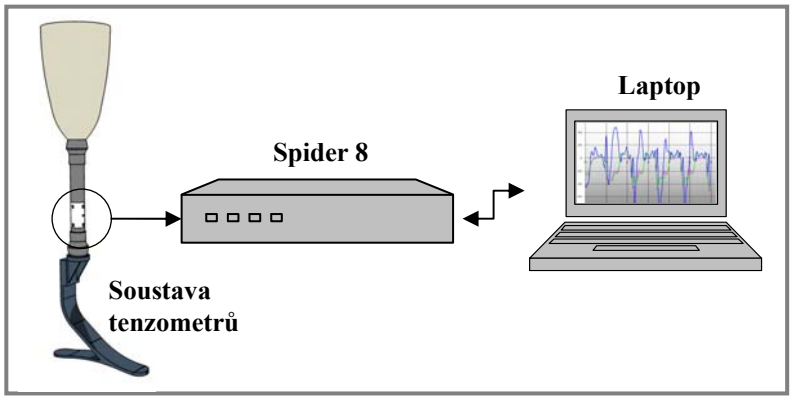
Cíle měření
Cílem tohoto experimentu bylo především ověřit měřicí řetězec a získat základní představu o průběhu zatěžování a namáhání trubkového adaptéru, tedy určit průběhy přetvoření na adaptéru protézy v různých režimech zatěžování.
Měření mělo přípravný charakter na plánovaný komplexní experiment, jehož cílem bude souhrnná analýza kinematických veličin, výsledných stykových sil od podložky a přetvoření na samotné protéze.

Pozn.: Všechna přetvoření od základních druhů namáhání (tlak, ohyb, krut) jsou vyhodnocována pouze v osovém směru trubkového adaptéru.

8.2.1 Zvolená metodika a postup řešení
Pro řešení daného problému bylo zvoleno experimentální modelování. Elektrickou metodou s využitím odporových tenzometrických snímačů byla vyšetřována délková přetvoření na vybrané komponentě protézy.
Vzhledem k tomu, že experiment měl přípravný charakter, bylo při měření postupováno podle následujícího scénáře:

1. Ověření měřicího řetězce na zkušebním stroji ZWICK Z020.
2. Ověření naměřených hodnot analytickým řešením.
3. Zatěžování protézy v reálných podmínkách, tj. měření na protéze konkrétního pacienta

8.2.2 Měřicí řetězec
Měřicí řetězec (Obr. 8.5) se skládá ze soustavy tenzometrů nalepených na trubkovém adaptéru (Obr. 8.18), osmikanálové měřicí karty Spider 8, laptopu se softwarem Beam Spider a kabeláže. Tenzometry umožňují měřit délková přetvoření od namáhání v tlaku, ohybu a krutu (popis v kapitole 8). Signál z tenzometrů byl veden do osmikanálové měřicí karty Spider 8. Vzorkovací frekvence byla nastavena na 300 Hz. Prezentace měřených hodnot byla realizována prostřednictvím laptopu a ovládacího softwaru Beam Spider.



Obr. 8.5: Měřicí řetězec

8.2.3 Měření na zkušebním stroji ZWICK Z020

Pro základní ověření správné funkčnosti zapojení a kontrolu měřicího řetězce včetně software bylo provedeno měření na zkušebním stroji ZWICK Z020 (Obr. 8.6). Toto zařízení je mechanický, počítačem řízený zkušební stroj pro zkoušky v tlakové i v tahové oblasti. Zařízení je vybaveno počítačem a obslužným softwarem testXpert. Maximální hodnota zatížení je 20 kN. Stroj je vybaven snímačem prodloužení Multisens s přesností 0,1 mikrometrů. Trubkový adaptér protézy byl upnut v horní a dolní čelisti přes ocelové kuličky (Obr. 8.7). Takto bylo zajištěno, že se zatížení přenese na čela adaptéru rovnoměrně a tím se na dané rozlišovací úrovni nejlépe zajistí zatížení adaptéru prostým tlakem a eliminuje se zatížení způsobující přídavný ohyb a krut. Na horní konec trubkového adaptéru byla upnuta duralová a na dolní konec ocelová spojka. Obě spojky redukovaly vznik otlačení na konci trubkového adaptéru.

Obr. 8.6: Měřicí zařízení ZWICK Z020

Protéza byla zatěžována axiální silou o hodnotě 800N. Data z tenzometrů byla snímána zařízením Spider. Pro dané zatížení byla z příslušných tenzometrů odečtena hodnota přetvoření. Analytické řešení potvrdilo tuto hodnotu s dostatečnou shodou. Správná funkce dalších tenzometrů byla ověřena manuálním zatěžováním (ručně obsluhou), neboť ověření ve zkušebním stroji by vyžadovalo konstrukci speciálního přípravku umožňujícího zatěžovat adaptér ohybem a krutem.

Obr. 8.7: Upnutí adaptéru

8.2.4 Měření na zkušebním stroji ZWICK Z020 v režimu našlápnutí na patu

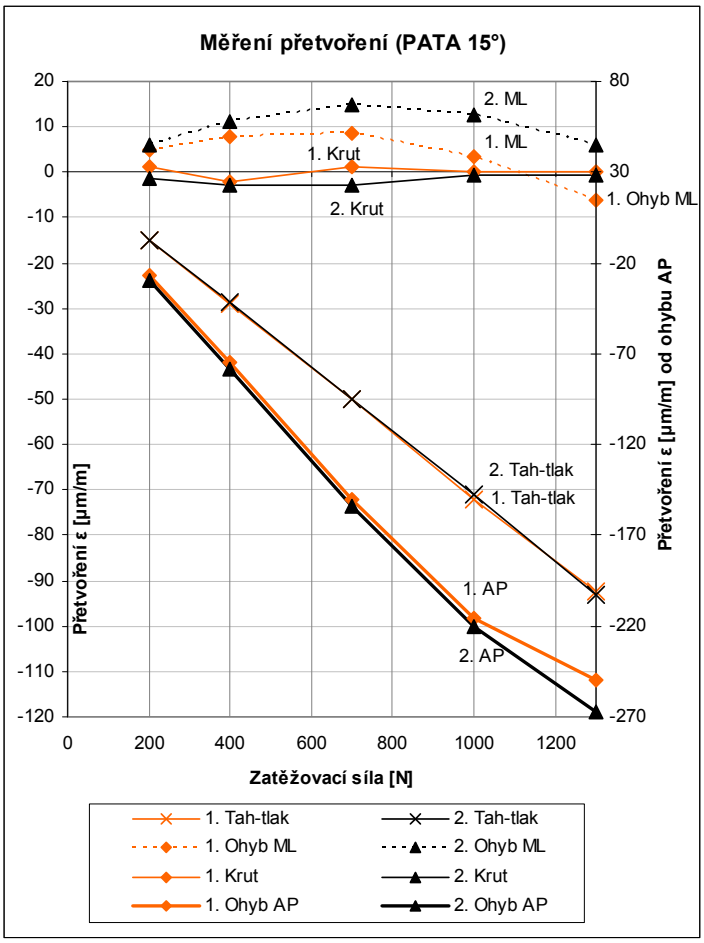
Pro účel komparace bylo provedeno měření na zařízení ZWICK. Protéza byla upnuta pomocí vyrobeného přípravku do sklíčidla pod úhlem 15 stupňů od vertikální osy upínací hlavy (Obr. 8.8). Tento způsob upnutí charakterizuje stav nášlapu na patu při chůzi. Pro účely měření byly vyrobeny jednoduché přípravky pro úhlové upnutí protézy.

Obr. 8.8: Měření přetvoření na patě chodidla protézy na zařízení ZWICK Z020

Měření na patě proběhlo dvakrát po sobě pro sérii pěti hodnot zatěžující síly (200N, 400N, 700N, 1000N, 1300N). Mezi každým měřením byla protéza vyjmuta ze

sklíčidla a byl demontován připojovací adaptér. Následně byla protéza smontována a znovu upnuta do stroje.

Měření prokázalo funkci všech tenzometrů, nejvyšší hodnoty přetvoření byly naměřeny od ohybu AP (předo-zadní směr). Nezanedbatelné hodnoty přetvoření byly zjištěny od zatížení v tlaku (Obr. 8.9: Měření přetvoření na patě chodidla protézy). Přehled naměřených hodnot přetvoření je uveden v Tabulka 8.2.



Obr. 8.9: Měření přetvoření na patě chodidla protézy

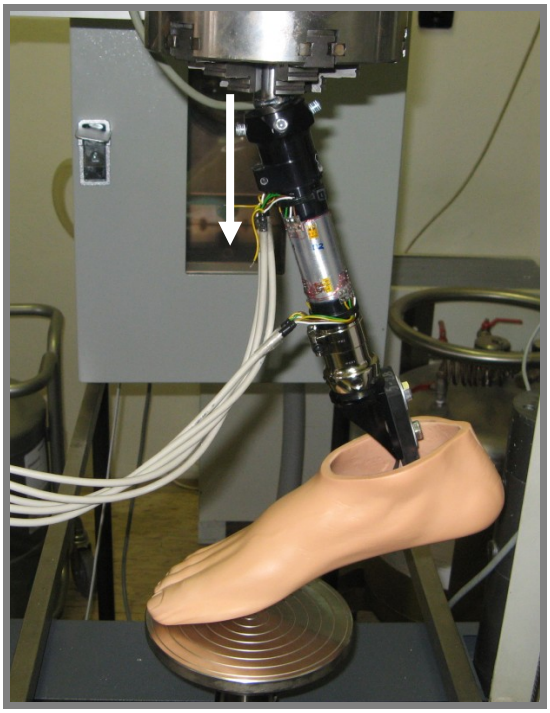
Tabulka 8.2: Hodnoty přetvoření získané měřením na patě protézy

PATA - měření 1 a 2						
F[N] ZWICK	Přetvoření Tah-tlak [µm/m]	Přetvoření od osové složky působící síly 1 [µm/m]	Přetvoření od osové složky působící síly 2 [µm/m]	Přetvoření od ohybu AP [µm/m]	Přetvoření od ohybu ML [µm/m]	Přetvoření od krutu [µm/m]
200	-15	-15	-15	-18	17	-3
	-15	-15	-15	-27	5	1,3
400	-29	-29	-29	-60	30	-5
	-29	-29	-29	-75	8	-2
700	-51	-51	-51	-118	39	-5
	-50	-51	-49	-150	8,5	1,2
1000	-74	-71	-75	-175	41	-5
	-72	-74	-70	-216	3,5	0,1
1300	-94,5	-97	-92	-212	37	-4
	-92,5	-95	-90	-250	-6	0,2

8.2.5 Měření v režimu odrazu ze špičky

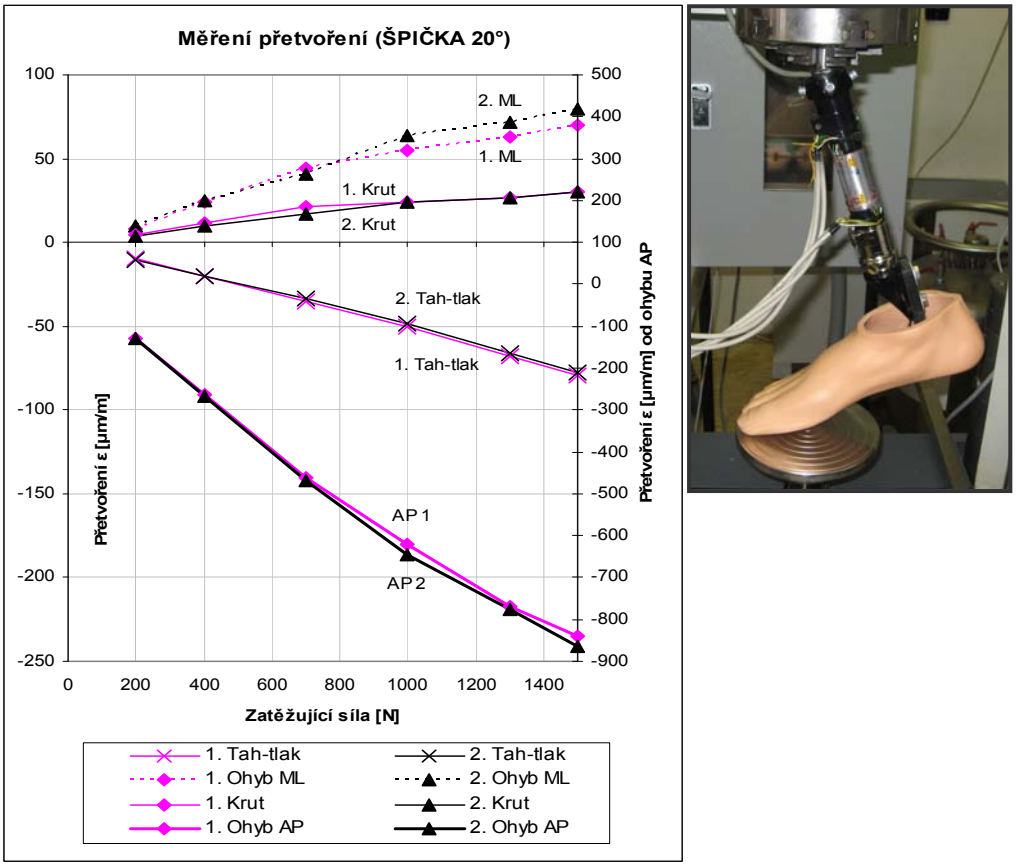
Měření na špičce chodidla proběhlo, jako v předešlém případě, dvakrát po sobě pro sérii šesti hodnot zatěžující síly (200N, 400N, 700N, 1000N, 1300N, 1500N). Protéza byla upnuta pod úhlem 20° od svislé osy (Obr. 8.10). Mezi každým měřením byla protéza vyjmuta ze sklíčidla a byl demontován připojovací adaptér. Následně byla protéza sestavena a znovu upnuta do stroje. Tento způsob přípravy zahrnul do měření lidský faktor nepřesného nastavení, což prokázalo i měření např. na hodnotách přetvoření od ohybu ML.

Nejvyšší hodnoty byly zjištěny od namáhání v ohybu ve směru AP a od namáhání v tlaku.



Obr. 8.10: Upnutí protézy v režimu měření na špičce chodidla

Při měření se objevily i hodnoty přetvoření od ohybu ve směru kolmém na chůzi (ML ohyb). To lze přiřknout nepřesnému upnutí protézy a celkovému provedení. Výrazněji se ML ohyb projevuje při měření na špičce chodidla. Při měření na patě došlo při vyšších hodnotách zatížení ke změně směru ohybu (Obr. 8.9).



Obr. 8.11: Měření přetvoření na špičce chodidla protézy

Tabulka 8.3: Hodnoty přetvoření získané měřením na špičce protézy

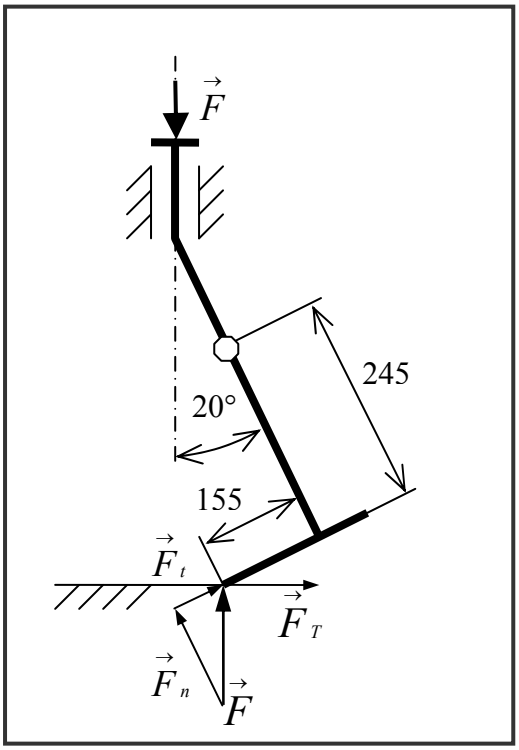
Špička - měření 1 a 2						
F[N] ZWICK	**Přetvoření Tah-tlak [µm/m]**	**Přetvoření od osové složky působící síly 1 [µm/m]**	**Přetvoření od osové složky působící síly 2 [µm/m]**	**Přetvoření od ohybu AP [µm/m]**	**Přetvoření od ohybu ML [µm/m]**	**Přetvoření od krutu [µm/m]**
200	-10	-7	-13	-130	8	4,5
	-10,5	-7	-14	-128	10	4
400	-20,5	-12	-29	-264	24	12
	-20,3	-9,5	-31	-268	25	9,6
700	-35	-19	-51	-460	44	21
	-33,5	-17	-50	-470	41	17
1000	-50,5	-32	-69	-620	55	24
	-48,5	-30	-67	-647	64	24
1300	-67,5	-47	-88	-769	63	27
	-66	-47	-85	-777	72	27
1500	-79	-59	-99	-839	70	30
	-77,5	-60	-95	-865	80	30

8.2.6 Porovnání s analytickým výpočtem

Protéza je obecně vystavena kombinovanému namáhání. Pro ověření měřicího řetězce a porovnání s naměřenými hodnotami přetvoření bude realizováno namáhání pouze v rovině AP. V modelovaných stavech je pro výpočet uvažováno pouze zatěžování tlakem a ohybem v jedné rovině. Krut a ohyb v rovině ML není možné analyticky řešit.

Výslednou stykovou sílu (GRF) od podložky lze rozložit na složku normálovou (F_n) a tečnou složku (F_t). Při zatěžování vzniká i třecí složka síly F_T.
Výsledné normálové napětí σ v bodě příčného průřezu je dáno součtem normálových napětí od prostého tlaku σ_n a prostého ohybu σ_o.

Kontrolní výpočet je proveden pro hodnotu zatěžující síly F=700N. Příčný průřez trubkového adaptéru je mezikruží s vnějším průměrem D = 30 mm a vnitřním průměrem d = 25,9 mm. Pozice tenzometru na trubkovém adaptéru je naznačena na Obr. 7.3. Součinitel tření byl zvolen f=0,04. Modul pružnosti E byl zvolen dle [45].



Obr. 8.12: Silové působení na protézu v režimu odrazu ze špičky

Výpočet byl proveden v matematickém softwaru Mathcad a je postaven na obecně známých vztazích:

$$\sigma_o = \frac{M_o}{W_o} \qquad M_o = F \cdot l$$

$$\varepsilon = \frac{\sigma}{E} \qquad \sigma = \frac{F}{S}$$

$F := 700N \quad f_s := 0.04 \quad E := 0.7 \cdot 10^5 MPa \quad l_1 := 155mm \quad l_2 := 245mm \quad D := 30mm \quad d := 25.9mm$

$$S := \frac{\pi \cdot \left(D^2 - d^2\right)}{4} = \frac{\pi \cdot \left[(30 \cdot mm)^2 - (25.9 \cdot mm)^2\right]}{4} \qquad S = 1.8 \times 10^{-4} m^2$$

$$W_o := \left(\frac{\pi}{32}\right) \cdot \left(\frac{D^4 - d^4}{D}\right) = \frac{\pi}{32} \cdot \frac{(30 \cdot mm)^4 - (25.9 \cdot mm)^4}{30 \cdot mm} \qquad W_o = 1.178 \times 10^{-6} m^3$$

$$F_t := F \cdot \sin(20deg) = 700 \cdot N \cdot \sin(20 \cdot deg) \qquad F_t = 239.414N$$

$$F_n := F \cdot \cos(20deg) = 700 \cdot N \cdot \cos(20 \cdot deg) \qquad F_n = 657.785N$$

$$F_T := F \cdot f_s = 700 \cdot N \cdot 0.04 \qquad F_T = 28N$$

$$F_{Tn} := F_T \cdot \sin(20deg) = 700 \cdot N \cdot 0.04 \cdot \sin(20 \cdot deg) \qquad F_{Tn} = 9.577N$$

$$F_{Tt} := F_T \cdot \cos(20deg) = 700 \cdot N \cdot 0.04 \cdot \cos(20 \cdot deg) \qquad F_{Tt} = 26.311N$$

$$M_o := F_t \cdot l_2 - F_n \cdot l_1 + F_{Tn} \cdot l_1 + F_{Tt} \cdot l_2 \qquad M_o = -35.37N \cdot m$$

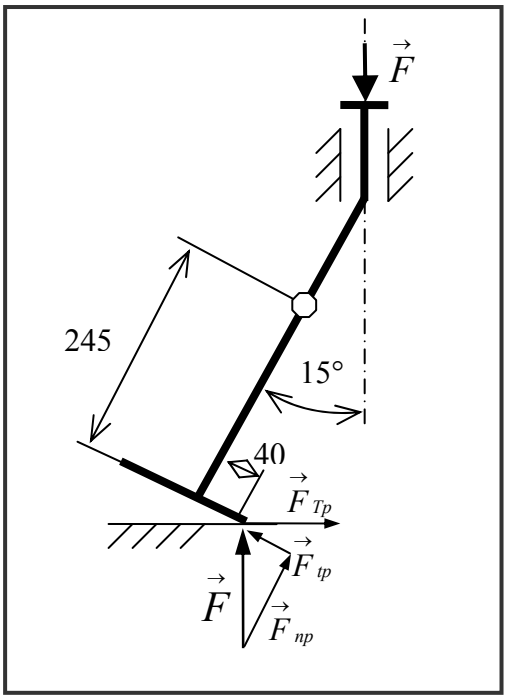
$$\sigma_o := \frac{M_o}{W_o} = \frac{F_t \cdot l_2 - F_n \cdot l_1 + F_{Tn} \cdot l_1 + F_{Tt} \cdot l_2}{W_o} \qquad \sigma_o = -30.021MPa$$

$$\sigma_n := \frac{F_n - F_{Tn}}{S} \qquad \sigma_n = 3.601MPa$$

$$\varepsilon_n := \frac{\sigma_n}{E} \qquad \varepsilon_n = 5.144 \times 10^{-5}$$

$$\varepsilon_o := \frac{\sigma_o}{E} \qquad \varepsilon_o = -4.289 \times 10^{-4}$$

Obr. 8.13: Výpočet v programu Mathcad pro režim zatěžování na špičce protézy



Obr. 8.14: Silové působení na protézu v pozici nášlapu na patu

$l_{1p} := 40mm$ $f_p := 0.04$ $F := 700N$ $E := 0.7 \cdot 10^5 MPa$

$F_{tp} := F \cdot \sin(15deg)$ $F_{tp} = 181.173N$

$F_{np} := F \cdot \cos(15deg)$ $F_{np} = 676.148N$

$F_{Tp} := F \cdot f_p$ $F_{Tp} = 28N$

$F_{Tpn} := F_{Tp} \cdot \sin(15deg) = F_{Tp} \cdot \sin(15 \cdot deg)$ $F_{Tpn} = 7.247N$

$F_{Tpt} := F_{Tp} \cdot \cos(15deg)$ $F_{Tpt} = 27.046N$

$M_{op} := F_{np} \cdot l_{1p} + F_{Tpn} \cdot l_{1p} + F_{Tpt} \cdot l_2 - F_{tp} \cdot l_2$ $M_{op} = -10.425N\,m$

$\sigma_{op} := \frac{M_{op}}{W_o}$ $\sigma_{op} = -8.849MPa$

$\varepsilon_{op} := \frac{\sigma_{op}}{E}$ $\varepsilon_{op} = -1.264 \times 10^{-4}$

$\sigma_{np} := \frac{F_{np} + F_{Tpn}}{S}$ $\sigma_{np} = 3.797MPa$

$\varepsilon_{np} := \frac{\sigma_{np}}{E}$ $\varepsilon_{np} = 5.424 \times 10^{-5}$

Obr. 8.15: Výpočet v programu Mathcad pro režim zatěžování na patě protézy

Tabulka 8.4: Porovnání naměřených a vypočtených hodnot přetvoření pro 700N

Hodnoty zjištěné experimentálně a výpočtem	Přetvoření tah-tlak [µm/m]	Přetvoření od ohybu AP [µm/m]
Vypočteno - pata	**54**	**-126**
Měření – pata	**51**	**134**
Vypočteno - špička	**51**	**-429**
Měření - špička	**34**	**465**

Kladné nebo záporné hodnoty přetvoření reprezentují směr namáhání trubkového adaptéru.

Závěr z měření

Analýzou naměřených výsledků se podařilo ověřit správnou funkcí zapojení tenzometrů a byla získána prvotní představa o hodnotách přetvoření při statickém zatěžování. Vybrané hodnoty přetvoření získané měřením byly porovnány s analytickým výpočtem. Odchylky naměřených a vypočtených hodnot jsou především způsobeny nedokonalým upnutím měřené soustavy do zkušebního stroje.

Další postup

Po ověření správné funkce měřicího řetězce bylo přistoupeno k měření přetvoření při reálných podmínkách zatěžování protézy přímo na pacientovi.

8.3 Měření přetvoření trubkového adaptéru protézy s pacientem

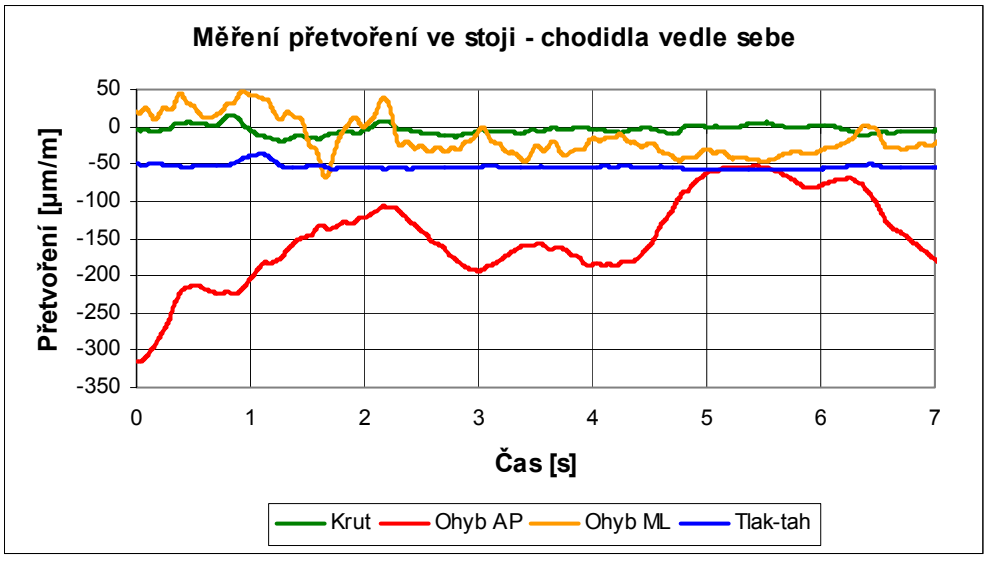
Cíle měření

Primárním cílem měření bylo získat referenční hodnoty a charaktery průběhů přetvoření na trubkovém adaptéru bércové protézy v různých režimech chůze a ověřit měřicí řetězec na pacientovi. Současně byl experiment pojat jako přípravný test na komplexní experiment (kap. 8.4).

Měření na pacientovi bylo realizováno v prostorách firmy ING corporation, s.r.o. – Ortopedická protetika Frýdek-Místek. Měření bylo umožněno díky modulární konstrukci protézy. Pacientova protéza byla nahrazena protézou s trubkovým adaptérem s nalepenými tenzometry. Pacient byl obsluhou měřicí soustavy poučen o scénáři měření, jenž obsahoval stoj na protéze, stoj na obou končetinách, přímou pomalou chůzi po rovině, pomalou chůzi po nakloněné rovině a chůzi ze schodů. Pacient vždy pro daný zátěžný stav prošel předem stanovený úsek, omezený délkou kabeláže. Měření bylo ve všech stavech 5krát opakováno. Pacientova hmotnost byla 80 kg.

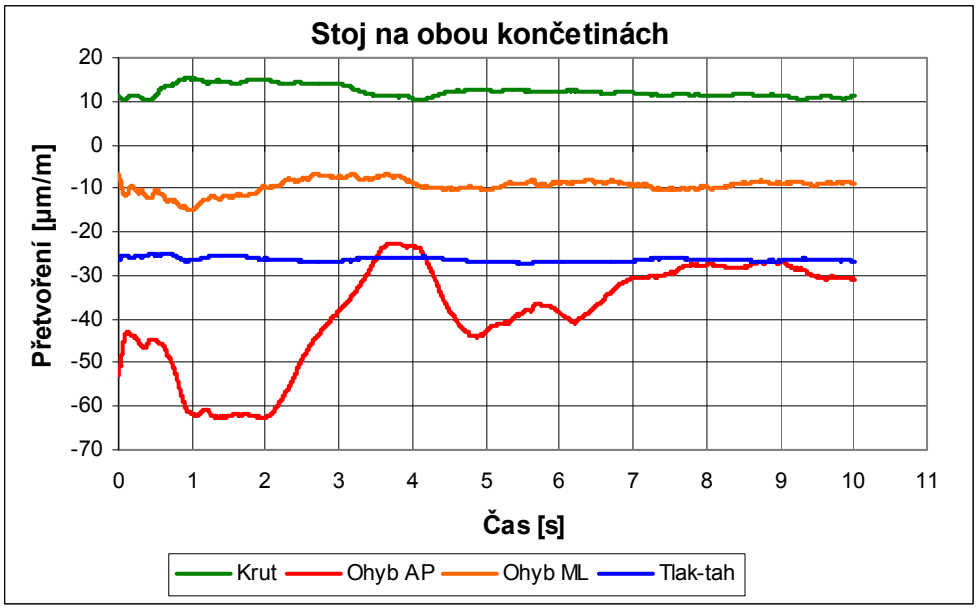
8.3.1 Měření 1 – stoj na protéze

Prvním základním měřením bylo měření stoje na protéze. Nejprve měl pacient obě končetiny vedle sebe. Pro udržení rovnováhy se rukou lehce dotýkal asistenta. Z grafu (Obr. 8.16) vyplývá, že v tomto postavení dolních končetin je pacient nucen udržovat rovnováhu spíše nakláněním, namáhání od zatížení krutem je takřka nulové, namáhání od zatížení tlakem konstantní, avšak namáhání od zatížení ohybem je dominantní. Měření ve stoji bylo realizováno především pro zjištění hodnot přetvoření od zatížení tlakem.



Obr. 8.16: Stoj na protéze, chodidla vedle sebe

Doplňkově byl změřen stav, ve kterém pacient stál na obou končetinách (Obr. 8.17). Z grafu je možné vysledovat poměrně vyrovnané charakteristiky přetvoření od namáhání krutem, tlakem a ohybem ML. Ohyb AP se v čase výrazně mění, což odpovídá potřebě pacienta vyrovnávat pohyb těžiště těla vpřed a vzad.



Obr. 8.17: Přetvoření měřená při stoji na obou končetinách (zdravá noha a protéza)

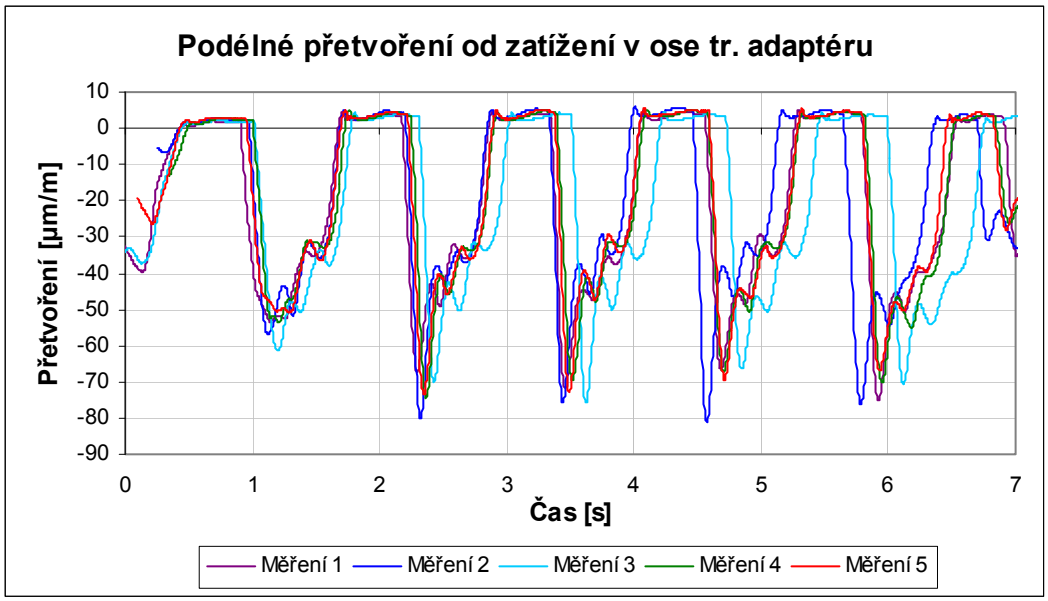
Výše uvedené průběhy přetvoření slouží jako referenční měření a mají vzhledem k práci spíše kvalitativní vypovídací hodnotu.

V průběhu klidného stoje se těžiště pohybuje dopředu a dotazu. Zde dochází k oscilaci kolem 1,5 Hz v rozsahu 1 až 2cm. Výkyvy se dají mj. zaznamenat pomocí stabilogramů, např. Romberfovým testem [1].

8.3.2 Měření 2 – přímá chůze po rovině

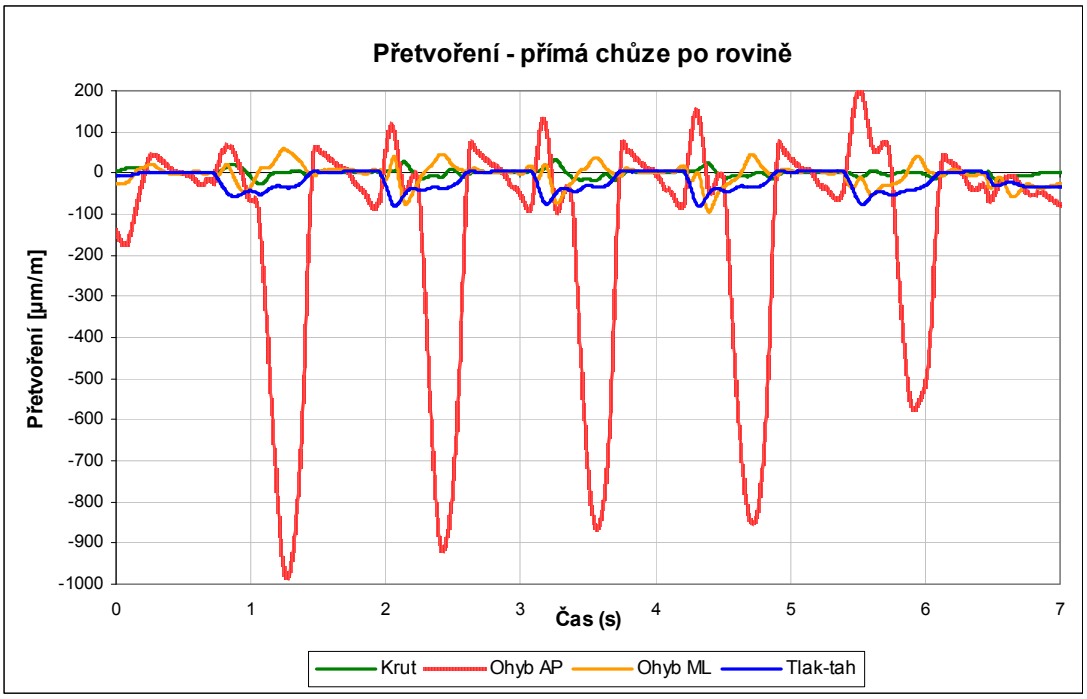
Pacient stál na obou končetinách (na zdravé končetině a protéze). Chůzi zahájil protézou. Po překročení hodnoty 5µm/m se automaticky spustilo měření. Měření bylo realizováno pětkrát po sobě. Celkový záznam je patrný na Obr. 8.19. Jedná se pouze o ilustrační zobrazení záznamu přetvoření od tlakového zatížení v ose adaptéru.

Obr. 8.18: Měření s pacientem



Obr. 8.19: Přetvoření v pěti měřeních

Pro jasnější představu bylo vybráno jedno reprezentativní měření. V grafu na (Obr. 8.20) jsou znázorněny průběhy přetvoření od zatížení krutem, tlakem a ohyby ve směru chůze (AP) a kolmo na směr chůze (ML). Nejvýznamnější je přetvoření od ohybu ve směru AP chůze. Maximální napětí v ohybu dosahují po přepočtení hodnot cca 60MPa.



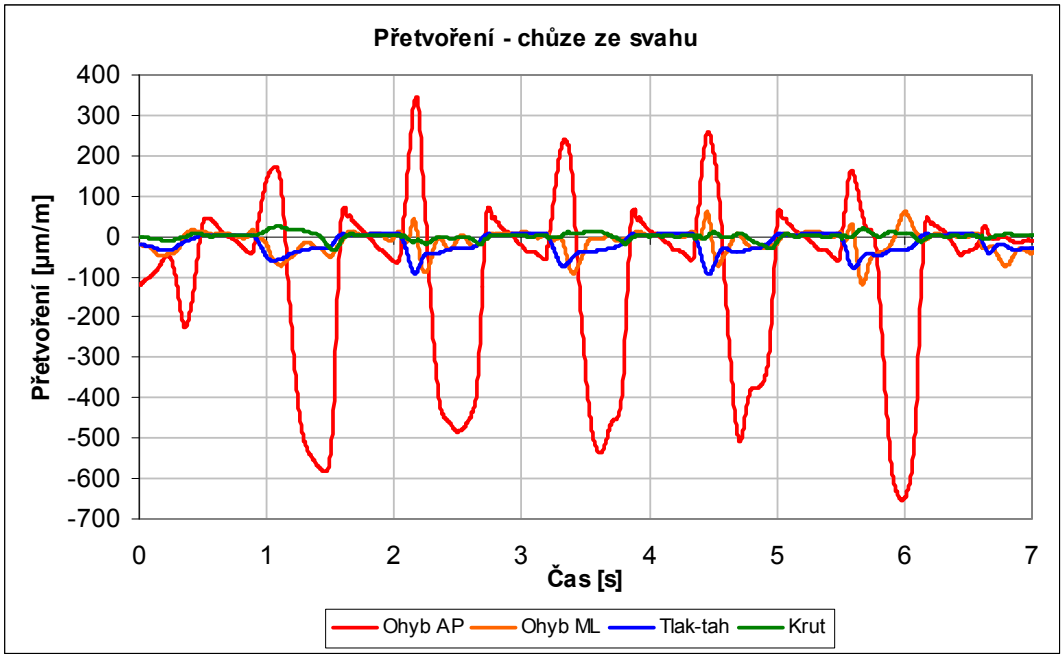
Obr. 8.20: Přetvoření při chůzi po rovině

Nulové hodnoty u přetvoření od zatížení tlakem charakterizují stav, kdy pacient přenáší zátěž na zdravou končetinu a protéza je odlehčena.

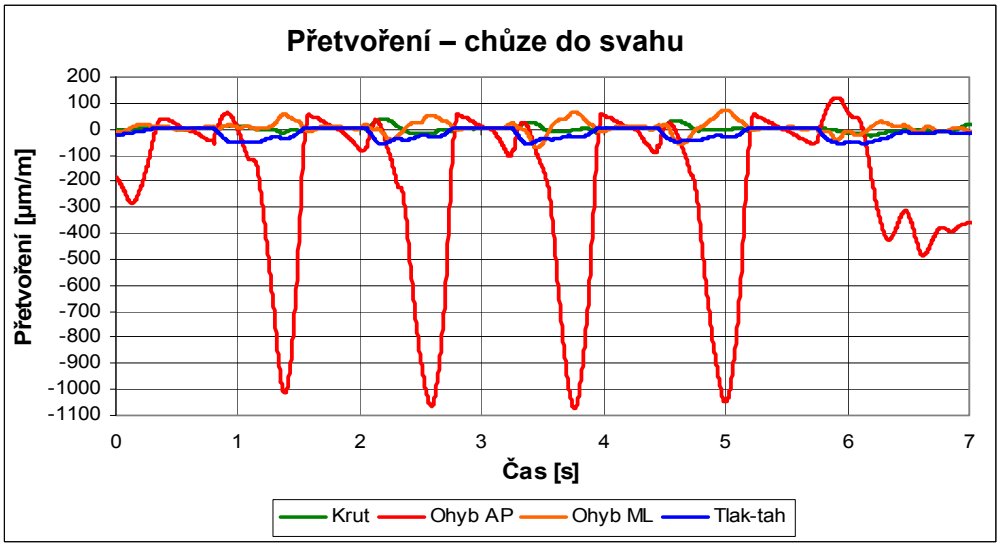
8.3.3 Měření 3 – chůze ze svahu

Stejně, jako v předchozím případě, bylo provedeno pět měření chůze po nakloněné rovině (chůze ze svahu a do svahu). Obr. 8.20 a

Obr. 8.22 ukazuje pouze jedno vybrané měření.



Obr. 8.21: Přetvoření při chůzi ze svahu

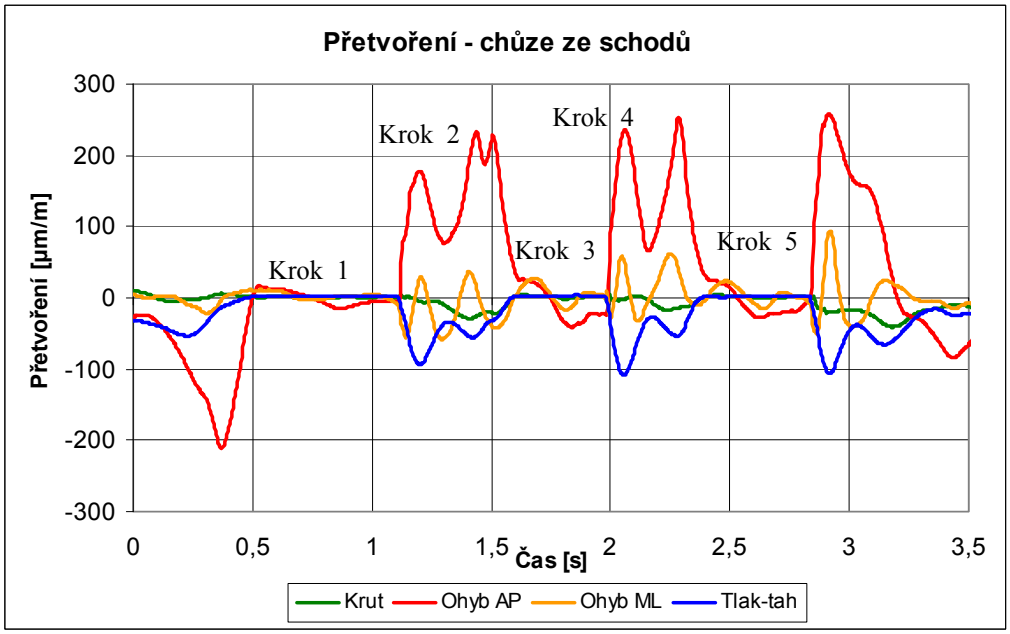


Obr. 8.22 Přetvoření pří chůzi do svahu

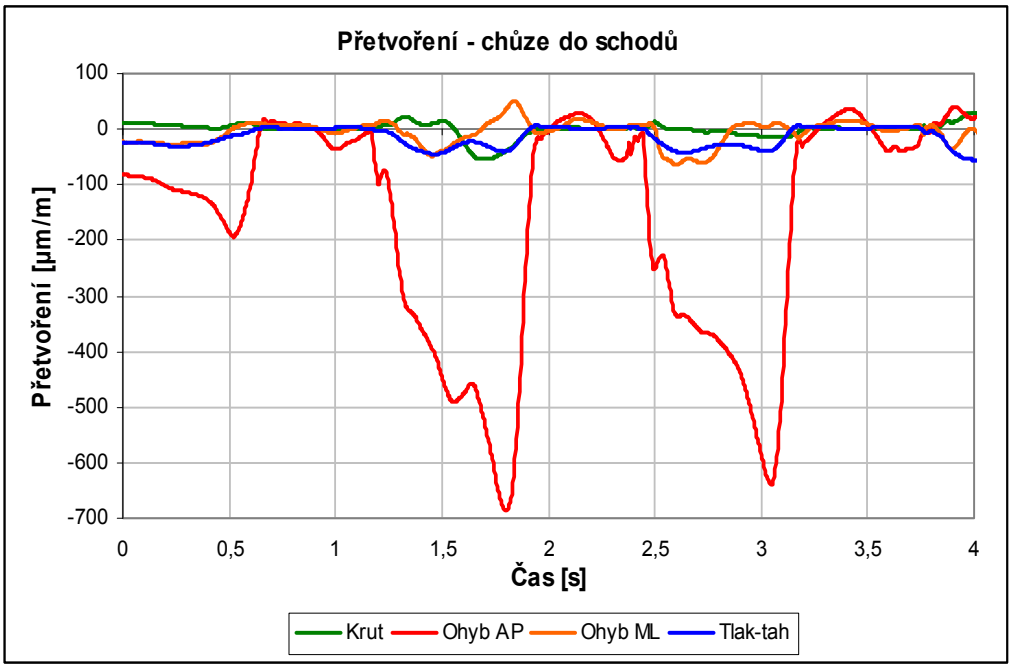
Při chůzi do svahu byly v daném místě protézy naměřeny vyšší hodnoty přetvoření od ohybu ve směru AP než v případě chůze ze svahu. Také je významný pokles přetvoření od tlakového zatížení v osovém směru trubkového adaptéru. Hodnota přetvoření se pohybuje kolem cca 50µm/m.

8.3.4 Měření 4 – chůze ze schodů

Měření bylo realizováno jako v předchozích případech opakovaně pětkrát po sobě na pěti schodech. Na grafu jsou vyznačeny jednotlivé kroky. Lichá čísla na následujícím obrázku představují stav, kdy pacient přenášel zátěž na zdravou končetinu. Sudá čísla u extrémů pak stav přenosu zátěže na protézu. Je patrné, že kromě tlakového zatížení se na deformaci podílí významně i zatížení od ohybu.



Obr. 8.23: Přetvoření při chůzi ze schodů



Obr. 8.24: Přetvoření při chůzi do schodů

8.3.5 Závěr měření

Stanovené cíle se podařilo splnit. Experiment umožnil získat referenční hodnoty přetvoření při různých režimech chůze s pacientem. Jak je patrné z grafu na Obr. 8.19, pacient šel při každé realizaci měření různou rychlostí. Proto se jednotlivá měření od sebe liší. S tím souvisí i změny v hodnotách přetvoření. Obecně lze říci, že se průběhy naměřených přetvoření pohybují v určitém pásu.

Analýzou naměřených výsledků se podařilo ověřit správnou funkci zapojení tenzometrů a byly získány cenné zkušenosti s náročností měření s pacientem, s technickými problémy, které se objevily při měření a problémy s následným zpracováním dat. Při zpracování výsledků byl odstraněn problém ovládacího softwaru měřicí karty, který ne vždy správně nuloval vstupní kanály.

Další postup

Pro komplexní analýzu časových průběhů odezvy protézy na zatížení je zapotřebí znát kinematické veličiny popisující polohy, rychlosti a zrychlení vymezených bodů na dolních končetinách a těle pacienta a velikost a směr zátěžných sil od podložky, tj. výsledných stykových sil mezi podložkou a nohou pacienta. Z tohoto důvodu byl naplánován experiment, ve kterém bylo společně s prezentovaným tenzometrickým měřením realizováno měřením na tenzometrických deskách a byly zjišťovány kinematické veličiny měřicím systémem pro zachycení pohybu.

8.4 Komplexní měření

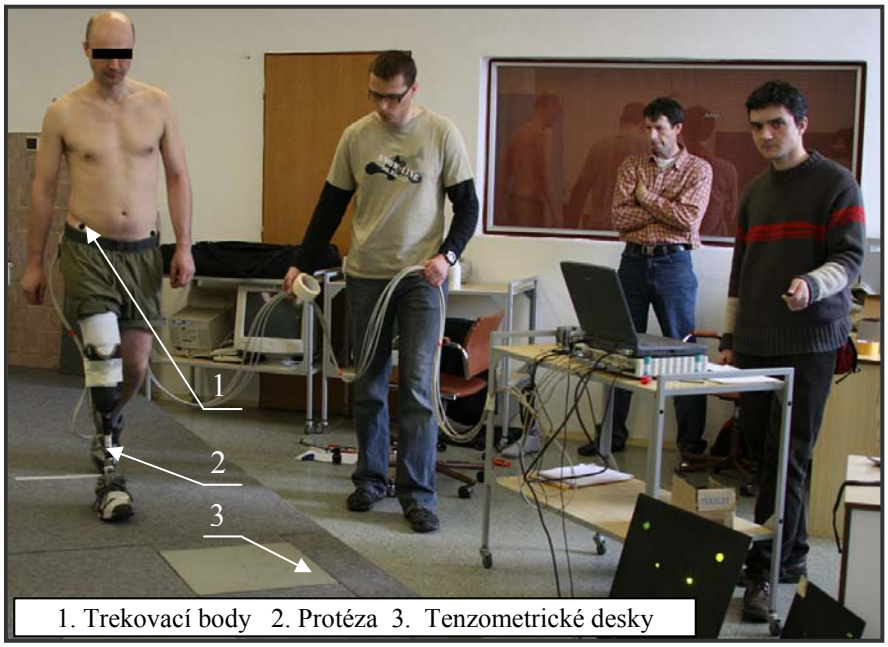
Cíl měření
Cílem měření bylo získat komplexní informace o charakteru zatěžování, odezvě zatěžování v trubkovém adaptéru transtibiální protézy a posouzení vlivu nastavení protézy na kinematiku pacienta.

Měřené veličiny
- Výsledná styková síla od podložky
- Přetvoření v trubkovém adaptéru protézy
- Kinematické veličiny získané trekováním bodů na pacientovi.

Měření bylo realizováno za podpory ING corporation, s.r.o. – Ortopedická protetika Frýdek-Místek a Katedry biomechaniky a technické kybernetiky na Fakultě tělesné kultury Palackého university v Olomouci.

8.4.1 Měřicí soustava
1. Měření přetvoření na trubkovém adaptéru protézy.
   - Skupina nalepených tenzometrů (viz. Obr. 7.4)
   - Měřicí karta Spider 8
   - PC se softwarem
   - Kabeláž
2. Měření silové výslednice (GRF) od podložky
   - Tenzometrické desky AMTI RP 6-5
   - PC
   - Kabeláž
3. Analýza kinematiky
   - miniDV kamery 2x JVC GR-DVL9800, 1x Sony TRV900E
   - Software APAS pro zpracování dat z kamer

8.4.2 Globální popis měření
Pacient byl s průběhem měřením již předem seznámen a měl zkušenosti z předchozích experimentů. Bylo tak možné poměrně rychle připravit měření. U experimentu byl k dispozici i protetický technik, který protézu nastavil dle požadavků realizačního týmu. Příprava pacienta na měření spočívala především ve výměně jeho vlastní protézy a montáži protézy s tenzometry. Pacient byl ochoten provést měření vysvlečen od pasu nahoru (Obr. 8.25), což umožnilo nalepení trekovacích značek. Značky jsou určeny pro zpracování kinematiky a vyhodnocení úhlových natočení v jednotlivých kloubech.



Obr. 8.25: Měření VSS, přetvoření a kinematiky

Kabeláž tenzometrů byla vedena z protézy po straně pacientovy končetiny s protézou a připevněna k lůžku protézy páskou. Ve výši pasu byla uchycena opaskem a dále vedena do měřicí karty Spider. Jednotlivá měření bylo možné sledovat on-line na obrazovce notebooku připojeného k měřicí kartě. Pro tento experiment byla sestavena měřicí šablona, která byla otestována v předchozích pokusech na půdě FSI VUT v Brně. Rozmístění měřicí aparatury bylo dáno především prostorovými nároky kamerové soustavy a měřicím prostorem.

Pacient realizoval chůzi na speciální dráze osazené tenzometrickými deskami. Signál z desek byl veden do měřicí karty a zpracován počítačem. Software umožňoval ihned po měření vizuálně vyhodnotit průběh kroku.

Obr. 8.26: Zatížení tenzometrické desky přes protézu

Měřicí soustava pro zachycení kinematiky byla tvořena třemi digitálními kamerami. Kamery byly rozestaveny tak, aby dvě snímaly pacienta zepředu a jedna zezadu (Obr. 8.27). Na obrázku není zachycen stav při měření. Fotografie je pouze orientační. Digitální záznam byl následně zpracován ve speciálním softwaru.

Obr. 8.27: Dráha s tenzometrickými deskami a kamerová soustava

8.4.3 Popis jednotlivých měření

Celý experiment obsahoval šest měření.

Měření č. 1 - pacient realizoval přímou pomalou chůzi s korektně nastavenou protézou. Parametry protézy byly převzaty z pacientovy běžně používané protézy.

Měření č. 2 - pacient realizoval přímou pomalou chůzi s protézou prodlouženou o jeden centimetr (53,5mm od podložky) od korektního nastavení.

Měření č. 3 - pacient realizoval přímou pomalou chůzi s protézou zkrácenou o jeden centimetr (51,5 mm od podložky) od korektního nastavení.

Měření č. 4 - pacient realizoval přímou pomalou chůzi s protézou nastavenou na konkrétní délkovou hodnotu 52,5 mm ovšem nakloněnou v mediálním směru. Lze si tento stav představit tak, že zdravá končetina a protéza vytváří při pohledu ze zadu písmeno X.

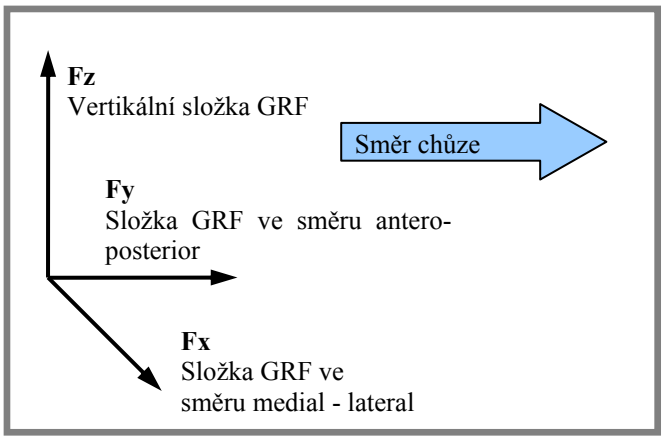
Měření č. 5 - pacient realizoval přímou pomalou chůzi s protézou nastavenou na korektní délkovou hodnotu 52,5 mm ovšem nakloněnou ve směru laterálním. Stav charakterizuje postavení končetin do tvaru písmene O.

Měření č. 6 - pacient realizoval přímou pomalou chůzi s protézou prodlouženou na hodnotu 53,5 mm, nakloněnou ve směru laterálním. Stav charakterizuje postavení končetin do tvaru písmene O.

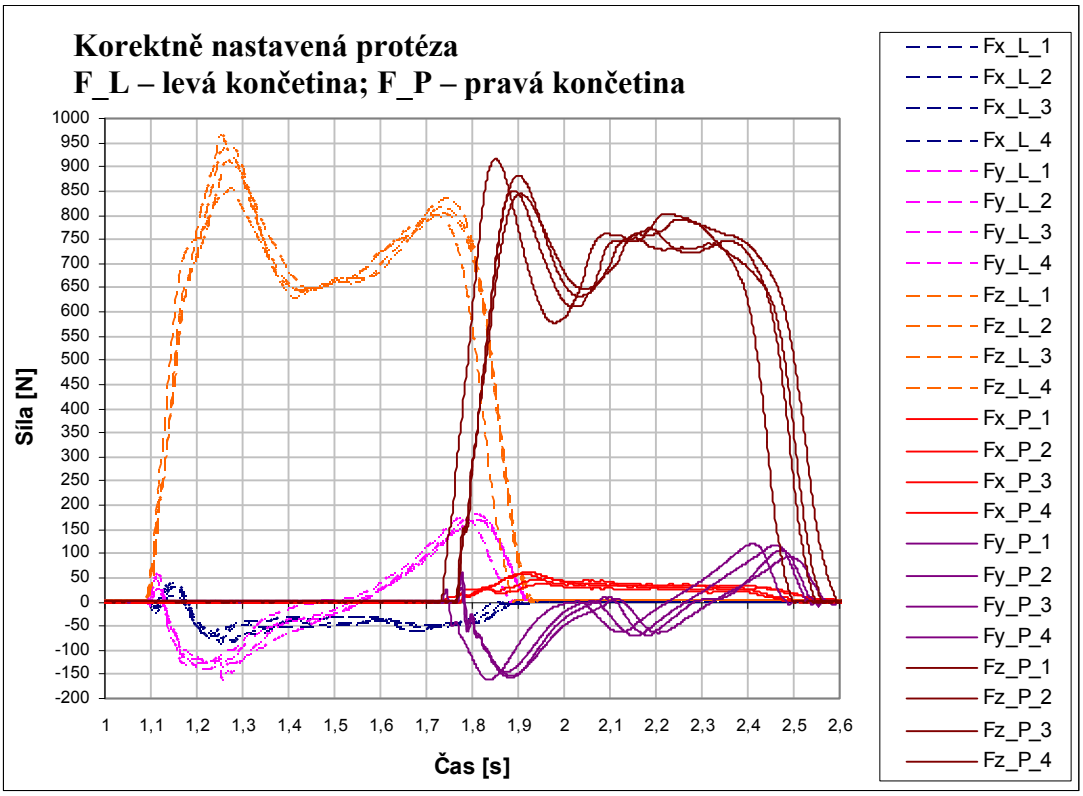
Měření 4, 5, 6 byla provedena dodatečně, neplánovaně, pouze pro orientační porovnání s předešlými měřeními. Úhlové nastavení nebylo přesně určeno a bylo ponecháno na odborném uvážení technika. V této práci budou vyhodnocena měření 1, 2 a 3, jak stanoví cíle práce.

8.4.4 Prezentace a vyhodnocení výsledků měření z tenzometrických desek

Časové průběhy složek výsledné stykové síly mezi levou končetinou a podložkou (v grafech F_L) a protézou na pravé končetině a podložkou (v grafech F_P) jsou uvedeny na následujícím obrázku (Obr. 8.29) a v **Příloze 20**. Měření pro jednotlivá nastavení protézy jsou posunuta do okamžiku iniciace kontaktu paty s podložkou. Souřadnicový systém složek stykové výslednice detekované na tenzometrických deskách je na Obr. 8.28.



Obr. 8.28: Souřadnicový systém tenzometrických desek



Obr. 8.29: Časový průběh výsledné VSS pro korektně nastavenou protézu

8.4.5 Komentář k výsledkům naměřených hodnot z tenzometrických desek

Pro jednotlivá nastavení protézy bylo měření opakováno čtyřikrát, v případě komplikovanějšího nastavení protézy, pětkrát. Cílem bylo získat obálkovou charakteristiku průběhu výsledné stykové síly a zároveň zahrnout nejistotu v pacientově chůzi do měření. Nutno podotknout, že pacient využil svých zkušenosti z předchozích měření a jeho chůze byla z hlediska času poměrně vyrovnaná. Krok trval přibližně 0,8 s. Avšak při hodnocení chůze je třeba uvažovat v rámci setin sekundy. Proto i relativně malá změna rychlosti chůze může způsobit změnu hodnot měřených veličin. Kromě sledování končetiny s protézou je třeba sledovat i zdravou končetinu. Její přetěžování je nežádoucí a mohlo by vést k zásadním zdravotním problémům. Posuzována budou data v oblasti prvního extrému nášlapu na patu.

Rozbor složek výslednice stykových sil protézy s podložkou

Nejprve je potřeba stanovit rozsah naměřených maximálních hodnot pro chůzi s korektně nastavenou protézou.

Tabulka 8.5: Referenční hodnoty složek GRF, normální chůze, protéza

	x-ová složka	y-ová složka	z-ová složka
Rozsah [N]	37-61	144-162	845-916

V případě měření s protézou prodlouženou nebo zkrácenou o jeden centimetr nelze vysledovat významnou změnu hodnot u žádné z měřených složek síly na protéze (v grafech označeno P, jedná se o průběhy označené plnou čárou). Hodnoty Fz složky GRF se pohybují v rozmezí 815N až 933N.

Rozbor složek výslednice stykových sil zdravé končetiny s podložkou

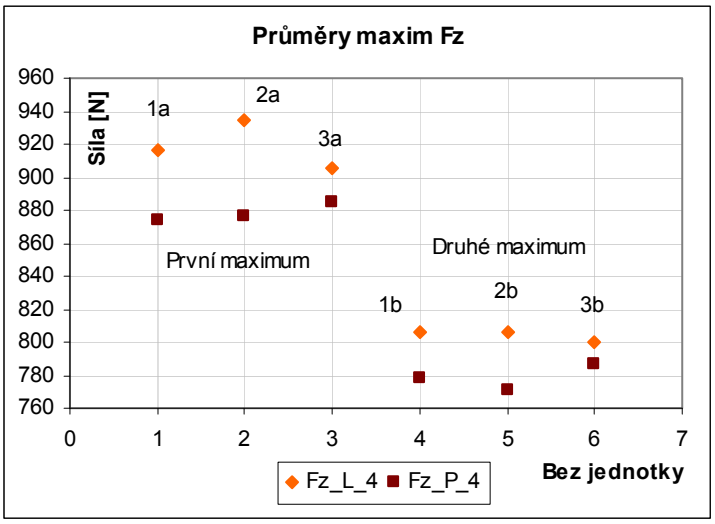
Z hlediska zatížení vertikální složkou GRF lze u všech měření vysledovat téměř stejná maximální zatížení. Maxima Fz složky GRF se pohybují u měření s protézou nastavenou korektně, prodlouženou a zkrácenou mezi hodnotami cca 850N až 970N.

Tabulka 8.6: Rozsah hodnot GRF, normální chůze, zdravá končetina

	x-ová složka	y-ová složka	z-ová složka
Rozsah [N]	38-90	133-180	854-964

Rozbor naměřených maxim silové složky Fz

Pro srovnání a detailnější představu o naměřených maximálních hodnotách Fz (nejvýznamnější složky VSS) byly hodnoty z měření průměrovány. Na obrázku jsou znázorněny dvě maxima levé zdravé končetiny a dvě maxima Fz končetiny s protézou. 1a označuje maxima ve stavu korektně nastavené protézy, 2a prodloužené a 3a krácené protézy. Hodnoty označené „b“ reprezentují maxima na končetině s protézou pro výše jmenované stavy.



Obr. 8.30: Maxima složky Fz zdravé končetiny a končetiny s protézou

1a - první maximum pro korektně nastavenou protézu
2a - první maximum pro prodloužený adaptér protézy
3a - první maximum pro zkrácený adaptér protézy
1b - druhé maximum korektně nastavenou protézu
2b - druhé maximum pro prodloužený adaptér protézy
3b - druhé maximum pro zkrácený adaptér protézy

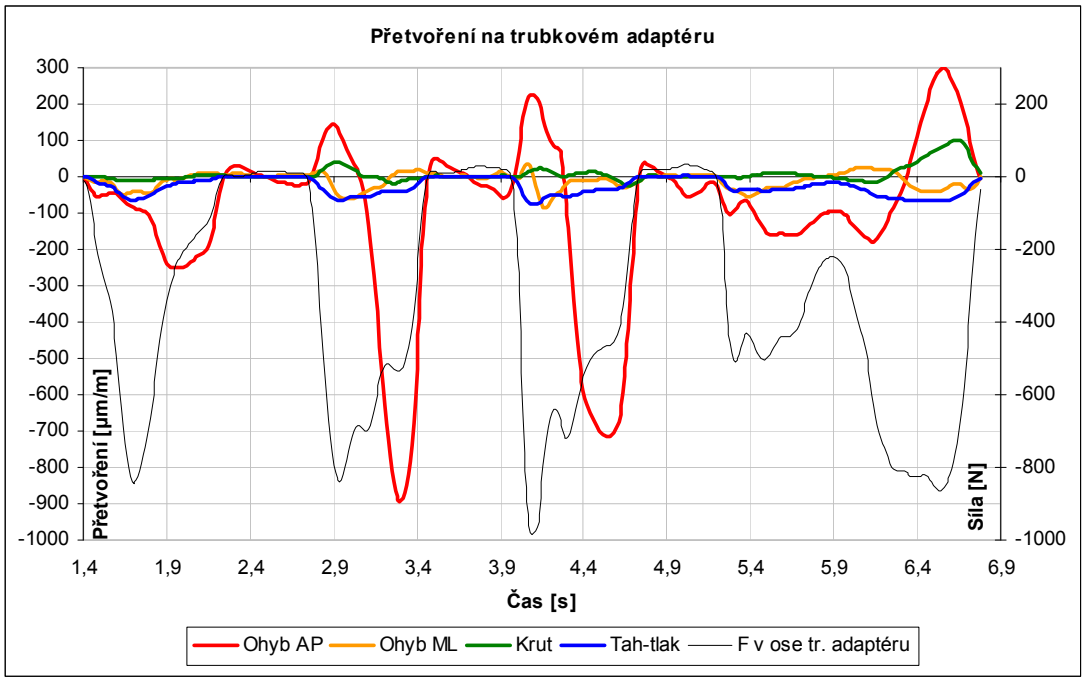
Hodnocení podle průměru je v tomto případě nízkého počtu měření diskutabilní, ale přesto poskytuje aspoň základní představu. V případě prodlouženého trubkového adaptéru protézy je možné na tenzometrických deskách detekovat oproti korektnímu nastavení protézy vyšší hodnoty prvního maxima složky Fz na zdravé končetině. U zkráceného trubkového adaptéru je patrný pokles prvního maxima na zdravé končetině. Druhá maxima charakterizující odraz od podložky jsou svojí hodnotou pro měření 1, 2 a 3 téměř vyrovnaná. Hodnoty maxim pro končetinu s protézou jsou taktéž téměř vyrovnaná. Rozdíl hodnot se pohybuje v rozmezí 20N, což odpovídá cca 2% měřených hodnot. I přes tak nízký rozdíl lze vysledovat mírný nárůst síly Fz na zdravé levé končetině při prodlouženém trubkovém adaptéru na pravé končetině.

Závěr výsledků získaných z tenzometrických desek

Rozpoznání nastavení protézy (±1cm) dle maxim jednotlivých složek GRF z tenzometrických desek nelze jednoznačně přiřadit. Výsledná styková síla se pro délkové nastavení protézy mění nevýrazně.

8.4.6 Prezentace výsledků měření přetvoření na trubkovém adaptéru

V této časti je proveden rozbor naměřených hodnot přetvoření na trubkovém adaptéru protézy v porovnání s daty získanými z tenzometrických desek.



Obr. 8.31: Přetvoření na trubkovém adaptéru – korektní nastavení protézy

Na Obr. 8.31 je znázorněn záznam přetvoření naměřených z tenzometrů nalepených na trubkovém adaptéru protézy. V grafu je vynesena osová síla vypočtená z přetvoření od namáhání tah-tlak. Její velikost by měla korespondovat s vektorovým součtem složek Fz a Fy naměřených na tenzometrických deskách v okamžiku nášlapu na patu (Obr. 8.32).

$\varepsilon := 75 \cdot 10^{-6}$ $D := 30mm$ $d := 25.9mm$ $E := 0.7 \cdot 10^{5} MPa$

$F_z := 872N$ $F_y := 153N$

$F_v := \sqrt{\left(F_z^2 + F_y^2\right)} = \sqrt{(872 \cdot N)^2 + (153 \cdot N)^2}$ $F_v = 885.321N$

$S := \frac{\pi \cdot \left(D^2 - d^2\right)}{4} = \frac{\pi \cdot \left[(30 \cdot mm)^2 - (25.9 \cdot mm)^2\right]}{4}$ $S = 1.8 \times 10^{-4} m^2$

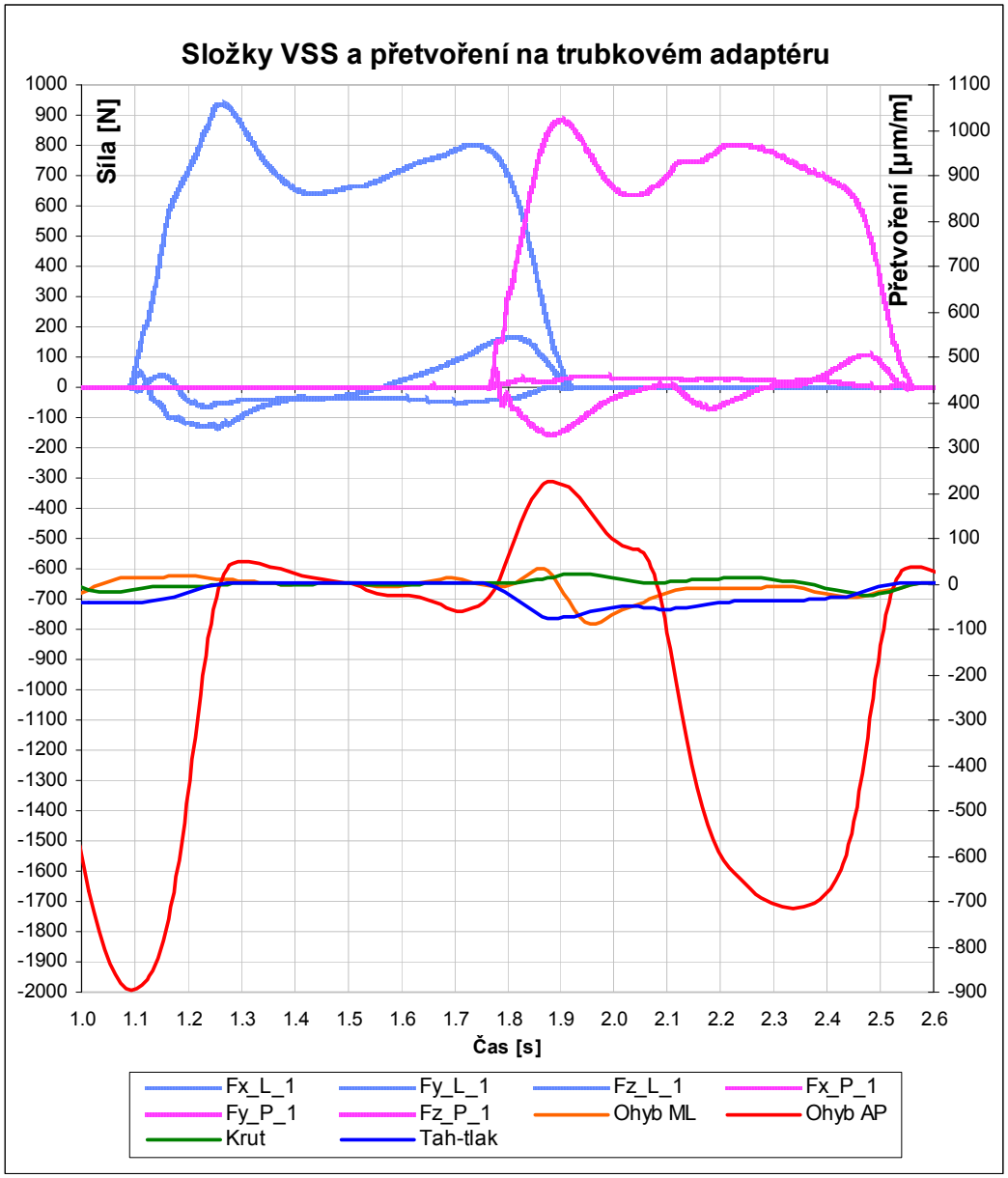
$W_o := \left(\frac{\pi}{32}\right) \cdot \left(\frac{D^4 - d^4}{D}\right) = \frac{\pi}{32} \cdot \frac{(30 \cdot mm)^4 - (25.9 \cdot mm)^4}{30 \cdot mm}$ $W_o = 1.178 \times 10^{-6} m^3$

$F := S \cdot \varepsilon \cdot E = \frac{\pi \cdot \left[(30 \cdot mm)^2 - (25.9 \cdot mm)^2\right]}{4} \cdot 75 \cdot 10^{-6} \cdot 0.7 \cdot 10^{5} \cdot MPa$ $F = 945.028N$

Obr. 8.32: Výpočet osové síly v trubkovém adaptéru v programu Mathcad

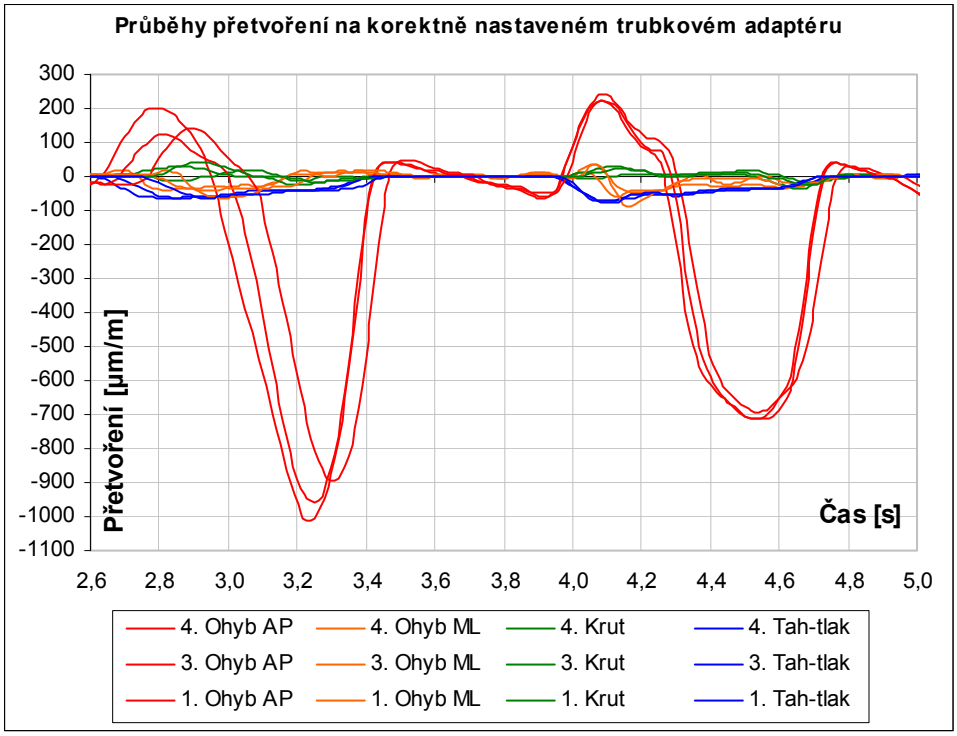
Vypočtená hodnota 945N se liší o cca 60N, což je 7% chyba. Od této hodnoty je třeba odečíst hmotnost části protézy pod tenzometry. Dále je třeba si uvědomit, že

GRF směřuje do těžiště pacientova těla. V okamžiku maximální síly Fz je těžiště posunuto směrem k místu kontaktu chodidla s podložkou. Protéza však s výslednicí svírá úhel v řádu několika stupňů. Zde může vzniknout další odchylka.
Na Obr. 8.33 jsou prezentovány přetvoření (v grafu Ohyb ML, Ohyb AP, Krut, Tah-tlak) z tenzometrů a složky GRF z měření na tenzometrických deskách. Přetvoření mají osu na pravé straně, síly na levé. Z grafu logicky vyplývá, že je možné srovnávat hodnoty Fz složky GRF s hodnotami vypočtené síly z přetvoření v osovém směru pouze v oblasti prvního maxima, respektive v oblasti, kdy se těžiště nachází nad místem kontaktu chodidla s podložkou.



Obr. 8.33: Srovnání složek výsledné stykové síly (VSS) a přetvoření

Samotná přetvoření jsou zobrazena na Obr. 8.34. Detailnější zobrazení přetvoření od namáhání ohybem ML, krutem a tah-tlakem je uvedeno v **Příloze 23**.

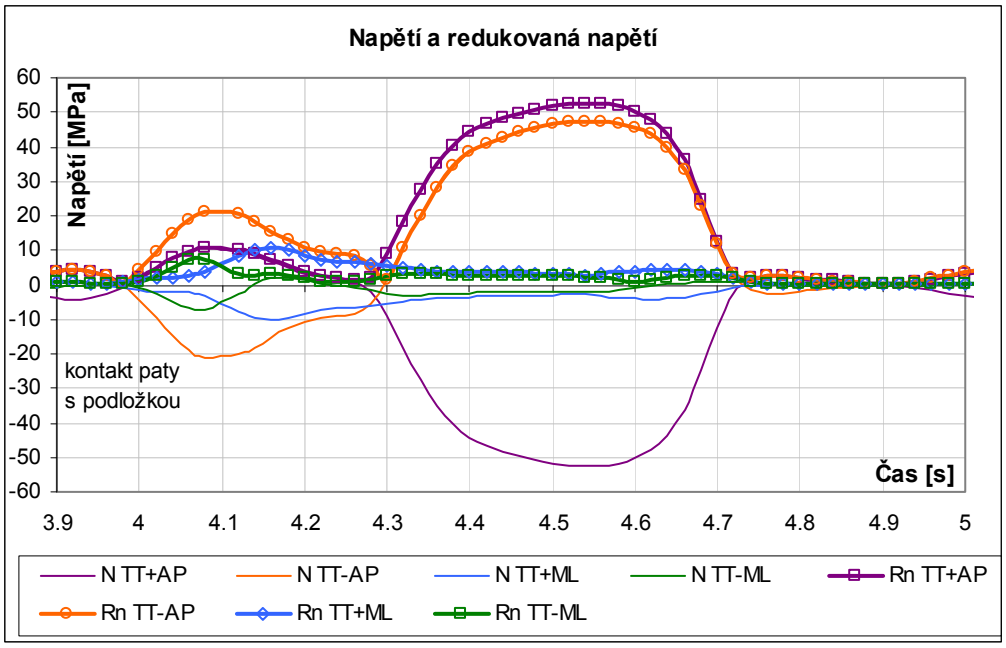


Obr. 8.34: Průběhy přetvoření na trubkovém adaptéru protézy během třech měření

Pro jasnější představu o namáhání protézy je vhodné přetvoření přepočítat na napětí a ty pak na redukovaná napětí. Přepočet a vyhodnocení následuje v další kapitole.

Napětí a redukovaná napětí

Naměřená přetvoření je vhodné přepočítat na napětí, popř. na redukovaná napětí. Na Obr. 8.35 jsou zobrazeny složky napětí a redukovaná napětí. Označení TT+AP znamená napětí vypočítané součtem napětí od namáhání tahem-tlakem a ohybem ve směru AP. Analogicky napětí TT-AP je rozdílem obou napětí. Označení TT+ML znamená napětí vypočtené součtem napětí od namáhání tahem-tlakem a ohybem ve směru ML. Opět analogicky TT-ML je rozdílem napětí. Z obrázku plyne, že maximální hodnoty redukovaného napětí způsobuje především namáhání od tlaku-tahu a ohybu AP, což se dalo předpokládat již dle naměřených hodnot přetvoření.



Obr. 8.35: Napětí a redukovaná napětí na trubkovém adaptéru protézy

Výpočet redukovaného napětí (podmínka HMH) je dán následujícím vztahem a materiálovými vlastnostmi:

$$\sigma_{red} = \sqrt{\left(\sigma^2 + 4\tau^2\right)}$$

$$\sigma = \sigma_o \pm \sigma_n \qquad \sigma_o = \varepsilon \cdot E \qquad E = 0{,}7 \cdot 10^5\, MPa$$

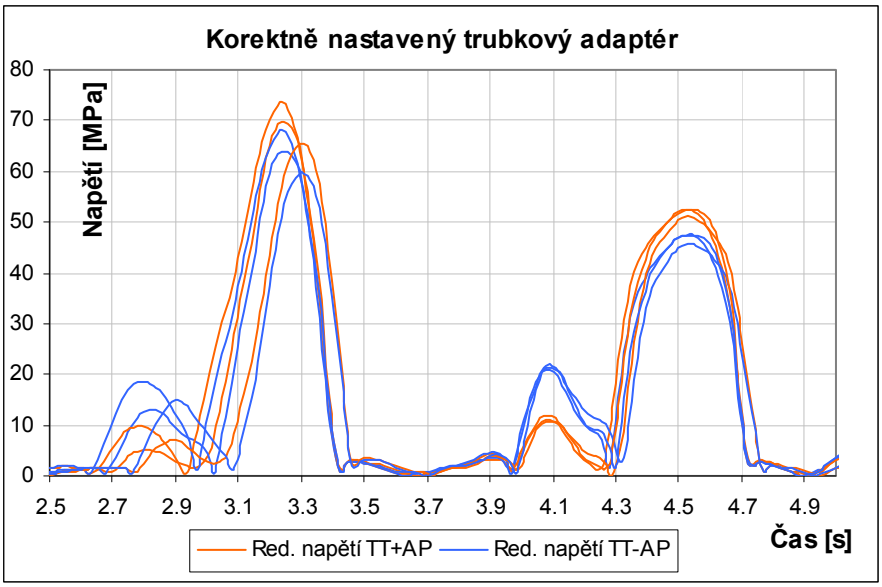
Napětí σ je součtem nebo rozdílem ohybového napětí a normálného napětí ve směru osy adaptéru. Je vypočteno ve směru AP i ML.

Napětí od namáhání krutem je stanoveno z následujících vzorců:

$$\tau = G \cdot \gamma \qquad G = \frac{E}{2(1+\mu)}$$

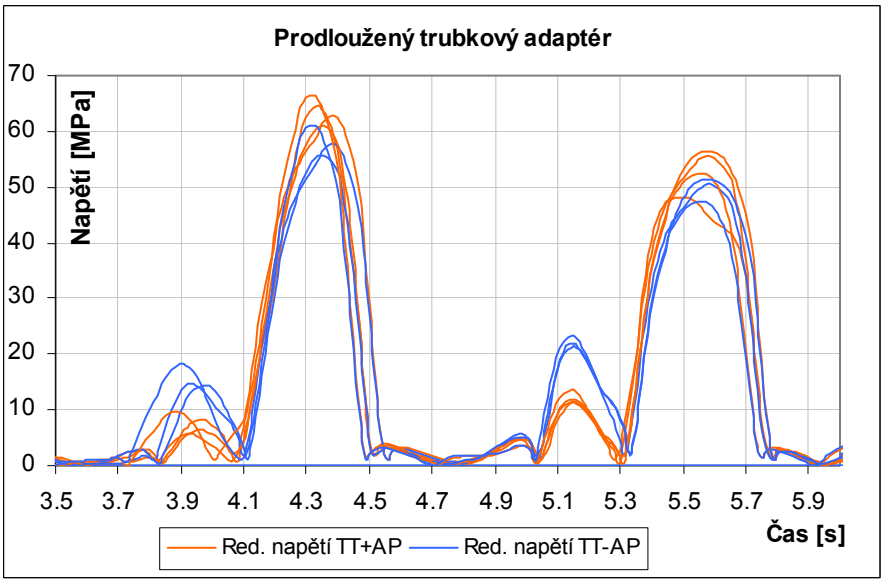
$$\gamma = 2 \cdot \varepsilon_{45} \qquad \tau = \frac{\varepsilon_{45} \cdot E}{1+\mu} \qquad \mu = 0{,}33 \qquad [46]$$

Ekvivalentně je možné napětí spočítat pomocí modulu pružnosti ve smyku G.



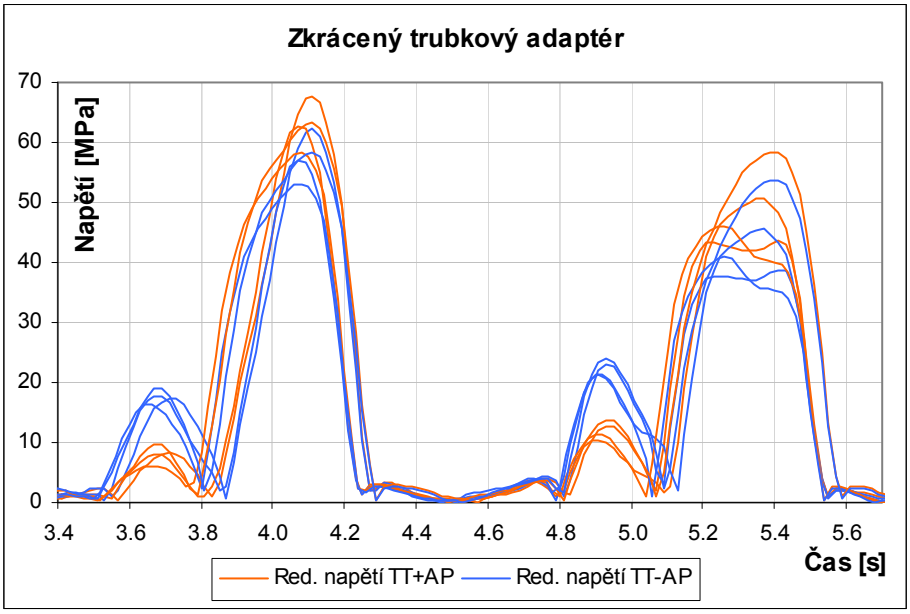
Obr. 8.36: Průběh redukovaných napětí pro korektně nastavenou protézu

Na Obr. 8.36 jsou prezentovány průběhy redukovaných napětí. První extrém reprezentuje situaci na počátku chůze, druhý extrém situaci při nášlapu na tenzometrickou desku. Na Obr. 8.37 jsou zobrazeny redukovaná napětí pro prodloužený trubkový adaptér, na Obr. 8.38 pro zkrácený trubkový adaptér.



Obr. 8.37: Průběh redukovaných napětí pro prodloužený trubkový adaptér

Z vypočítaných průběhů redukovaných napětí pro jednotlivá nastavení délky trubkového adaptéru není možné spolehlivě určit, který stav odpovídá danému průběhu. To znamená, že rozsahy hodnot u jednotlivých měření spadají do téměř shodných pásů. Hodnoty prvního extrému se pohybují v rozmezí 60 MPa až 70 MPa, hodnoty druhého extrému v rozmezí 45 MPa až 55 MPa. Maximální hodnoty redukovaných napětí jsou svojí hodnotou na třetině až čtvrtině mezi kluzu materiálu. Mez kluzu hliníkové slitiny AlCu4Mg, ČSN 424201 je 240 MPa.



Obr. 8.38: Průběh redukovaných napětí pro zkrácený trubkový adaptér

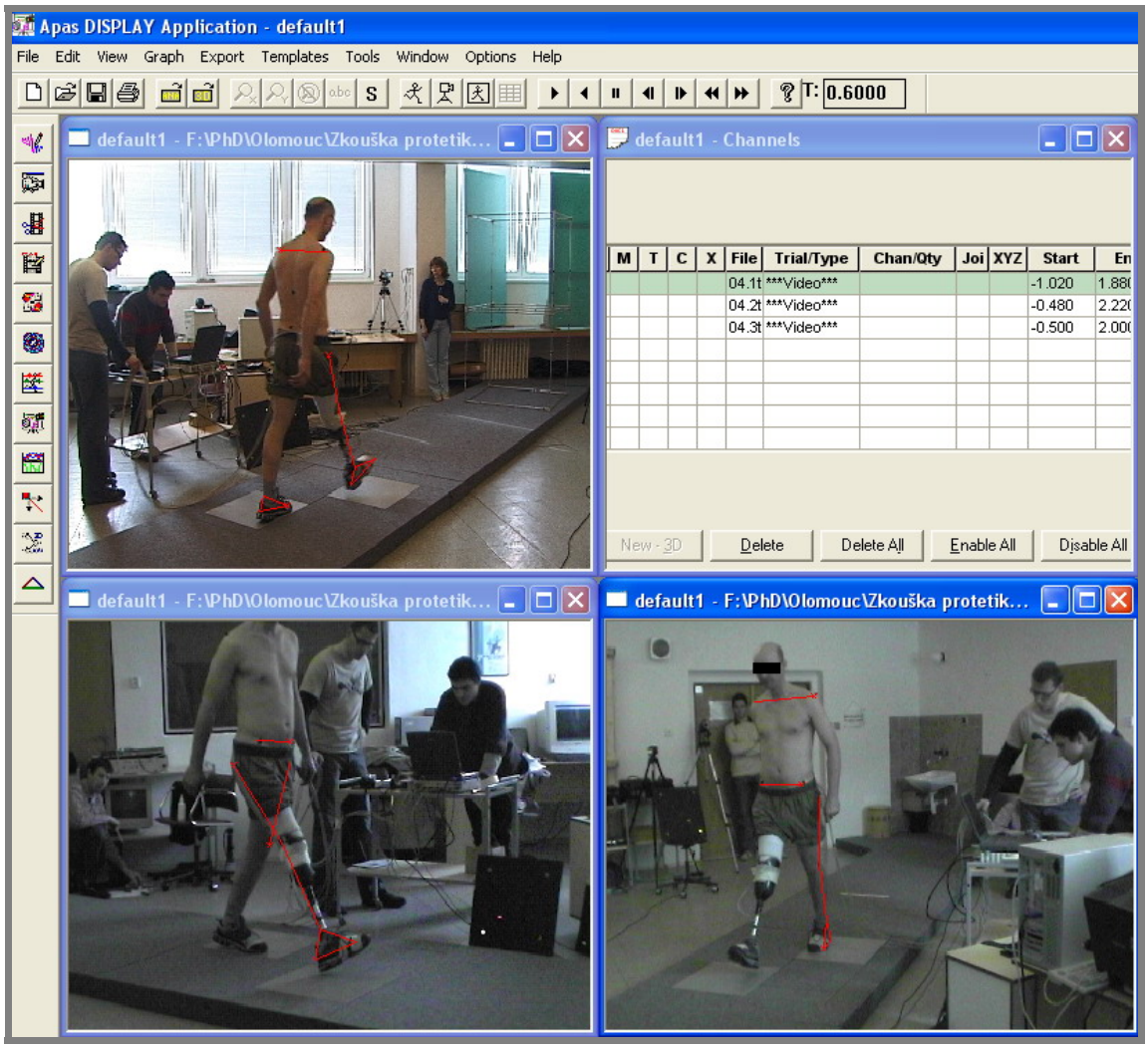
Při vyhodnocování je nutné si uvědomit, že naměřené hodnoty se vztahují pouze k měřenému místu na trubkovém adaptéru. Lze předpokládat, že nad tímto místem budou hodnoty přetvoření a napětí vyšší.

Závěr výsledků z tenzometrie

Délková změna trubkového adaptéru protézy ±1 cm nevyvolá při daném režimu chůze s daným pacientem výrazně odlišná napětí (v místě měření) od korektního nastavení protézy. Průběhy redukovaných napětí naznačují velmi mírný nárust hodnot v okamžiku našlápnutí na patu v případě zkráceného trubkového adaptéru oproti korektnímu nastavení adaptéru.

8.4.7 Prezentace výsledků měření kinematických veličin

Měření kinematických veličin je hlavním zdrojem informací o reakci pacienta na protézu. Kamerovou soustavou jsou snímány předem určené body na pacientově těle, které jsou následně zpracovány v programu APAS. Na základě znalosti polohy bodů v prostoru jsou vyhodnoceny další veličiny, jako úhlová natočení v kloubech, rychlosti a zrychlení. Na Obr. 8.39 je zobrazen jeden z možných výstupů programu APAS. Červené úsečky na obrázku spojují jednotlivé trekovací body na těle a protéze pacienta. Dalším výstupem z programu jsou hodnoty kinematických veličin zpracované do tabulek nebo grafů.



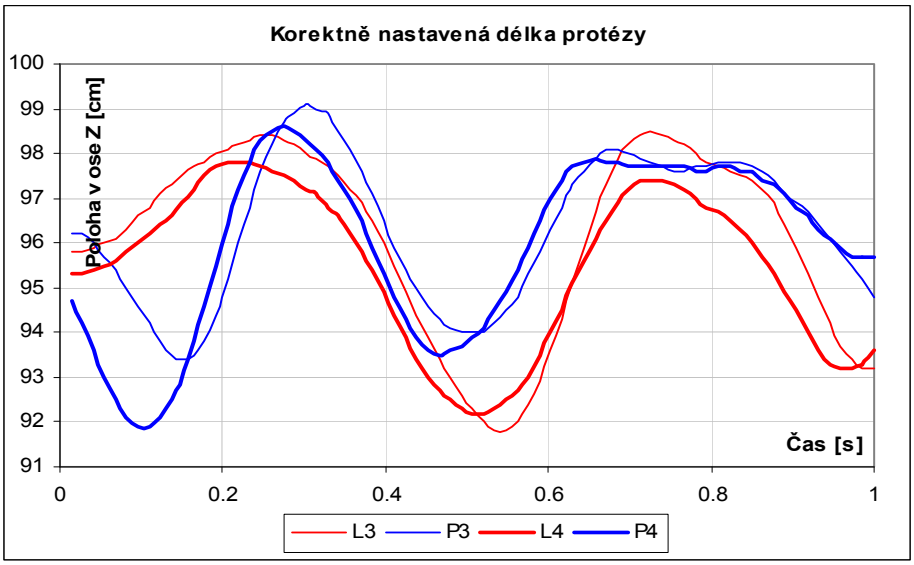
Obr. 8.39 Tracking v systému APAS

Sledované kinematické veličiny

1. Poloha kyčelních kloubů
   Sledování polohy kyčelních kloubů v ose Z (vertikální osa)
2. Flexe v kolenním kloubu
   Flexe (úhel mezi kolenem a bércem, viz. Obr. 5.4) v kolenním kloubu.
3. Rychlost kolenního kloubu ve směru chůze

Poloha kyčelních kloubů

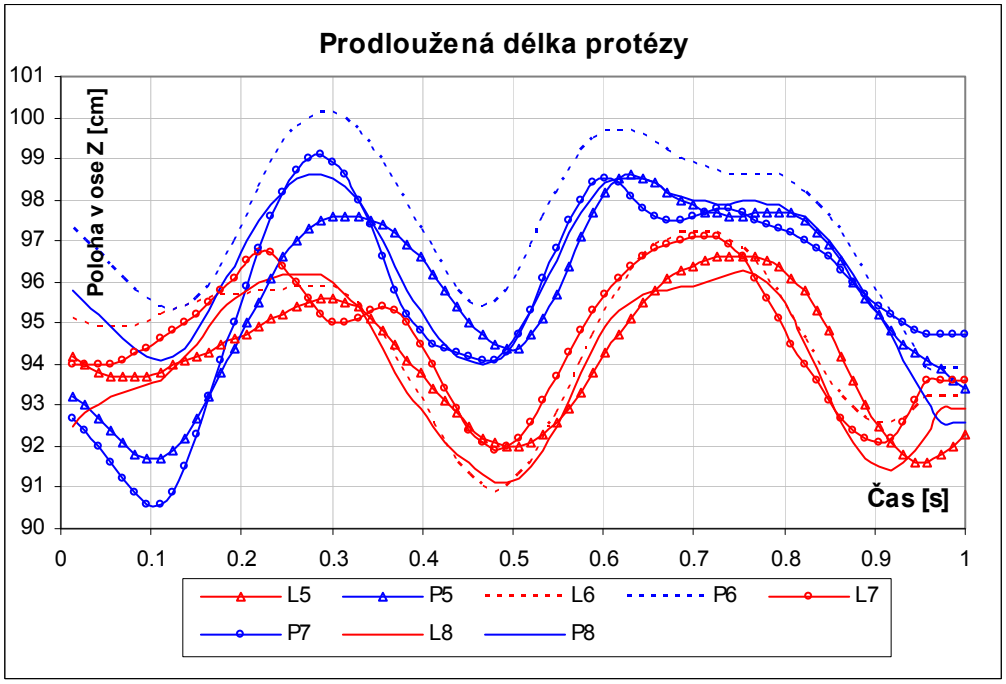
Při chůzi s různou délkou končetin dochází k nadměrnému poklesu nebo zvedání kyčelních kloubů. Na následujícím obrázku je znázorněn časový průběh polohy kyčelních kloubů v ose Z v průběhu třech kroků. Pro komplexnější představu je v **Příloze 31** uvedeno srovnání časového průběhu VSS a polohy kyčelních kloubů v ose Z.



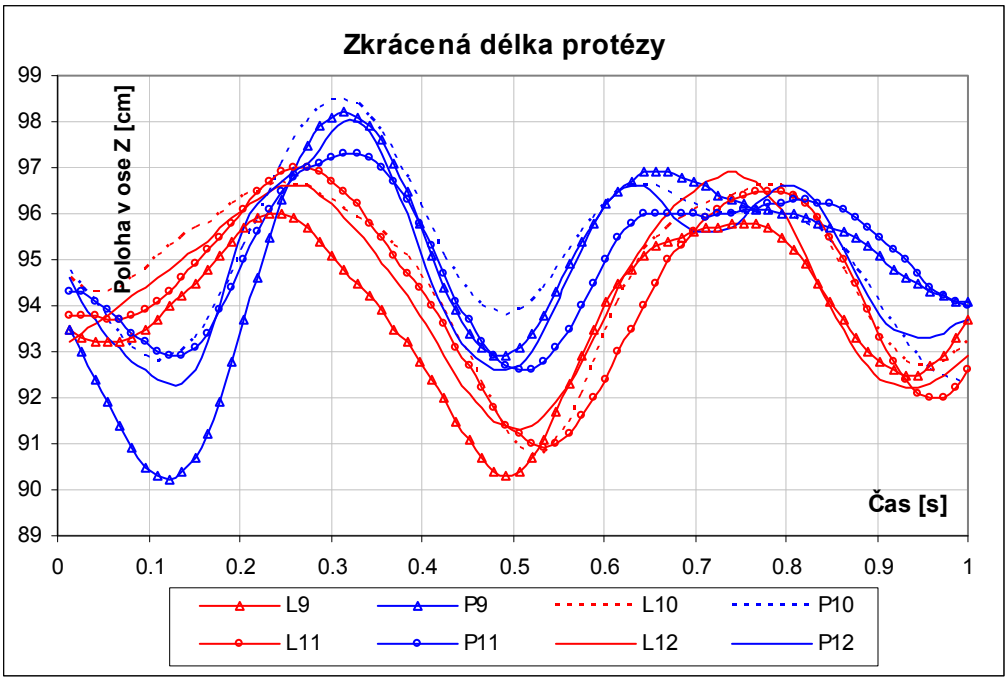
Obr. 8.40: Časový průběh polohy kyčetních kloubů pro korektní nastavení protézy

Polohy kyčelních kloubů se v extrémech liší maximálně o cca 2 centimetry. Tento rozdíl může být způsobený fyziologií pacienta.

Na Obr. 8.41 jsou prezentovány průběhy poloh kyčelních kloubů v Z souřadnici pro prodloužený trubkový adaptér protézy. Rozdíly hodnot pravé a levé strany se pohybují od cca 2cm až do 4,5 cm.



Obr. 8.41: Časový průběh polohy kyčelních kloubů pro prodloužený tr. adaptér



Obr. 8.42: Časový průběh polohy kyčelních kloubů pro zkrácený tr. adaptér

Předchozí obrázek prezentuje výsledky měření polohy kyčelních kloubů se zkráceným trubkovým adaptérem. Rozdíly hodnot v extrémech polohy pravého a levého kyčelního kloubu se pohybují od 1,5cm až 3cm.

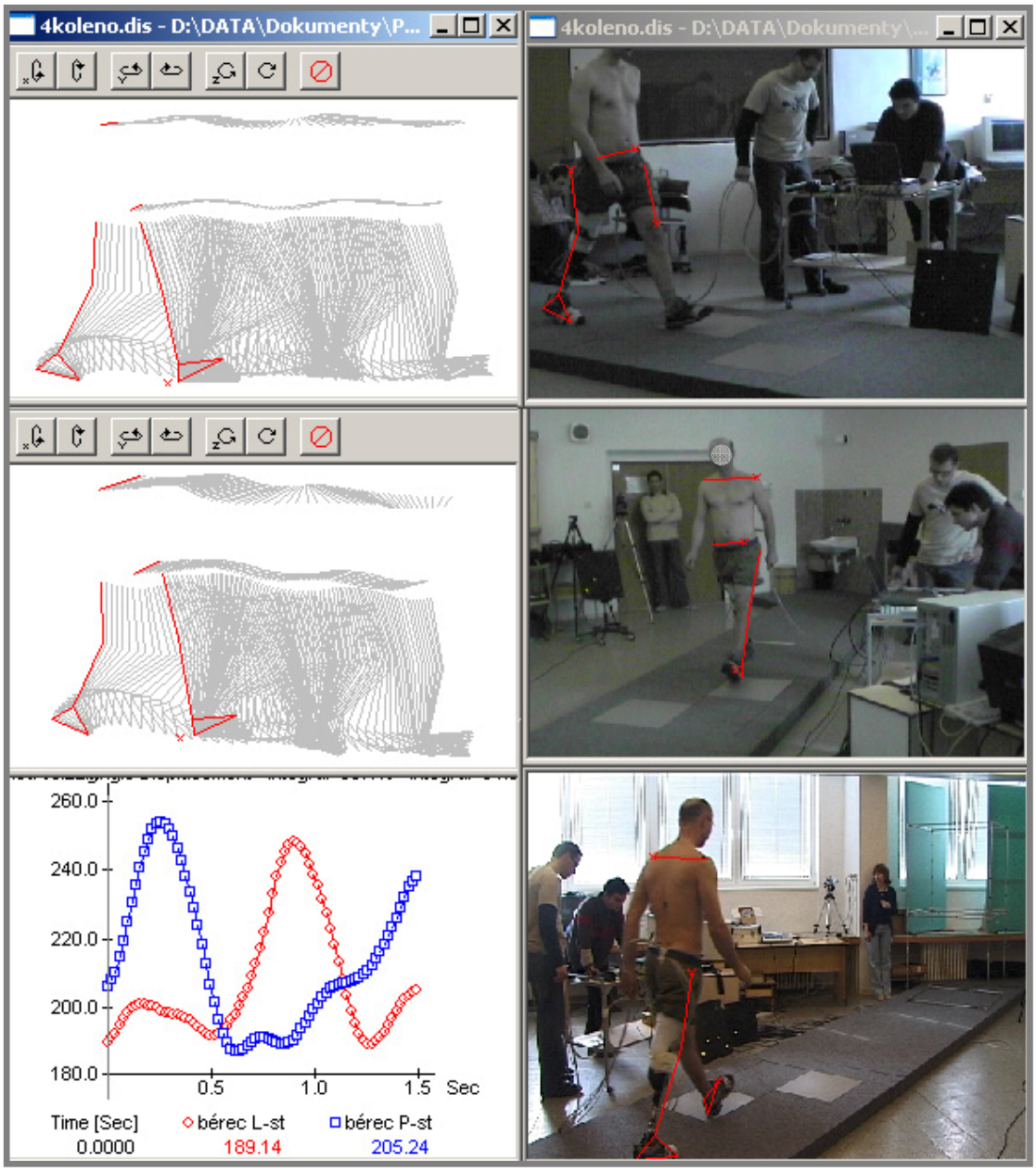
Tabulka 8.7: Hodnoty polohy byčelních kloubů v ose Z

	Korektní nastavení	Prodloužený adaptér	Zkrácený adaptér
Poloha kyčelního kloubu v ose Z [cm]	1 - 1,5	2 - 4,5	1,5 - 3

Postup vyhodnocení flexe v kolenním kloubu

Horní obrázek vlevo znázorňuje pohled v sagitální rovině v okamžiku kontaktu levé dolní končetiny s podložkou. Levá zdravá končetina je vpředu. Drátový model je vytvořen spojením trekovacích bodů na pacientovi. Vlevo uprostřed je prezentován 3D prostorový pohled. Vlevo dole je záznam flexe v koleni. Pro získání korektních hodnot úhlového natočení je třeba od hodnot na svislé ose odečíst číslo 180.

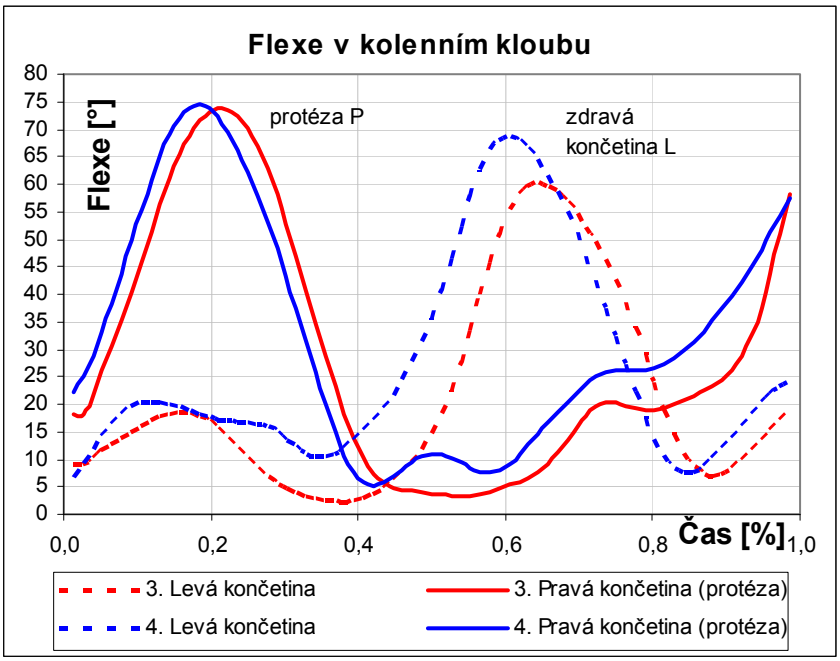
Tři obrázky na pravé straně ukazují pohledy ze tří kamer a drátový model spojení mezi trekovacími body. Průběh kroku viz. Příloha 27, Příloha 28, Příloha 29, Příloha 30.



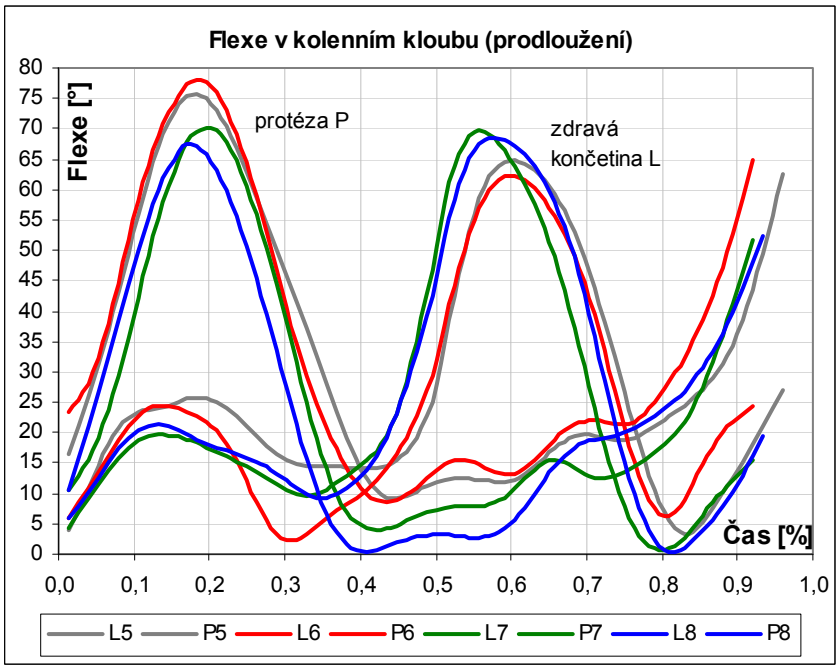
Obr. 8.43: Prezentace flexe v kolenním kloubu

Flexe v kolenním kloubu

Při exportu dat z programu APAS byly hodnoty normalizovány na relativní čas (0-1s). Z následujícího obrázku je patrné, že flexe v kolenním kloubu u zdravé končetiny je nižší než u končetiny s protézou. Na Obr. 8.44 jsou prezentována pouze dvě měření. Další dvě měření nebyla z důvodu chyby v měření vyhodnocena. Flexe v kolenním kloub končetiny s protézou se pohybuje okolo hodnoty 75°. Hodnoty flexe u zdravé končetiny jsou v rozmezí 60° až 70°.

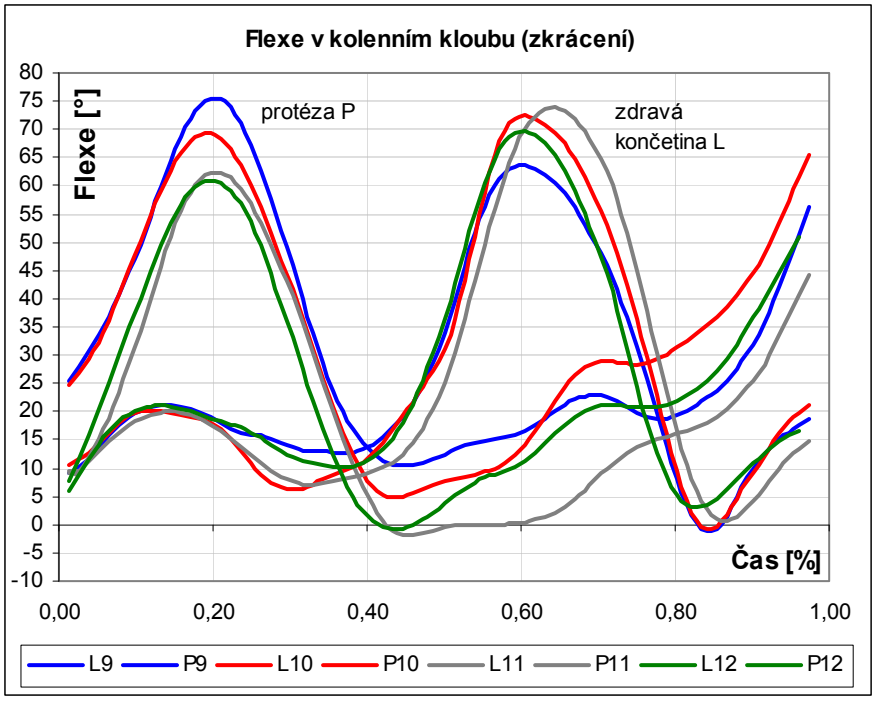


Obr. 8.44: Flexe v kolenním kloubu pro korektně nastavenou protézu



Obr. 8.45: Flexe v kolenním kloubu pro prodloužený trubkový adaptér protézy

V případě prodlouženého trubkového adaptéru (Obr. 8.45) jsou hodnoty flexe v kolenním kloubu dolní končetiny s protézou v rozmezí 67° až 77°. U zdravé končetiny se hodnoty pohybují od 62° do 70°.



Obr. 8.46: Flexe v kolenním kloubu pro zkrácený trubkový adaptér protézy

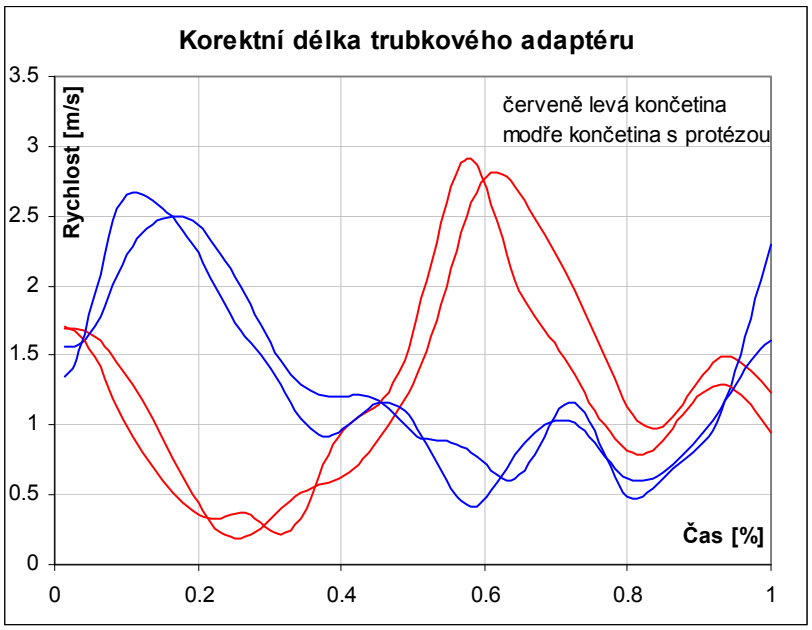
V případě zkráceného trubkového adaptéru (Obr. 8.46) jsou hodnoty flexe u končetiny s protézou v rozmezí 60° až 75° stupňů. V případě zdravé končetiny se jedná o rozsah 65° až 75°. Při zkoumání jednotlivých měření je možné vypozorovat vyšší hodnoty flexe u zdravé končetiny v porovnání s končetinou s protézou.

Tabulka 8.8: Flexe v kolenním kloubu

	Korektní nastavení		**Prodloužený adaptér**		**Zkrácený adaptér**	
	Protéza	Zdravá končetina	Protéza	Zdravá končetina	Protéza	Zdravá končetina
Flexe[°]	**73° - 75°**	**60° - 70°**	**67° - 77°**	**62° - 70°**	**60° - 75°**	**65° - 75°**

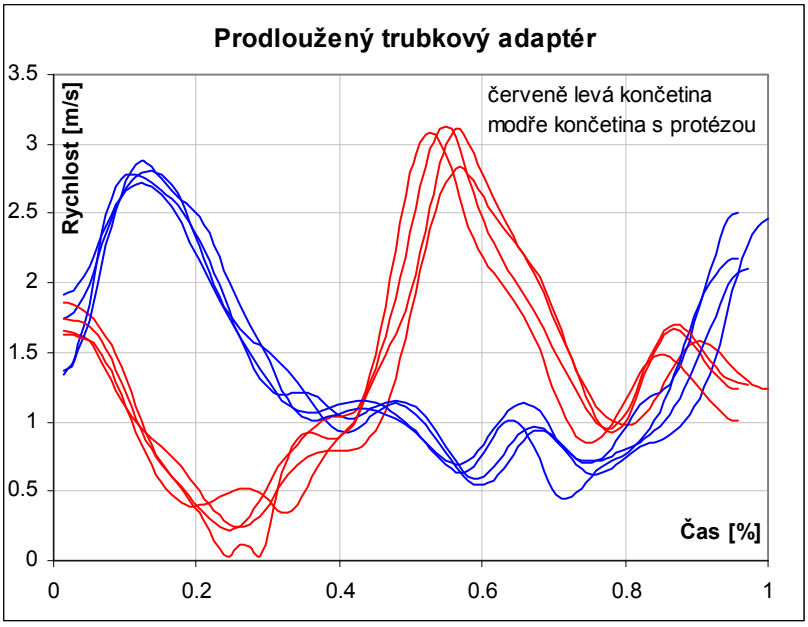
Rychlost kolenního kloubu ve směru chůze (v ose X)

Promě polohy a úhlových natočení kloubů byla sledována také rychlost kolenního kloubu ve směru chůze. Na následujících obrázcích jsou prezentovány rychlosti pro korektní, prodloužené a zkrácené nastavení trubkového adaptéru protézy. Polohy končetin v při maximálních rychlostech jsou zobrazeny v **Příloze 32, 33**.



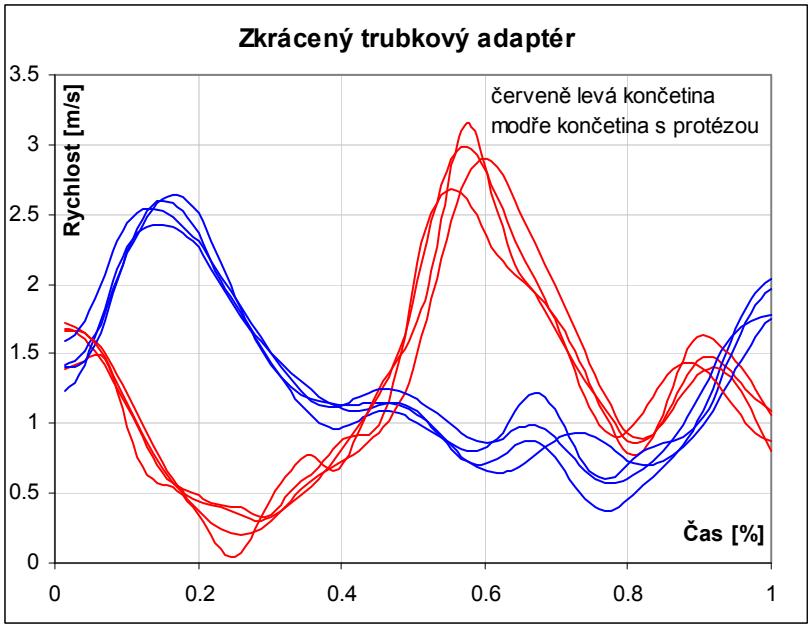
Obr. 8.47: Časový průběh rychlosti kolenního kloubu (korektní délka)

Z předchozího obrázku je patrné, že maximální rychlosti kolenního kloubu dolní končetiny s protézou se pohybují kolem hodnoty 2,5 m/s, u levé zdravé dolní končetiny okolo 2,7 m/s.



Obr. 8.48: Časový průběh rychlosti kolenního kloubu (prodloužená délka)

Průběh rychlosti v případě prodlouženého trubkového adaptéru je podobný s předchozím případem, malý rozdíl lze najít v maximálních hodnotách zdravé i protézované končetiny (Obr. 8.48).



Obr. 8.49: Časový průběh rychlosti kolenního kloubu (zkrácená délka)

V případě zkráceného trubkového adaptéru je situace opět velmi podobná stavu na Obr. 8.47. V záznamech nejsou výrazné rozdíly.

Pozn.: čas je přepočten na úsek o délce 1, proto je v grafech uveden v procentech.

9 ZÁVĚR

9.1 Předpoklady pro stanovení závěru

Před samotným zhodnocením práce a stanovením závěrů je nutné uvést předpoklady, ke kterým se dosažené výsledky vztahují.

Předpoklady:

- Experiment byl realizován pouze s jedním pacientem.
- Jednotlivé realizace měření byly při daných podmínkách zatěžování opakovány pouze čtyřikrát.
- Primárně byly modelovány tři stavy nastavení protézy (krátká, korektní, dlouhá).
- Všechna měření byla realizována v režimu přímé pomalé chůze po rovině.

9.2 Faktory ovlivňující výsledky měření

Pro korektní zhodnocením je nutné popsat, které vlivy měly na provedená měření zásadní vliv. Jedním z nejdůležitějších faktorů ovlivňujících měření byl pacient. Jeho věk, aktivní způsob života a dobrá fyzická kondice mohly podstatně ovlivnit získané výsledky.

Dalším faktorem, který ovlivnil zpracování výsledků, je počet měření. Data jsou zpracována vždy ze čtyř měření pro dané nastavení protézy. Tento „relativně“ nízký počet získaných dat (i při tak nízkém počtu měření jde řádově o tisíce hodnot) zcela nepostihuje škálu možných odchylek pacientovy chůze způsobených psychikou, kondicí, vnějšími vlivy apod.

9.3 Rozbor získaných výsledků a splnění cílů

Primárním cílem práce bylo posouzení vlivu nevhodné stavby bércové protézy (při běžném používání) na kinematické a dynamické veličiny pacientovy chůze a z mechanického hlediska na protézu samotnou. Nejprve je uveden závěr z hlediska mechanického namáhání protézy a následně závěr z hlediska vztahu protézy a pacienta.

Ze všech realizovaných experimentů pomocí tenzometrie na trubkovém adaptéru protézy a tenzometrických desek jasně vyplývá, že vliv nekorektního nastavení délky trubkového adaptéru v rozsahu ±1 cm nemá z hlediska namáhání zásadní vliv na mechanické vlastnosti protézy. Redukovaná napětí přepočtená z naměřených přetvoření v daném místě trubkového adaptéru protézy vykazují hodnoty cca 3,4 krát nižší než je mez kluzu materiálu (pro slitinu AlCu4Mg je mez kluzu 240 MPa). Jelikož se měřené místo nachází blízko připojovacího adaptéru u dna lůžka, lze předpokládat, že redukované napětí nad měřeným místem směrem k lůžku nebude výrazně vyšší.

Odchylky stereotypu chůze pro jednotlivá nastavení protézy lze vysledovat z kinematické analýzy založené na prostorovém trekování bodů na pacientově těle. Nekorektní nastavení trubkového adaptéru protézy se projevilo na poloze kyčelních kloubů ve směru osy Z. Během chůze dochází k výrazným rozdílům mezi zdravou a oprotézovanou končetinou. Z výsledků hodnot získaných pomocí tenzometrických desek a tenzometrie na trubkovém adaptéru nebylo možné tento jev identifikovat. V případě prodlouženého trubkového adaptéru byly naměřeny rozdíly až 4,5 cm.

Analýza flexe v kolenním kloubu neprokázala výraznou změnu úhlového natočení v kloubu pro korektně a nekorektně nastavenou délku trubkového adaptéru protézy. Měření sice naznačují mírné změny v hodnotách flexe, ale nelze s jistotou potvrdit vliv délky adaptéru.
Rozbor rychlosti kolenního kloubu ve směru chůze nezjistil žádné výrazné rozdíly pro korektně a nekorektně nastavený trubkový adaptér. Pouze v případě prodlouženého trubkového adaptéru dochází k mírnému nárůstu rychlosti u končetiny s protézou. Pacient se snaží končetinu dostat na místo kontaktu s podložkou rychleji.
Z realizovaných měření kinematických a dynamických veličin chůze vyplývá, že délková změna trubkového adaptéru protézy o ±1cm ovlivňuje stereotyp chůze a může přispívat k vzniku nežádoucích patologických stavů. Nelze však na základě provedených experimetů v této práci jednoznačně určit, na které tělesné partie bude mít nekorektní nastavení vliv.

9.3.1 Splnění dalších cílů

- Experimenty poskytly poměrně dostatek dat pro další analýzu mechanických vlastností pomocí metody konečných prvků. Pro danou polohu dolní končetiny se podařilo získat složky výsledné stykové síly a hodnoty přetvoření v měřeném místě trubkového adaptéru.
- Nepodařilo se najít žádnou výraznou veličinu, která by byla jednoznačně identifikátorem délkové změny trubkového adaptéru protézy a ovlivňovala by zásadně pacientovu chůzi. Mírné změny ve stereotypu chůze lze nalézt v hodnotách polohy kyčelních kloubů a flexe v kolenním kloubu.
- Zvolenou metodiku je nutné upravit především v počtu měření (viz. 9.4.1). Při vyšším počtu měření by bylo vhodné uplatnit statistické metody zpracování dat.

9.4 Další postup práce

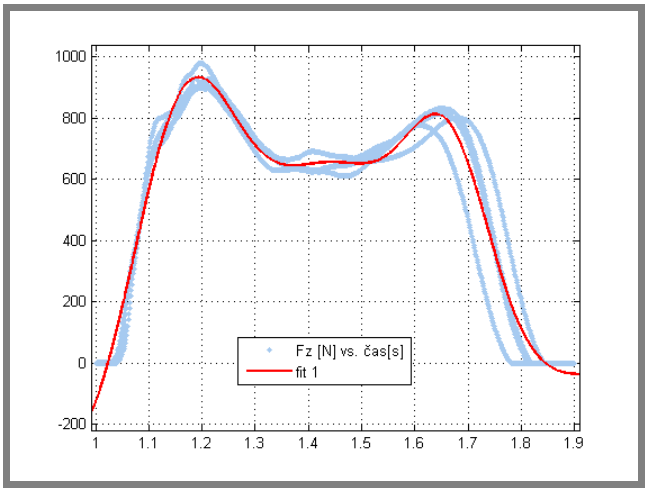
9.4.1 Měření

Experiment by bylo vhodné rozšířit o další režimy chůze. Například o chůzi do schodů, chůzi po nakloněné rovině nebo různě rychlou chůzi. To by vyžadovalo použít různé typy drah s variabilní konfigurací tenzometrických desek.
Kromě technických změn je možné uvažovat i o měření na pacientech věkově starších nebo mladších. Respektive pacientech, kteří nežijí aktivním způsobem života nebo naopak jsou velmi aktivní. Měření by bylo vhodné několikrát zopakovat, např. během několika dnů a to i s více pacienty. Projeví se tak i psychický stav pacientů. Takový experiment však vyžaduje mnohem náročnější přípravu. Výběr pacientů je ovlivněn např. délkou pahýlu, typem protézy atd. Bylo by také potřeba aplikovat tenzometry na několik trubkových adaptérů podle délky amputace dolní končetiny jednotlivých probandů. Je také nutné u tak rozsáhlého měření připravit aspoň částečně automatizované zpracování dat.

Kromě snímání pomocí tenzometrických desek, tenzometrie na trubkovém adaptéru a trekováním určitých bodů na těle pacienta by bylo přínosné realizovat měření tlaku mezi pahýlem a lůžkem protézy (viz. [47]).

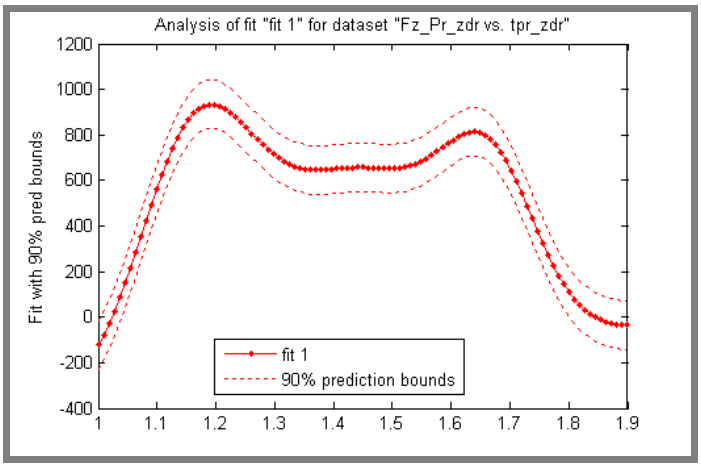
9.4.2 Zpracování dat

V případě opakování experimentu by bylo vhodné jednotlivé měření chůze opakovat řádově v desítkách a zpracovat výsledky statisticky. Pro tuto variantu byl již vyzkoušen postup zpracování dat v programu MATLAB. Hodnoty charakterizující např. Fz složku výsledné stykové síly jsou proloženy vhodnou funkcí (Obr. 9.1) pomocí regresní analýzy. Analýza umožňuje také vyhodnotit predikční pás (Obr. 9.2).



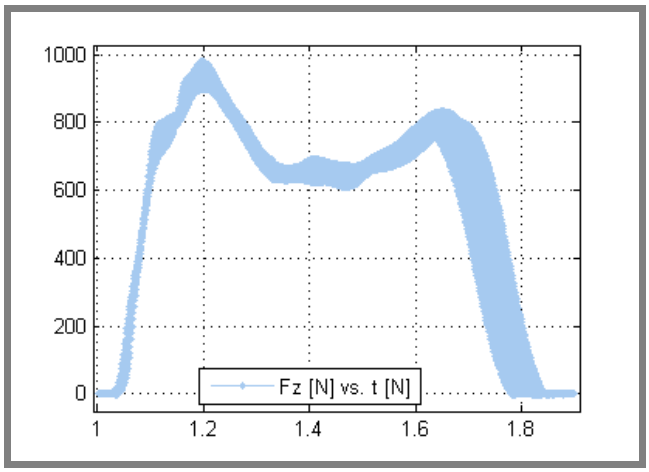
Obr. 9.1: Proložení hodnot Fz funkcí (MATLAB)

Data je pak možné lépe statisticky hodnotit. Zpracování do této podoby vyžaduje důslednou přípravu. Program Matlab umožňuje proces s daty částečně automatizovat pomocí maker nebo programování.



Obr. 9.2: Predikční pás (MATLAB)

Kromě výše uvedeného zpracování je možné data prezentovat (vizualizovat) prostřednictvím obálky, kterou vytváří okrajové hodnoty (Obr. 9.3). Na první pohled je možné získat konkrétní představu o charakteru např. složek výsledné stykové síly.



Obr. 9.3: Vizualizace dat pomocí okrajové obálky (MATLAB)

9.4.3 Deformačně napjatostní analýza

Získané výsledky poskytují dostatek informací pro realizaci deformačně napjatostní analýzy pomocí metody konečných prvků. Po získání materiálových vlastností a 3D digitálního modelu jednotlivých komponent protézy bude možné komplexně posoudit chování protézy při daných zátěžných stavech.

9.4.4 Transfemorální protéza

Zkušenosti získané při experimentech s transtibiální protézou mohou být dobře uplatněny při analýze nebo konstrukci transfemorální protézy. Tento typ protézy nahrazuje dolní končetinu po amputaci ve stehně.

10 SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ

[1] DUNGEL, P. Ortopedie. Grada Publishing 2005. 1280 p. 1. vydání. ISBN: 80-247-0550-8.

[2] MAGEE, R. Amputation through the ages: The oldest major surgical operation. *ANZ Journal of Surgery*, 68 (9), 675–678 doi:10.1111/j.1445-2197. 1998. ISSN: 1445-1433.

[3] ČIHÁK, R. *Anatomie 1.*, Grada Publishing 1, vydání 2. ISBN 80-7169-970-5.

[4] Rosický, J. Protetická chodidla a jejich vlastnosti. *Ortopedicka protetika*. [cit. 5.9.2007]. [online].
URL: <http://www.ortopedickaprotetika.cz/ViewArticle.php?Article=64>.

[5] SEYMOUR, R. *Prosthetics and orthotics-Lower limb and Spinal*. Lippincott Williams & Wilkins 2002. ISBN 0-7817-2854-1.

[6] REGINALD, M. Amputation trhough the ages: the oldest major surgical operation. Australian & New Zealand Journal of Surgery, Sep98, Vol. 68 Issue 9, p675, 4p. ISSN: 0004-8682.

[7] WILSON, A. B. *A primer on limb prosthetics*. Charles C Thomas Pub Ltd; 1 edition (November 16, 1998). 151 pages. ISBN-10: 0398068976. ISBN-13: 978-0398068974.

[8] GIBSON, I. *Advanced Manufacturing Technology for Medical Application, Reverse Engineering: Software Conversion and Rapid Prototyping*. John Wiley & Sons Ltd, 2005. 240 p. ISBN: 0-470-01688-4.

[9] BELLA, J. *Amputation and prosthetics: a case study approach.* 2002, F. A. Davis Company. 2nd ed. ISBN 0-8036-0839-X.

[10] LUSARDI, M. M. – NIELSEN, C. C. *Ortohotics and Prosthetics in Rehabilitation.* 2nd ed. 2007 Elsevier Inc. ISBN: 0-7506-7479-2.

[11] WILSON, A.B. *Limb prosthetics.* 1970. Artif Limbs 14, p184-189, ISSN: 0004-3729 (Print).

[12] BOWKER, J. H – MICHAEL, J. W. *Atlas of Limb Prosthetics: Surgical, Prosthetic, and Rehabilitation Principles.* 2nd. ed. 1992. American Academy of Orthopaedic Surgeons. p930. ISBN: 0-8016-0209-2.

[13] LEE, R. Y. – TURNER-SMITH, A. *The influence of the lenght of lower-limb prosthesis on spinal kinematics*. Arch Phys Med Rehabil 2003, vol. 84. 1357-62.

[14] JANURA, M. – SVOBODA, Z. – KOZÁKOVÁ, D. – BIRGUSOVÁ, D. Analýza chůze u osob s transtibiální protézou. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 13, 2006, No. 4, pp. 190-193. ISSN: 1211 – 2658.

[15] GEIL M. D. - LAY A. Plantar foot pressure responses to changes during dynamic trans-tibial prosthetic alignment in a clinical setting. *Prosthetics and orthotics international*. International Society for Prosthetics and Orthotics, Copenhagen, DANEMARK 2004. vol. 28, n2, pp. 105-114. ISSN: 0309-3646.

[16] XIAOHONG, J. – SHUANGFU, S. – RENCHENG, W. Effects of Alignment on interface pressure for transtibial amputee during walking. ACM New York, NY, USA. Pages 84-87. Singapore 2007. ISBN: 978-1-59593-852-7.

[17] XIAOBING, L. – XIAOHONG, J. – PENG, D. – LIDAN, F. Influence of Shoe-heel Height of the transtibial prosthesis on static standing biomechanics. *Engineering in Medicine and Biology, 27th Annual Conference*. Shanghai, China 2005. IEEE, 345 E 47TH ST, NEW YORK, NY 10017 USA. Pages: 5227-5229. ISSN: 1094-687X.

[18] XIAOHONG, J. – XIAOBING, L. - PENG, D. – MING, Z. The Influence of dynamic transtibial prosthetic alignment on standing plantar foot pressure.

[19] FRIBERG, O. Biomechanical significance of the correct length of lower limb prostheses: a clinical and radiological study. *Prosthetics and orthotics international*. 1984 Dec; 8(3):124-9. ISSN: 0309-3646 (Print), 1746-1553 (Electronic).

[20] BATENI, H. - OLNEY, J. S. Effect of the Weight of Prosthetic Components on the Gait of Transtibial Amputees. *Journal of prosthetics & orthotisc*. pp 113-120. 2004 Vol. 16, Num. 4. [online]. [cit. 10.12. 2007]. URL < http://www.oandp.org/jpo/library/2004_04_113.asp>.

[21] *14: Analysis of Amputee Gait | O&P Virtual Library*. [online]. [cit. 5.6.2007]. URL <http://www.oandplibrary.org/alp/chap14-01.asp>.

[22] ROSICKÝ, J. Technické možnosti protéz dolních končetin. ING corporation, s. r. o. - Ortopedická protetika Frýdek – Místek. [prezentace na CD-ROM]. [citováno 28.8.2007]. Vyžaduje Microsoft Office PowerPoint 2003.

[23] Ossur Bionics | OSSEOINTEGRACE. [online]. [cit. 20.4.2008]. URL: <http://www.ossur.cz/bionics-cz/Home/OSSEOINTEGRATION.html>.

[24] *Ossur Bionics | Produkty » KOLENNÍ KLOUB POWER KNEE*.[online].[cit. 25.4.2008]. URL<http://www.ossur.cz/bionics-cz/pages/306.html>.

[25] KIRTLEY, CH. *Clinical Gait Analysis: Theory and Practice*. 1st. ed. 2006. Elsevier Limited. ISBN: 0443100098.

[26] *Podiatrie - diagnostické metody*. [online]. [cit. 12.12.2007] Platnost od 28.6.2006. URL <http://www.ortopedie-rehabilitace.cz/index.php?cmd=page&id=37&articleID=37>.

[27] Elektromyografie. *KOMPENDIUM – Patobiomechanika a Patokinesiologie* [online]. [cit.2.4.2008]. URL<http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpk/kompendium/biomechanika/experiment_metody_emg.php>.

[28] *EMG Electromyography | Automated EMG Analysis | BIOPAC – Research* [online]. [cit. 1.5.2008]. URL<http://www.biopac.com/researchApplications.asp?Aid=41&AF=366&Level=3>.

[29] *Zdravé nohy* [online]. [cit. 2.3.2008]. URL<http://www.meditrend.cz/index.php?zobraz=zdr_nohy_tenzo>.

[30] *Gait Manual - Ariel Dynamics, Web of Biomechanics* [online]. [cit. 4.12.2007]. URL<http://www.sportsci.com/adi2001/adi/services/support/manuals/gait/default.asp>.

[31] *Vicon | Peak Motus Systems* [online]. [cit. 20.4.2008]. [Platnost do 29.5.2008]. URL <http://www.vicon.com/products/peakmotus.html#optical3d>.

[32] *Mobile multicomponent force plate with charge output* [online]. [cit. Dne. 30.8.2007]. URL <http://www.kistler.com/do.productfinder.it.it-it?content=13_Productfinder&param=App.9286A&reset=true>.

[33] *Vicon | Vicon MX Systems* [online]. [cit. 2. 5. 2008]. Platnost do 19. 5 2008. URL<http://www.vicon.com/products/viconmx.html>.

[34] *Characteristics :: Kine Motion Analysis and Wireless EMG :: Human Gait Animation & Analysis*. [online]. URL<http://kine.is/modules.php?op=modload&name=News&file=article&sid=46> [cit. dne 29.8.2007].

[35] BAKER, R.*The Hugh Williamson Gait Analysis Laboratory : Our Facilities* [online]. [cit. 2.4.2008]. URL<http://www.rch.org.au/gait/index.cfm?doc_id=1595>.

[36] *Vicon | Gait Analysis & Rehabilitation* [online]. [cit. 5.3.2008]. Platnost do 26. 5. 2008. URL<http://www.vicon.com/applications/gait_analysis.html>.

[37] *Technology of Kistler Group (www.kistler.com)* [online]. [cit. 2. 2. 2008]. URL<http://www.kistler.com/do.content.it.it-it?content=Technology>.

[38] GRIFFITHS, W. I. *Principles of Biomechanics & Motion Analysis*. Lippincott Williams & Wilkins; 1 edition (October 1, 2005). 339 pages. ISBN 10: 0781752310. ISBN 13: 978-0781752312.

[39] *Force Plates Data Acquisition Equipment* [online]. [cit. 5. 5. 2008]. URL<http://physiotherapy.curtin.edu.au/home/facilities/equipment/force-plates.cfm>.

[40] *Bertec Corporation* [online]. [cit. 11.4.2008]. URL<http://www.bertec.com/gait_biomechanics.htm>.

[41] Botta, P. – Botta, R. - Schneider, C. – Steiner, L. Určení objemu a tvaru stehenních pahýlů a jeho význam pro navrh pahýlového lůžka. *Ortopedicka protetika*. [cit. 3.9.2007]. [online]. URL <http://www.ortopedickaprotetika.cz/ViewArticle.php?Article=118>.

[42] Diagnostické přístroje - Podometr, Laserový dvoupaprskový přístroj.[online].[cit. 5.3.2008]. URL: <http://www.ingcorporation.cz/cs/pristroje-zarizeni/index.php>.

[43] *Ambroise Paré - Wikipedie, otevřená encyklopedie*. [online]. [cit.2.4.2008]. URL: <http://cs.wikipedia.org/wiki/Ambroise_Par%C3%A9>.

[44] CATHOLIC ENCYCLOPEDIA: Ambroise Pare. [online]. [cit. 20.4.2008] URL:<http://www.newadvent.org/cathen/11478a.htm>.

[45] VÚK - ČSN 424201. 15.11.2001. [online]. [cit. 4..4.2008]. URL <http://cesar.fme.vutbr.cz/cgi-bin/toMAC.cs/informace/nezelezo/At6.htm>.

[46] VÁCLAVÍK, V. *Výpočty na pevnost*. Díl první. Československá vědeckotechnická společnost, Praha 1968. ST-17-777/68.

[47] KANG, P - KIM, J - ROH, J. *Pressure Distribution in Stump/Socket Interface in Response to Socket Flexion Angle Changes in Trans-Tibial Prostheses With Silicone Liner*. Clin Biomech (Bristol, Avon). 2006 Aug 16; : 16919376.

11 SEZNAM PUBLIKACÍ AUTORA K DANÉ PROBLEMATICE

1. PALOUŠEK, D. - NÁVRAT, T. Strain gauge measurement of transtibial prosthesis. In *Human Biomechanics 2008*. (In press).
2. PALOUŠEK, D - NÁVRAT, T. - ROSICKÝ, J. - KREJČÍ, P - HOUFEK, M. Experimental recognition of loading character of transtibial prosthesis. In *Inženýrská mechanika 2008*. (In press).
3. PALOUŠEK, D.; NÁVRAT, T.; OMASTA, M.; ŠESTÁK, J. Loading character of transtibial prosthesis. In *Modeling and optimization of physical systems*. 2008. Gliwice, Wydawnictvo Katedry Mechaniki Stosowanej. 2008. p. 79 - 83. ISBN 978-83-60102-50-3.

12 SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK, SYMBOLŮ A VELIČIN

12.1 Seznam použitých zkratek

AP - Anterior posterior
GRF - Ground Reaction Force (výsledná styková síla mezi podložkou a chodidlem)
GRFV - Ground Reaction Force Vector (vektor výsledné stykové síly od podložky)
IPOP - Immediate postoperative prosthesis
ML - Media lateral
MKP - Metoda konečných prvků
PTB - Patellar Tendon Bearing (přenos zátěže přes patelární vaz)
TSB - Total Surface Societ (plnokontaktní hydrostatické lůžko)
VSS - Výsledná styková síla

12.2 Seznam použitých symbolů a veličin

D	[mm]	Vnější průměr trubkového adaptéru.
d	[mm]	Vnitřní průměr trubkového adaptéru.
E	[MPa]	Modul pružnosti v tahu.
F_n	[N]	Normálová složka výsledné stykové síly mezi podložkou a chodidlem.
F_{np}	[N]	Normálová složka GRF mezi podložkou a chodidlem pro výpočet na patě.
f_p		Koeficient tření.
f_s		Koeficient tření.
F_t	[N]	Tečná složka výsledné stykové síly mezi podložkou a chodidlem.
F_T	[N]	Třecí složka výsledné stykové síly mezi podložkou a chodidlem.
F_{Tn}	[N]	Normálová složka třecí síly.
F_{tp}	[N]	Tečná složka GRF mezi podložkou a chodidlem pro výpočet na patě.
F_{Tp}	[N]	Třecí složka GRF mezi podložkou a chodidlem pro výpočet na patě.
F_{Tpn}	[N]	Normálové složka F_{Tp} na patě.
F_{Tpt}	[N]	Třecí složka GRF F_{Tp} na patě.
F_{Tt}	[N]	Tečná složka třecí síly.
F_v	[N]	Výsledná síla vektorového součtu F_z a F_y
F_y	[N]	AP složka GRF
F_z	[N]	Vertikální složka GRF
G	[MPa]	Modul pružnosti ve smyku
l_1	[mm]	Délka chodidla.
l_2	[mm]	Délka protézy s chodidlem.
l_{lp}	[mm]	Vzdálenost místa kontaktu paty a trubkového adaptéru.
M_o	[Nm]	Ohybový moment.
M_{op}	[Nm]	Ohybový moment pro výpočet na patu.
S	[mm^2]	Plocha průřezu trubkového adaptéru.
W_o	[mm^3]	Průřezový modul v ohybu.
ε_n	[1]	Přetvoření od namáhání v osovém směru trubkového adaptéru.

ε_{np}	[1]	Přetvoření od namáhání v ose trubkového adaptéru pro výpočet na patě.
ε_{o}	[1]	Přetvoření od namáhání v ohybu.
ε_{op}	[1]	Přetvoření od namáhání v ohybu pro výpočet na patě.
σ_{n}	[MPa]	Normálné napětí pro výpočet na špičce.
σ_{np}	[MPa]	Normálné napětí pro výpočet na patě.
σ_{o}	[MPa]	Napětí v ohybu pro výpočet na špičce.
σ_{o}	[MPa]	Napětí v ohybu pro výpočet na patě.
τ	[MPa]	Napětí v krutu

13 SEZNAM OBRÁZKŮ

Obr. 5.1: Tvůrčí tým [1] 13
Obr. 5.2 Roviny těla [3]....14
Obr. 5.3 Označení směrů na dolní končetině [3]....14
Obr. 5.4: Vysvětlení pojmů při natočení v kloubech v sagitální rovině [4] 15
Obr. 5.5: Umělá končetina zkonstruovaná Ambroise Paré [5]....16
Obr. 5.6: „The Anglesey leg“[9] 17
Obr. 5.7: Ambrosie Paré [43] 18
Obr. 5.8: Parmeleeho protéza [9] 18
Obr. 5.9: Transfemorální (vlevo) a transtibiální (vpravo) amputační úrovně[5]....20
Obr. 5.10: Exoskeletární (vlevo) a endoskeletární typ protézy [4] 20
Obr. 5.11: Saarbrucker interim protéza [12]....21
Obr. 5.12: Kolenní kloub POWER KNEE (Ossur) [24]....22
Obr. 5.13: Různé tvary pahýlů [12]....23
Obr. 5.14: Úrovně amputací [12]....24
Obr. 5.15: Pahýlové KBM lůžko transtibiální protézy [12] 24
Obr. 5.16: Zjednodušené schéma osseointegrace [22] 25
Obr. 5.17: Ukázka osseointegrace [4] 25
Obr. 5.18: Přehled protetických chodidel [12] 26
Obr. 5.19: Základní přehled vzdáleností při chůzi [5]....27
Obr. 5.20: Cyklus normální chůze (pravá noha referenční) [5]....28
Obr. 5.21: Zobrazení vektoru výsledné stykové síly od podložky [5] 29
Obr. 5.22 Nastavení lůžka v mírné flexi pro rovnoměrnější zatížení pahýlu [10] 31
Obr. 5.23: Lůžko nastaveno příliš anteriorně [5] 32
Obr. 5.24: Nastavení protézy ve frontální rovině, chodidlo příliš laterálně [5] 32
Obr. 5.25: Odchylky chůze [12] 33
Obr. 5.26: EMG záznam svalové aktivity [28]....34
Obr. 5.27: Reflexní body na těle pacienta [36]....35
Obr. 5.28: Výstup ze systému VICON [36] 35
Obr. 5.29: Průběhy složek sil ve stojné fázi kroku [16] 36
Obr. 5.30: Zobrazení rozložení tlaků na desce RS SCAN [29]....37
Obr. 5.31: Systém Vicon Motus [31] 37
Obr. 5.32: Výstup z analýzy pohybu systému APAS....38
Obr. 7.1: Měřená transtibiální protéza....40
Obr. 7.2: Čtyři tenzometry zapojené do plného mostu....41
Obr. 7.3: Náhled rozmístění tenzometrů na trubkovém adaptéru protézy....41
Obr. 7.4: Rozmístění tenzometrů na adaptéru (složeno z fotografií ze čtyř stran)....41
Obr. 8.1: Signálový modul a notebook se softwarem 43
Obr. 8.2: Systém firmy Kine [34]....44
Obr. 8.3: Tenzometrické desky sestavené pro měření stability....45
Obr. 8.4: Tenzometrické desky Kistler 9286A sestavené pro měření chůze....45
Obr. 8.5: Měřicí řetězec....46
Obr. 8.6: Měřicí zařízení ZWICK Z020....47
Obr. 8.7: Upnutí adaptéru....48
Obr. 8.8: Měření přetvoření na patě chodidla protézy na zařízení ZWICK Z020....48
Obr. 8.9: Měření přetvoření na patě chodidla protézy....50
Obr. 8.10: Upnutí protézy v režimu měření na špičce chodidla....51
Obr. 8.11: Měření přetvoření na špičce chodidla protézy 52

Obr. 8.12: Silové působení na protézu v režimu odrazu ze špičky 53
Obr. 8.13: Výpočet v programu Mathcad pro režim zatěžování na špičce protézy ... 54
Obr. 8.14: Silové působení na protézu v pozici nášlapu na patu 55
Obr. 8.15: Výpočet v programu Mathcad pro režim zatěžování na patě protézy 55
Obr. 8.16: Stoj na protéze, chodidla vedle sebe 57
Obr. 8.17: Přetvoření měřená při stoji na obou končetinách 58
Obr. 8.18: Měření s pacientem 59
Obr. 8.19: Přetvoření v pěti měřeních 59
Obr. 8.20: Přetvoření při chůzi po rovině 60
Obr. 8.21: Přetvoření při chůzi ze svahu 61
Obr. 8.22 Přetvoření pří chůzi do svahu 61
Obr. 8.23: Přetvoření při chůzi ze schodů 62
Obr. 8.24: Přetvoření při chůzi do schodů 62
Obr. 8.25: Měření VSS, přetvoření a kinematiky 65
Obr. 8.26: Zatížení tenzometrické desky přes protézu 65
Obr. 8.27: Dráha s tenzometrickými deskami a kamerová soustava 66
Obr. 8.28: Souřadnicový systém tenzometrických desek 67
Obr. 8.29: Časový průběh výsledné VSS pro korektně nastavenou protézu 67
Obr. 8.30: Maxima složky Fz zdravé končetiny a končetiny s protézou 69
Obr. 8.31: Přetvoření na trubkovém adaptéru – korektní nastavení protézy 70
Obr. 8.32: Výpočet osové síly v trubkovém adaptéru v programu Mathcad 70
Obr. 8.33: Srovnání složek výsledné stykové síly (VSS) a přetvoření 71
Obr. 8.34: Průběhy přetvoření na trubkovém adaptéru protézy během třech měření 72
Obr. 8.35: Napětí a redukovaná napětí na trubkovém adaptéru protézy 73
Obr. 8.36: Průběh redukovaných napětí pro korektně nastavenou protézu 74
Obr. 8.37: Průběh redukovaných napětí pro prodloužený trubkový adaptér 74
Obr. 8.38: Průběh redukovaných napětí pro zkrácený trubkový adaptér 75
Obr. 8.39 Tracking v systému APAS 76
Obr. 8.40: Časový průběh polohy kyčetních kloubů pro korektní nastavení 77
Obr. 8.41: Časový průběh polohy kyčelních kloubů pro prodloužený tr. adaptér 77
Obr. 8.42: Časový průběh polohy kyčelních kloubů pro zkrácený tr. adaptér 78
Obr. 8.43: Prezentace flexe v kolenním kloubu 79
Obr. 8.44: Flexe v kolenním kloubu pro korektně nastavenou protézu 80
Obr. 8.45: Flexe v kolenním kloubu pro prodloužený trubkový adaptér protézy 80
Obr. 8.46: Flexe v kolenním kloubu pro zkrácený trubkový adaptér protézy 81
Obr. 8.47: Časový průběh rychlosti kolenního kloubu (korektní délka) 82
Obr. 8.48: Časový průběh rychlosti kolenního kloubu (prodloužená délka) 82
Obr. 8.49: Časový průběh rychlosti kolenního kloubu (zkrácená délka) 83
Obr. 9.1: Proložení hodnot Fz funkcí (MATLAB) 86
Obr. 9.2: Predikční pás (MATLAB) 87
Obr. 9.3: Vizualizace dat pomocí okrajové obálky (MATLAB) 87

14 SEZNAM TABULEK

Tabulka 5.1: Souhrn fází chůze [5] 29
Tabulka 8.1: Specifikace tenzometrické desky [32].....44
Tabulka 8.2: Hodnoty přetvoření získané měřením na patě protézy.....50
Tabulka 8.3: Hodnoty přetvoření získané měřením na špičce protézy.....52
Tabulka 8.4: Porovnání naměřených a vypočtených hodnot přetvoření pro 700N....56
Tabulka 8.5: Referenční hodnoty složek GRF, normální chůze, protéza.....68
Tabulka 8.6: Rozsah hodnot GRF, normální chůze, zdravá končetina 68
Tabulka 8.7: Hodnoty polohy bočelních kloubů v ose Z 78
Tabulka 8.8: Flexe v kolenním kloubu.....81

15 SEZNAM PŘÍLOH

Příloha 1: přehled software Kine [32] 99
Příloha 2: Fáze chůze [5] 100
Příloha 3: Uspořádání desek [32] 101
Příloha 4: Časová osa vývoje protéz dolních končetin 102
Příloha 5: Výstupní data chůze osmiletého dítěte s mozkovou obrnou [10] 103
Příloha 6: Rozdělení protetických kolenních kloubů [12] 104
Příloha 7: Mechanické kolenní klouby [12] 105
Příloha 8: Hydraulické a pneumatické kolenní klouby [12] 106
Příloha 9: Klasický typ chodidla bez pohybu 107
Příloha 10: Klasický typ chodidla s pohybem 108
Příloha 11: Biomechanický typ chodidla College Park True Step [12] 109
Příloha 12: Speciální typy chodidel 109
Příloha 13: Příčně oválná objímka stehenní protézy 110
Příloha 14: Podélně oválná objímka stehenní protézy [22] 111
Příloha 15: Ukázky lůžek protéz z různých materiálů [12] 112
Příloha 16: Srovnání protetických chodidel 113
Příloha 17: Měření na zařízení ZWICK 114
Příloha 18: Měření přetvoření na zařízení ZWICK Z020 - pata 115
Příloha 19: Měření přetvoření na zařízení ZWICK Z020 - špička 116
Příloha 20:Časové průběhy VSS 117
Příloha 21: Časové průběhy VSS pro další nastavení protézy 118
Příloha 22: Srovnání složek výsledné stykové síly (VSS) a přetvoření 120
Příloha 23: Průběhy přetvoření na trubkovém adaptéru protézy 121
Příloha 24: Průběh polohy ramen a kyčelních kloubů v sagitální rovině 123
Příloha 25: Průběh polohy ramen a kyčelních kloubů v sagitální rovině 124
Příloha 26: Průběh polohy ramen a kyčelních kloubů v sagitální rovině 125
Příloha 27: Prezentace flexe v kolenním kloubu. 126
Příloha 28: Prezentace flexe v kolenním kloubu v programu APAS 127
Příloha 29: Prezentace flexe v kolenním kloubu v programu APAS 128
Příloha 30: Prezentace flexe v kolenním kloubu v programu APAS 129
Příloha 31: Porovnání časového průběhu VSS a polohy kyčelních kloubů v ose Z130
Příloha 32: Časový průběh rychlosti kolenního kloubu. 131
Příloha 33: Časový průběh rychlosti kolenního kloubu. 132
Příloha 34: Dílčí výsledky v průběhu řešení práce 133

Příloha 1: přehled software Kine [32]

KINEView

Quick and easy Motion analysis

Features

- Immediate viewing of acquired data on screen
- Interactive, on-screen tools
- Automatic tracking
- Automatic gait report
- Automatic velocity and acceleration calculations
- Inter and Intra-frame measurements
- The quickest to learn system available
- Graphical representation of data
- Integral database
- Multiple options of export/import of data
- No VCR or TV needed

Benefits

- Fast and easy evaluation of data
- Scientifically reliable data
- Easy laptop installation
- Good value for money
- Provides DV video records
- Can import video from other sources
- Great educational tool
- Brings objective methods to the clinical setting
- Makes research more efficient

Applications

- Movement Analysis Research
- Sports Science
- Rehabilitation
- Physical Therapy
- Ergonomics
- Psychomotor Research
- Teaching basic concepts in biomechanics

Specifications

- **Number of video inputs:** 1 (FireWire) PAL or NTSC
- **Tracking:** Manual and automatic
- **Visual tools:** Marker, ruler, goniometer, timer
- **Measurable quantities:** Positions (x,y), lengths, angles and time span(ms)
- **Analyzing capabilities:** Frames, X and Y coordinates, lengths, angles, time and the derived velocity and acceleration data.
- **Import/Export:** Measurements can be exported via ASCII format. Video files can be imported and retrieved for other program applications.
- **Use of clipboard:** Tools, images and graphs can be copied to the clipboard and pasted into other applications.
- **Modes/Windows:** Recording, preview, measuring, graph windows. Single or multi frame jump.
- **Organization:** Database with group, patient, research and measurement in hierarchical order.
- **Calibration:** Origo can be put anywhere onscreen. Scale can be calibrated to a known length in image.

Measurement Tools

KINE

Pioneer in Biomedical Engineering

Kine ehf.
Bæjarhraun 8
220 Hafnarfjörður
Iceland
Tel: +354-560-8300
Fax: +354-560-8309
Email: kine@kine.is

WWW.KINE.IS

Příloha 2: Fáze chůze [5]

Table 5-4. Phases of Gait: Joint Position and Moments

	Initial Contact	*Loading Response*	*Midstance*	*Terminal Stance*	*Preswing*	*Initial Swing*	*Midswing*	*Terminal Swing*
% of gait cycle	0–2%	0–10%	10–30%	30–50%	50–60%	60–73%	73–87%	87–100%
Rocker phase		Heel rocker	Ankle rocker	Ankle rocker	Forefoot rocker			
Hip moment	Flexion	Flexion	Flexion to extension; adduction	Extension; adduction	Extension			
Hip angle	30° flexion	30–25° flexion	25° flexion to 0°	0° to 10–20° extension	10–20° extension	to 20° flexion	to 30° flexion	30° flexion
Pelvis position	Left backward rotation; neutral lateral tilt	Left backward rotation; neutral lateral tilt	Neutral rotation; neutral coronal; left pelvic drop	Moving into left forward rotation; left pelvic drop	Left forward rotation; neutral lateral tilt	Left forward rotation; right pelvic drop	Neutral coronal; right pelvic drop	Left backward rotation; right pelvic drop
Knee moment	Extension; valgus	Flexion; valgus	Flexion to extension	Extension	Extension to flexion	Gravity extending; acceleration	Gravity linear distracting	Gravity flexing; deceleration
Knee angle	0°	0–15° flexion	15° flexion to 5° flexion	5° flexion to 0°	0° to 30° flexion	to 60° flexion	to 30° flexion	0°
Ankle moment	Plantarflexion; valgus	Plantarflexion; valgus	Plantarflexion to dorsiflexion	Dorsiflexion	Dorsiflexion	Gravity plantarflexing	Gravity plantarflexing	Gravity plantarflexing
Ankle angle	Neutral	0 to 15° plantarflexion	15° plantarflexion to 5–10° dorsiflexion	5° dorsiflexion to 0°	0 to 20° plantarflexion	10° plantarflexion	Neutral	Neutral
Subtalar position	Supination	Rapid pronation	In pronation but supinating	Neutral to supination	Supination	Supination to neutral	Neutral	Neutral to supination

Příloha 3: Uspořádání desek [32]

Accessories – XMM

KISTLER

1

Mobiler Laufsteg für Messplattformen Typ 9286 und 9288
Portable Walkway for Force Plates Type 9286 and 9288

9401A...

Beschreibung

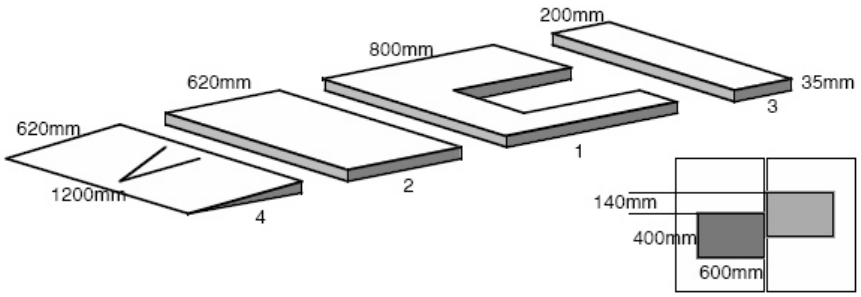
Der Laufsteg 9401A... dient zum Einbau der mobilen Messplattformen Typ 9286 und 9288. Mit seiner Hilfe können die Messplattformen ohne bauliche Veränderungen bodeneben eingebaut und dadurch ungehindert begangen werden. Die Laufstegelemente sind in Leichtbauweise mit einem Schaumkern ausgeführt.

Aus psychologischen und sicherheitstechnischen Gründen ist es wichtig, dass der Bodenbelag auf und neben der Messplattform derselbe ist. Mit dem Laufsteg wird diese Forderung erfüllt. Der Laufsteg besteht aus einem modularen System von 4 Teilen welche eine Vielzahl verschiedener Laufsteglängen und Anordnungen der Messplattform erlauben.

Description

The walkway is designed to make the mobile force plates type 9286 and type 9288 even more flexible and easy to use. The lightweight wood construction can be placed on a flat, hard floor without any mounting. The force plates become accessible without modifications of the floor or the building.

For safety and psychological reasons it is essential to have the same safe, nonskid floor covering on the force plate as well as on the surrounding area. The walkway fulfills this demand.
The walkway consists of a modular system of 4 parts which may be combined in a variety of setups to achieve different force plate positions and walkway length.

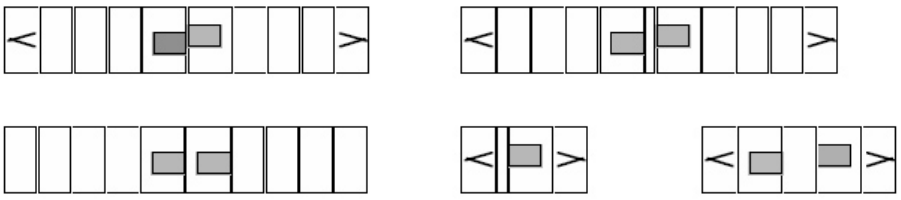


Technische Daten **Technical Data**

Pos Item	Bezeichnung Designation	Typ Type	Abmessungen Size	Gewicht Weight
1	Mittelteil inkl. Stück Bodenbelag / Central piece incl. piece of floor covering	9401A01	800x1200x35 mm	≙ 8kg
2	Verlängerung / Extension	9401A02	620x1200x35 mm	≙ 8kg
3	Zwischenstück / Intermediary	9401A03	200x1200x35 mm	≙ 5kg
4	Rampe/ ramp	9401A04	630x1200x5..35 mm	≙ 9kg

1 bar = 10^5 Pa = 10^5 N · m^{-2} = 1,0197... at = 14,503... psi; 1 psi = 0,06894... bar; 1 *g* = 9,80665 m · s^{-2}; 1 Nm = 0,73756... lbft; 1 g = 0,03527... oz

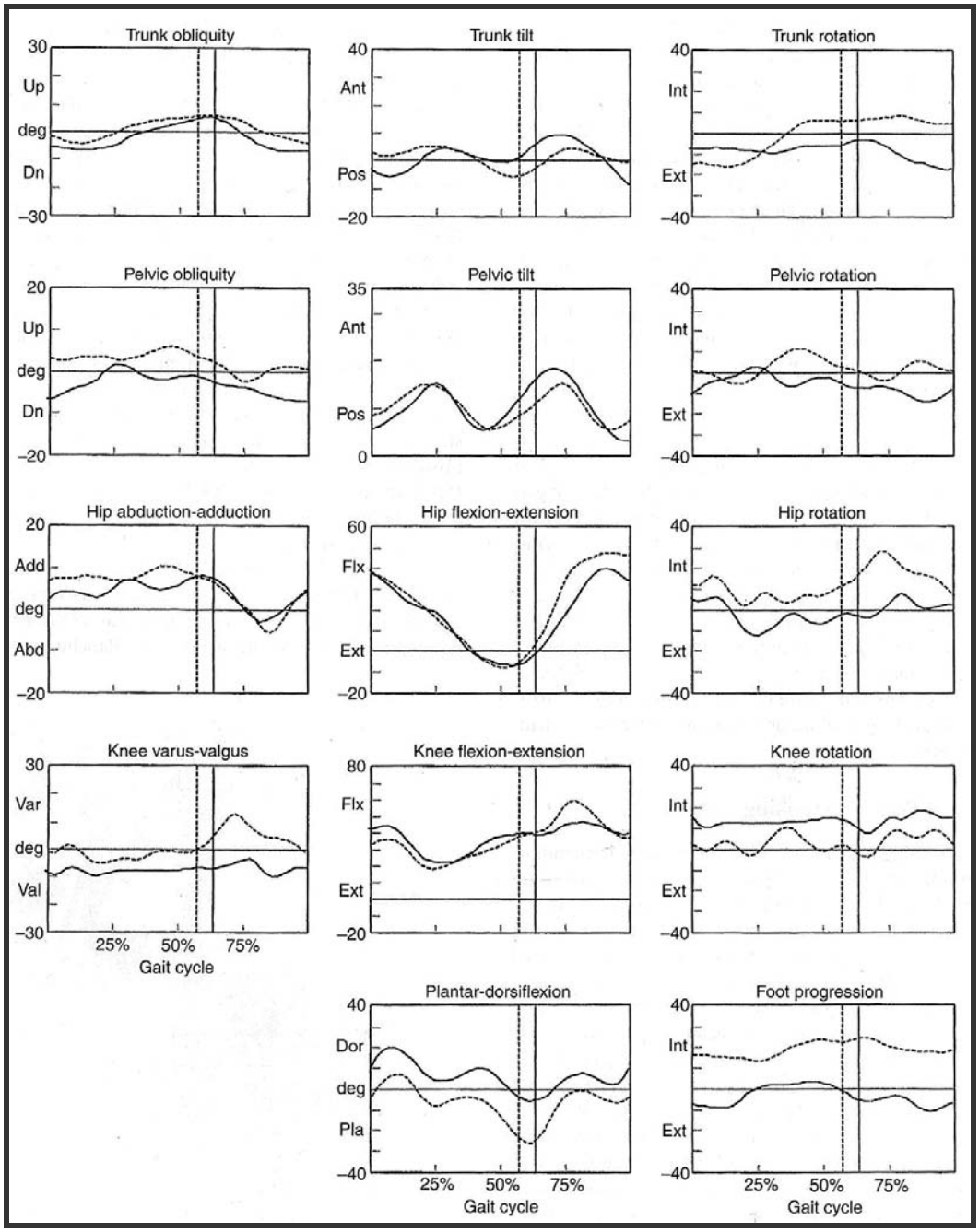
Anwendungsbeispiele **Examples**



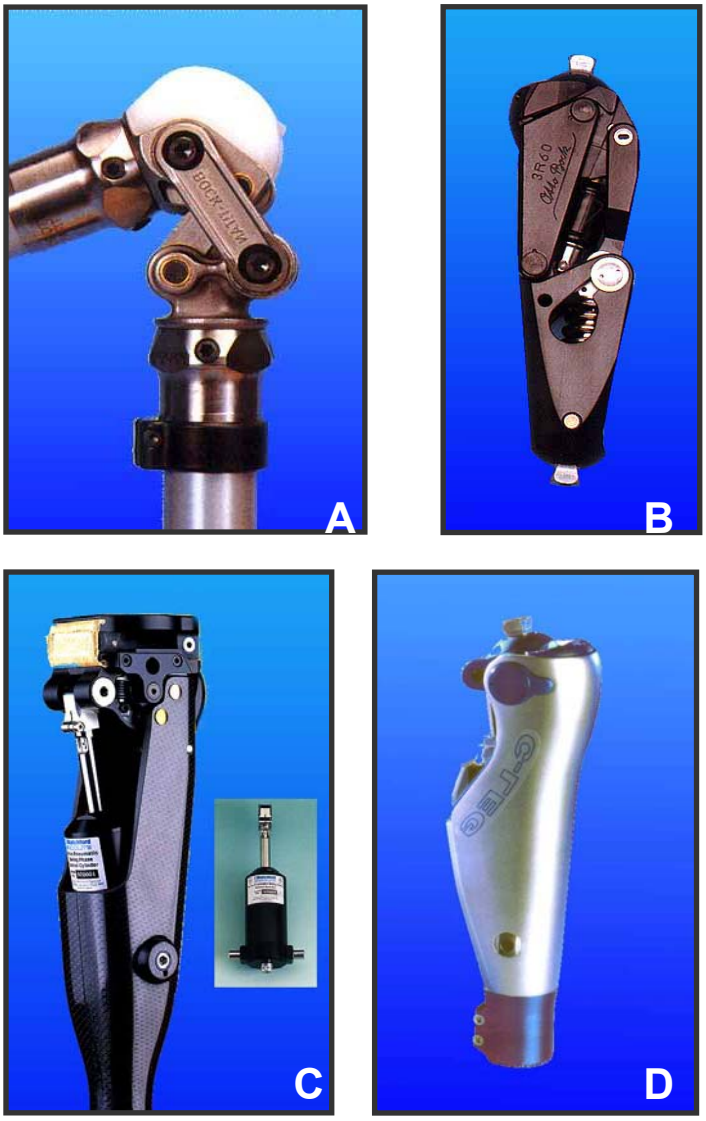
Příloha 4: Časová osa vývoje protéz dolních končetin

43000 př.n.l	Amputace prováděny primitivními nástroji
2730-2625 př.n.l	Jednoduché pomůcky pro fixaci kolena
1500 př.n.l	Zmínky v indiánské literatuře o jednoduchých protézách
370 př.n.l	Hipokrates používá fixační dlahy na dolní končetiny
480-425 př.n.l	Hérodot popisuje sparťanské vězně, kteří si sami na sobě provádí amputace
300 př.n.l	V ruinách Pompejí nalezena první protéza.
131-201	Galen používá ortézy pro fixování skoliózy a kyfózy
476-1453	Ve středověku používali rytíři důmyslné brnění ukrývající protézy.
1200	Lékařské škola v Boloni pokládá oblast protetik za součást lékařského vzdělání
1509-1590	Ambroise Pare vytváří standard pro amputace
1690	Verduin konstruuje transtibiální protézu s měděným lůžkem
1790-1847	Lisfranc, známý chirurg, provádí amputace pod 1 minutu
1800	Baron Larrey, chirurg Napoleona Bonaparte provádí až 200 amputací denně
1860	Úmrtnost v důsledku otravy krve po amputaci dosahuje až 80%
1865	Lord Lister zavádí opatření proti otravě krve
1865	J.E.Hanger konstruuje první kloubovou protézu
1918	Zahájení vývoje protetik a vytvoření centra pro veterány v The Limb Fitting Centre at Queen Mary's Hospitál
1945	Canada zahajuje výzkumný program protéz v Sunnybrook Hospital v Torontu.
1970	The U.S. Veterans Administration vyvíjí endoskeletární protézu
2000	Vývoj mikroprocesorově řízeného kolena s hydraulikou

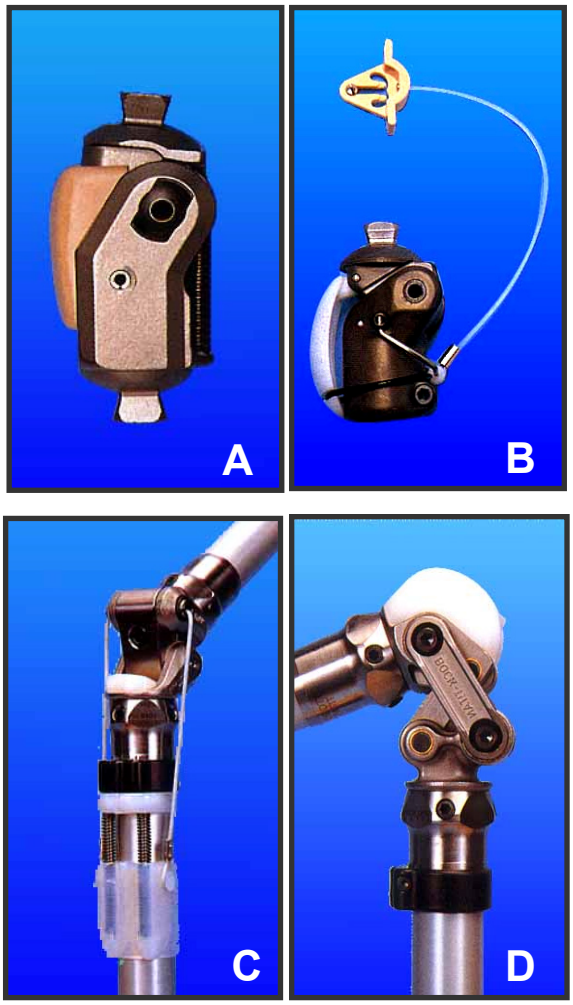
Příloha 5: Výstupní data chůze osmiletého dítěte s mozkovou obrnou [10]



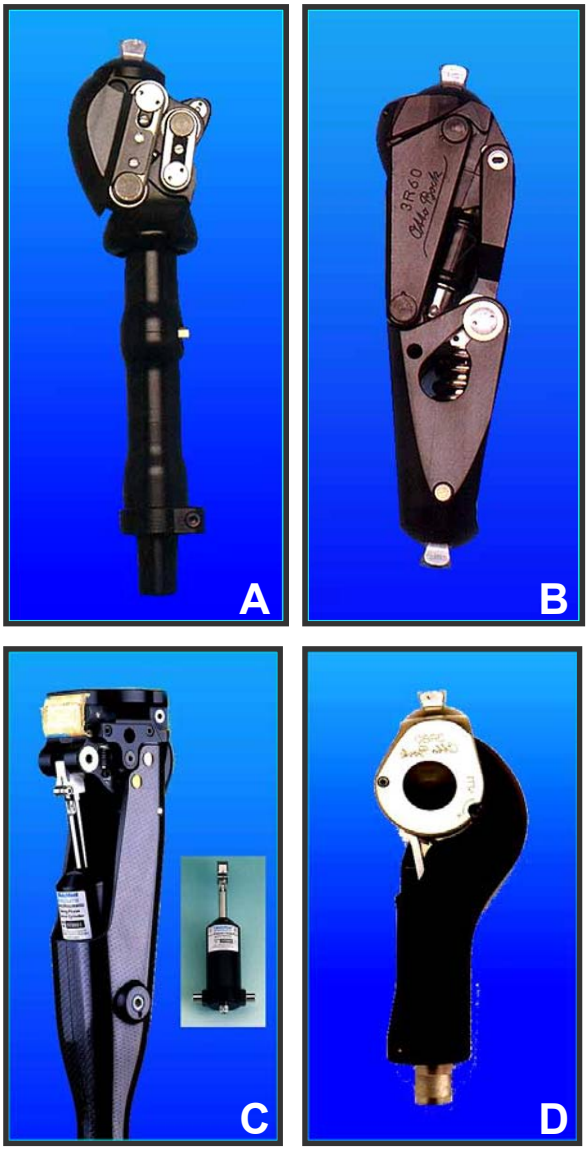
Příloha 6: Rozdělení protetických kolenních kloubů [12]
Neřízené kolenní klouby –mechanické (A), kombinované(B), řízené kolenní klouby-pneumatické (D), hydraulické (E).



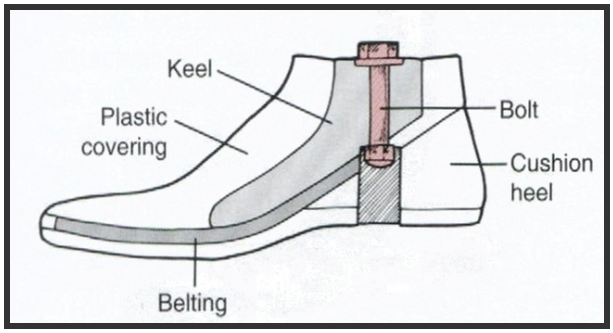
Příloha 7: Mechanické kolenní klouby [12]
Kolenní kloub volný pohyb (A), kolenní kloub se zámkem (B), kolenní kloub s brzdou (C), kolenní kloub polycentrický (D).



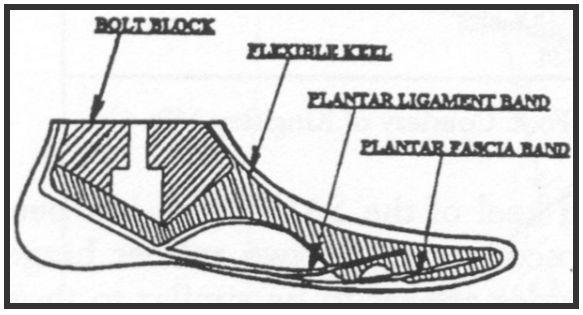
Příloha 8: Hydraulické a pneumatické kolenní klouby [12]
Kloub mechanický pneumatický (A), kloub mechanický hydraulický (B), kolenní kloub pneumatický (C), kolenní kloub hydraulický (D).



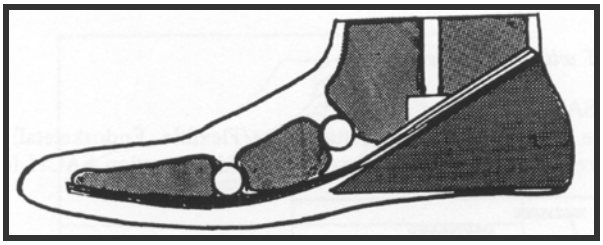
Příloha 9: Klasický typ chodidla bez pohybu



Chodidlo SACH - Solid Ankle Cushion Heel [5]

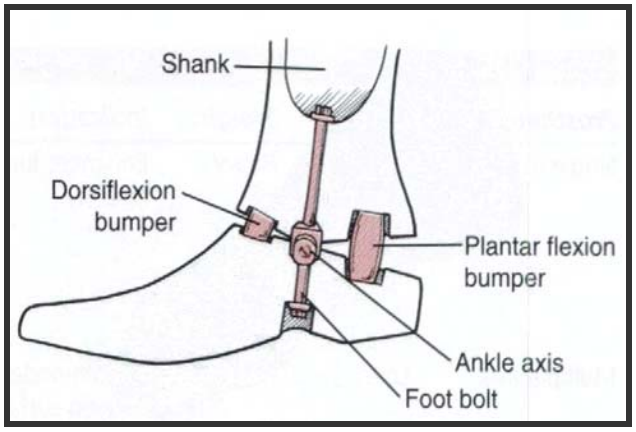


Chodidlo SAFE - Stationary Ankle Flexible Endoskeleton [7]

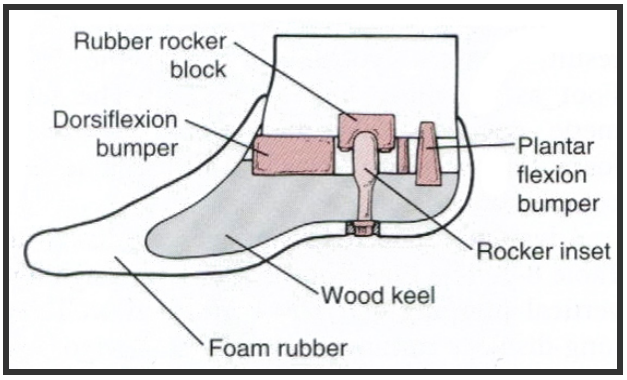


Chodidlo STEN [7]

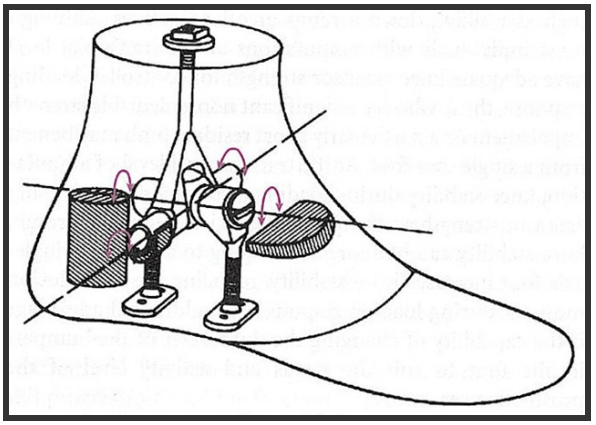
Příloha 10: Klasický typ chodidla s pohybem



Chodidlo s jednoosým kloubem [5].

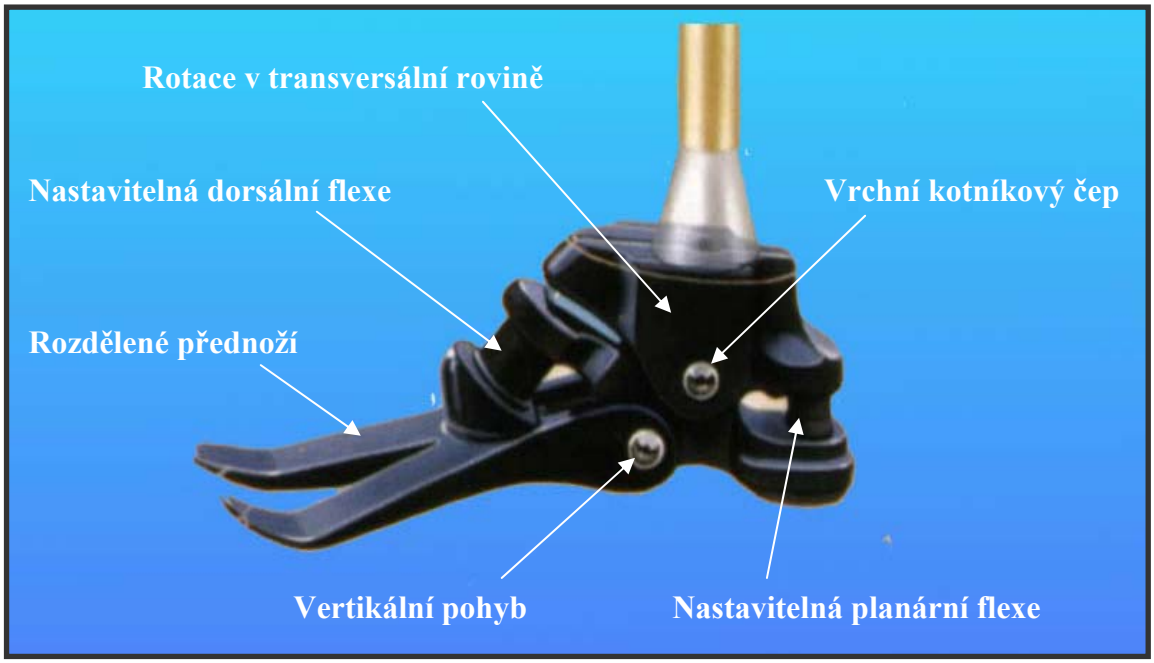


Chodidlo s víceosým kloubem [5]



Jeden s možných principů funkce víceosého chodidla [10]

Příloha 11: Biomechanický typ chodidla College Park True Step [12].



Příloha 12: Speciální typy chodidel

Pružinové dynamické chodidlo [12]

Příloha 13: Příčně oválná objímka stehenní protézy

Čelní pohled [12]

Boční pohled [12]

Příloha 14: Podélně oválná objímka stehenní protézy [22]

Čelní pohled

Boční pohled

Příloha 15: Ukázky lůžek protéz z různých materiálů [12]

Laminátové lůžko

Dřevěné lůžko

Plastové lůžko

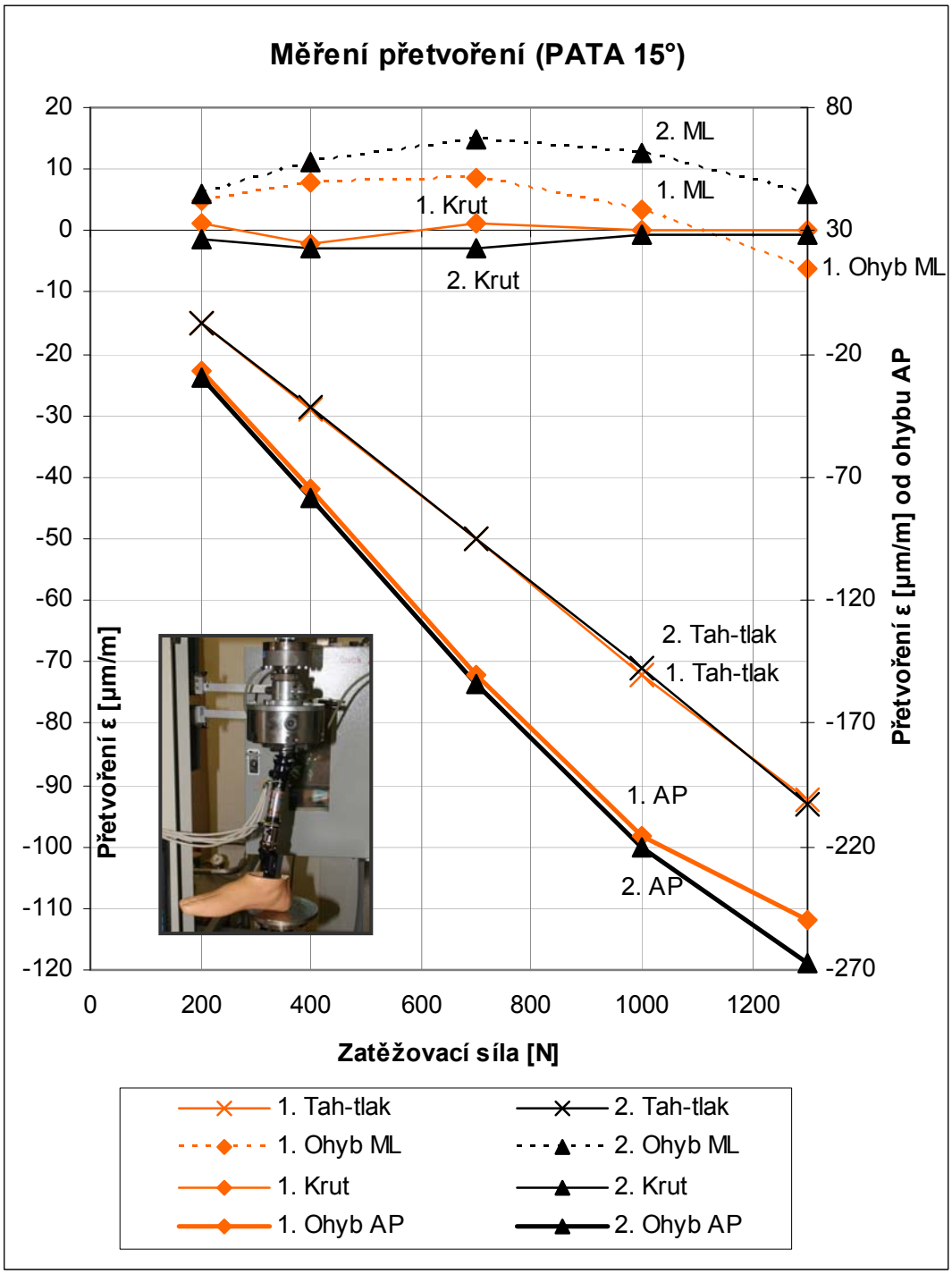
Kompozitové lůžko

Příloha 16: Srovnání protetických chodidel

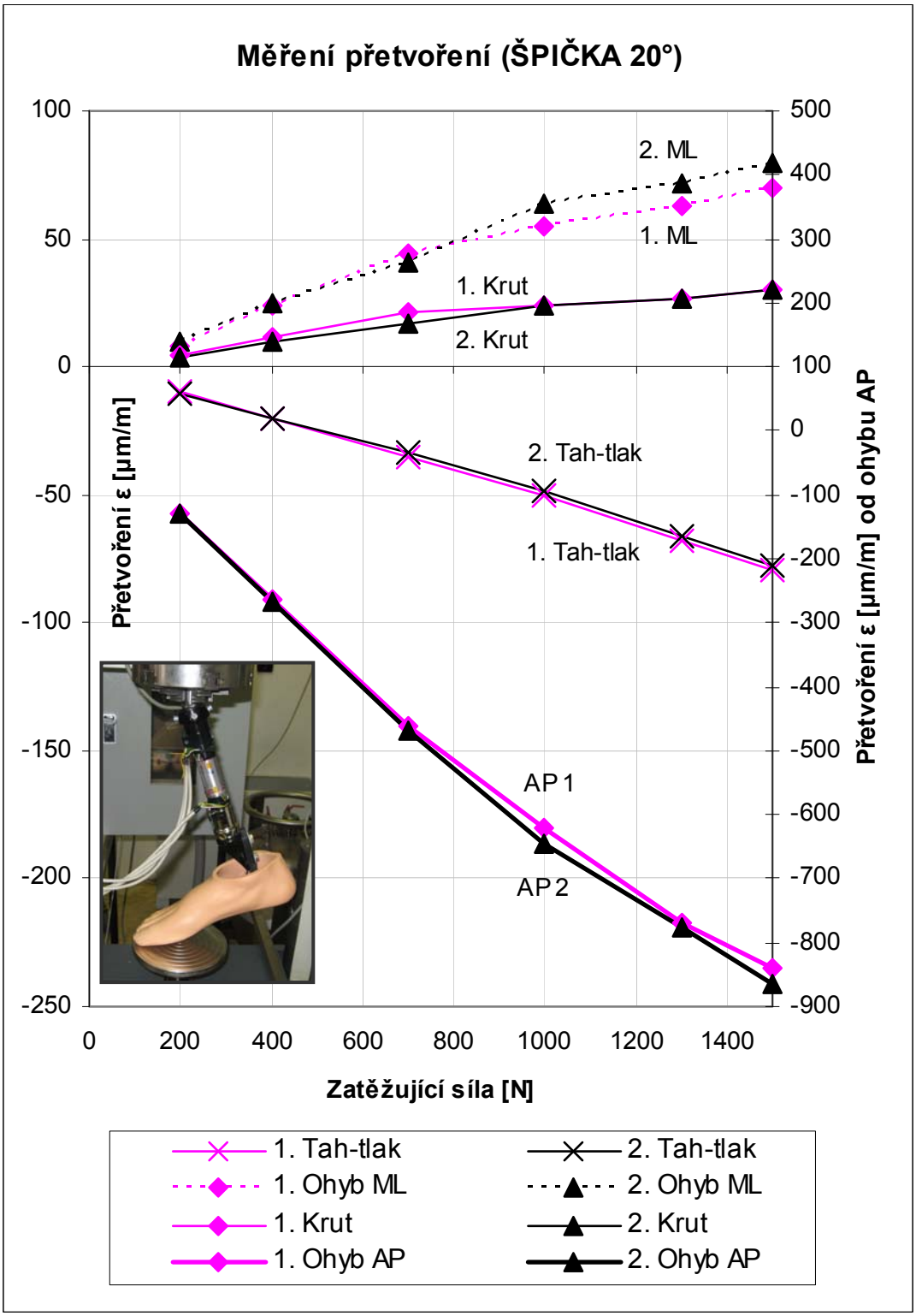
Protetické chodidlo	Cena	Hmot.	Indikace	Výhody	Nevýhody
Single axis	Nízká	Těžká	Zvyšuje stabilitu v koleni	Nastavitelné dorazy; přidává na stabilitě v koleni, dovoluje rychlé prohýbání chodidla	Vyšší hmotnost a nároky na údržbu; nevzhledná; možnost ztráty pohyblivých komponent a jejich zvýšená hlučnost; úlomky mohou vniknout do kloubu a narušit jeho funkčnost
Multiple axis	Nízká	Těžká	Přizpůsobuje se nerovným povrchům	Dovoluje široký rozsah pohybů, dobrá absorpce rázů	Nízká stabilita na rovných površích; vyšší hmotnost a nároky na údržbu
SACH	Nízká	Střední	Všeobecně využívaná	Široká škála výškového nastavení paty; spolehlivá; nižší nároky na údržbu	Omezená ohebnost způsobená tuhou konstrukcí; bez možnosti chodu v krajních polohách
SAFE	Nízká	Střední	Přizpůsobuje se nerovným povrchům	Velmi malé nároky na údržbu; odolná vůči vlhkosti a nečistotám; výškově nastavitelná pata; dostupná i v dětských velikostech	Menší mediální a laterální stabilita; špatný přechod z postojové fáze
STEN	Nízká	Střední	Přímé postavení s možností natáčení	Velký rozsah pohybů; přizpůsobená pro různé typy obuvi	Těžší a mnohem dražší než SACH
Flex	Velmi vysoká	Velmi lehká	Pro intenzivní sportování	Lehká konstrukce; možnost svislého skákání; stabilní v mediální i laterální rovině	Vysoká cena, složitá výroba a seřízení, obtížně výškově nastavitelná pata
Springlite	Velmi vysoká	Velmi lehká	Pro intenzivní sportování	Stejné jako v případě Flex, kromě nižší ceny	Stejné jako Flex
Seattle	Průměrná	Těžká	Pro všeobecné sportování; aktivní uživatel	Dynamická schopnost reakce; vylepšený design	Zvýšená hmotnost a cena
Carbon Copy II	Průměrná	Lehká	Aktivní uživatel; přímé postavení s možností natáčení	Dobrá stabilita v mediální i laterální rovině; lehká konstrukce	Zvýšená cena
College Park True – Step	Vysoká	Střední	Přizpůsobuje se nerovným povrchům; určena pro náročné aktivity	Zvýšená stabilita; nastavitelné dorazy	Zvýšené výdaje a nároky na údržbu; dostupná pouze v dospělých velikostech a pouze pro boty s nízkým podpatkem

Příloha 17: Měření na zařízení ZWICK

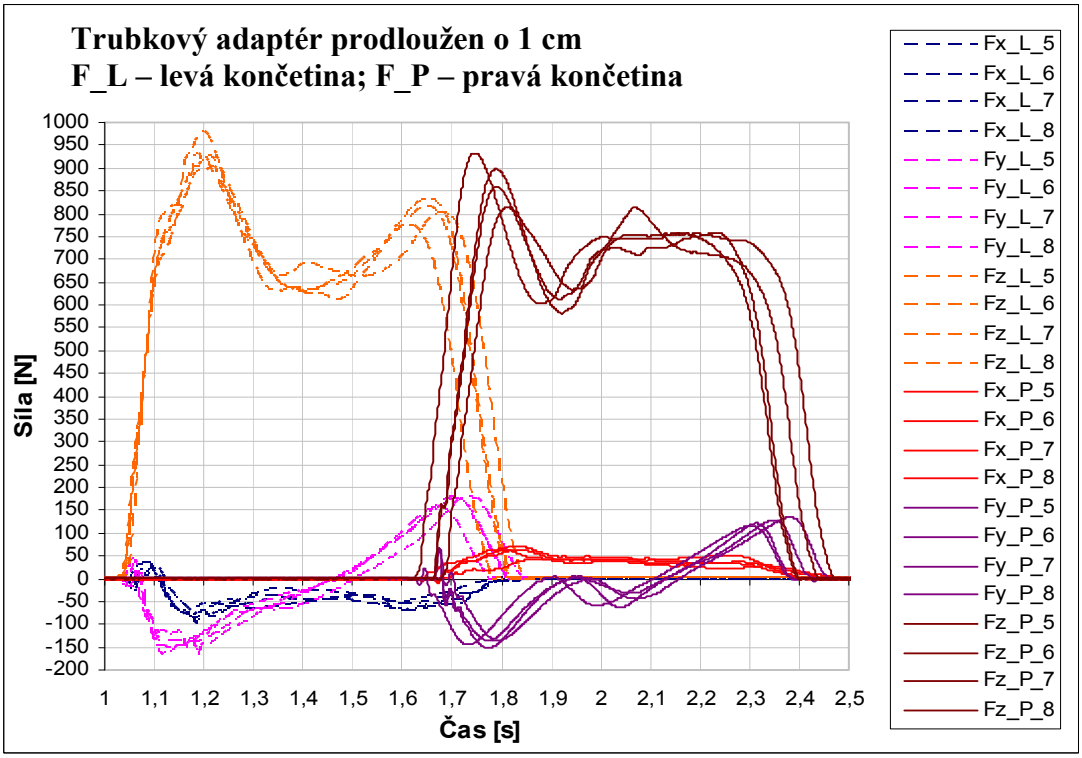
Příloha 18: Měření přetvoření na zařízení ZWICK Z020 - pata

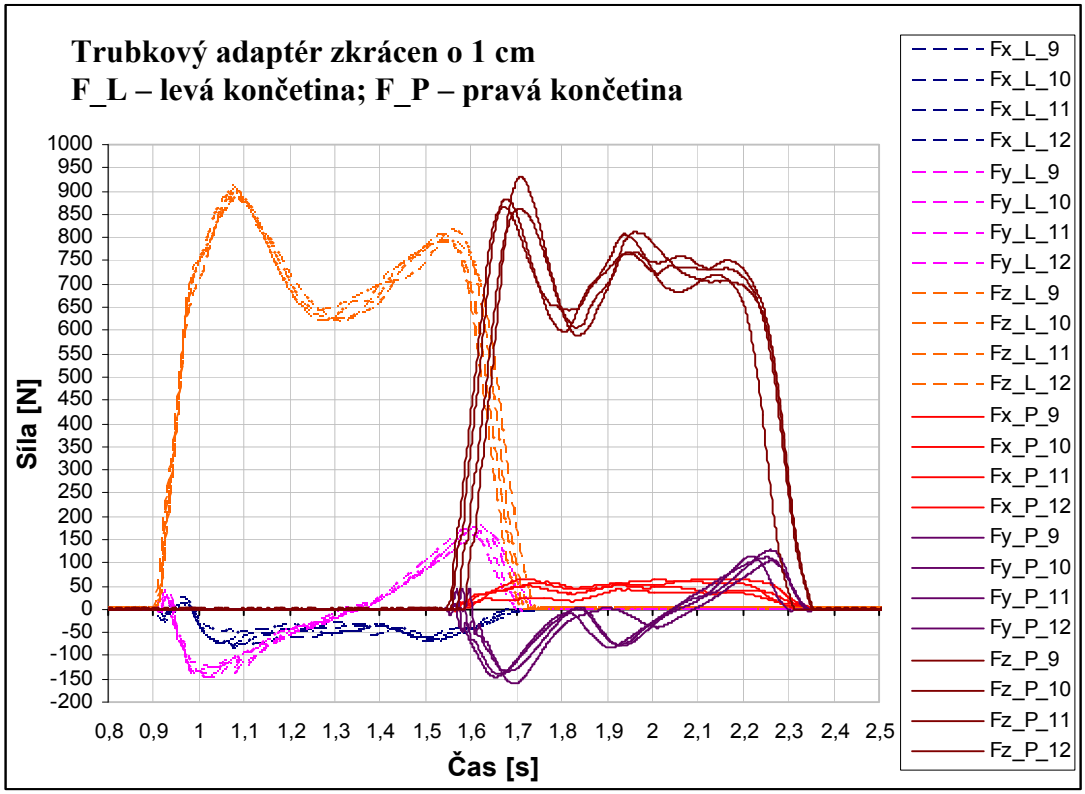


Příloha 19: Měření přetvoření na zařízení ZWICK Z020 - špička

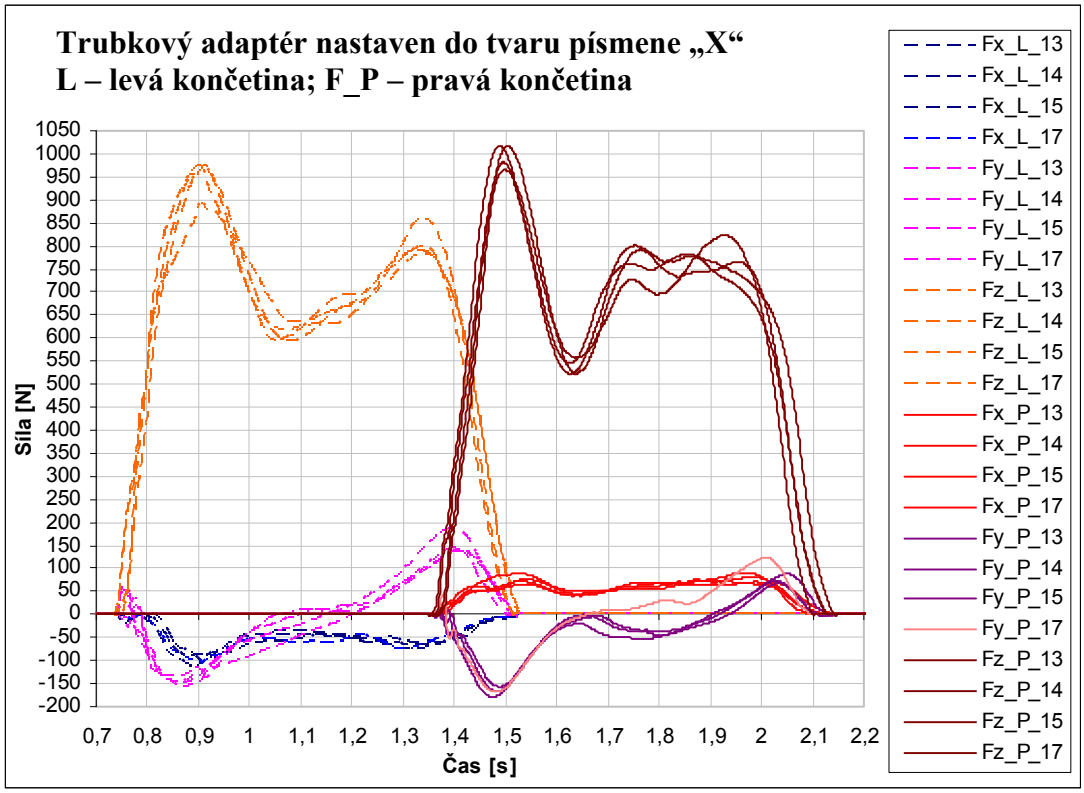


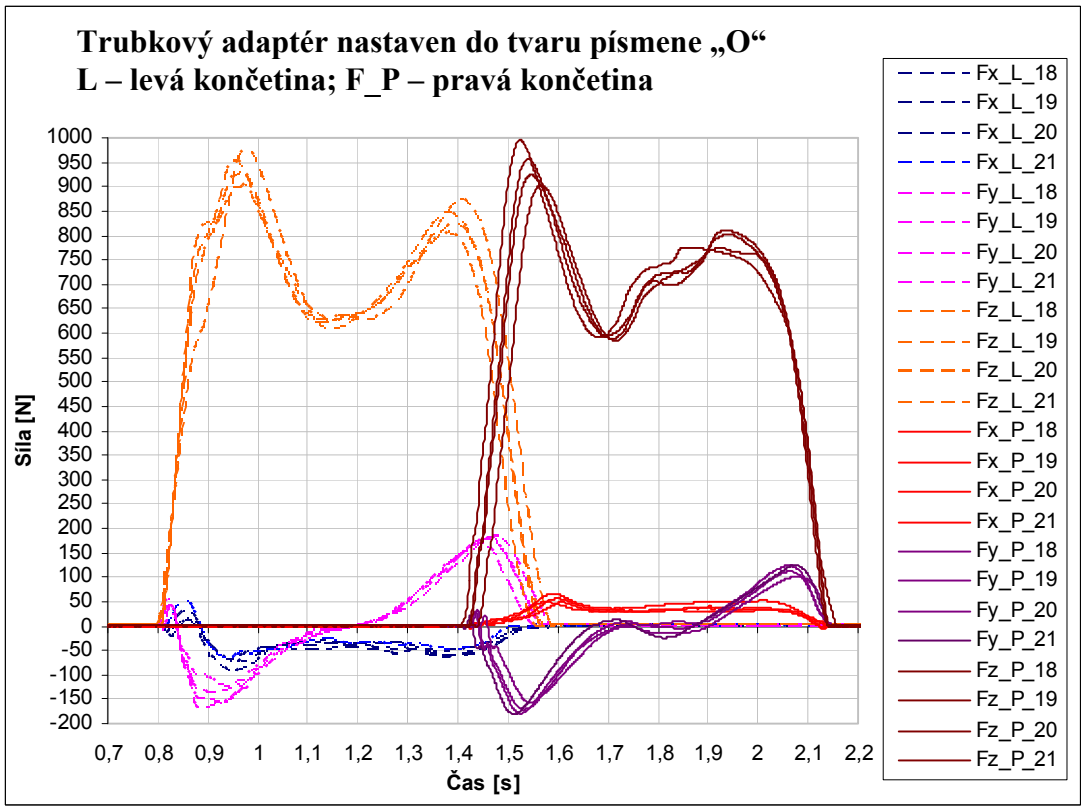
Příloha 20:Časové průběhy VSS

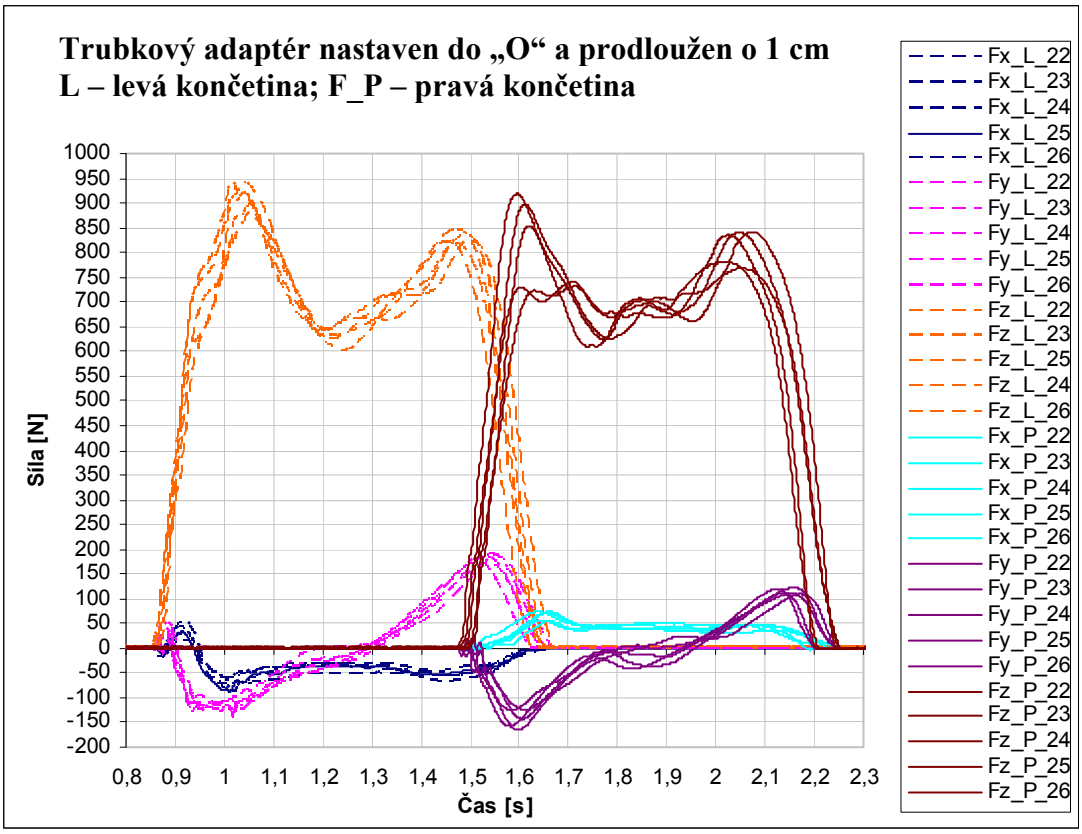




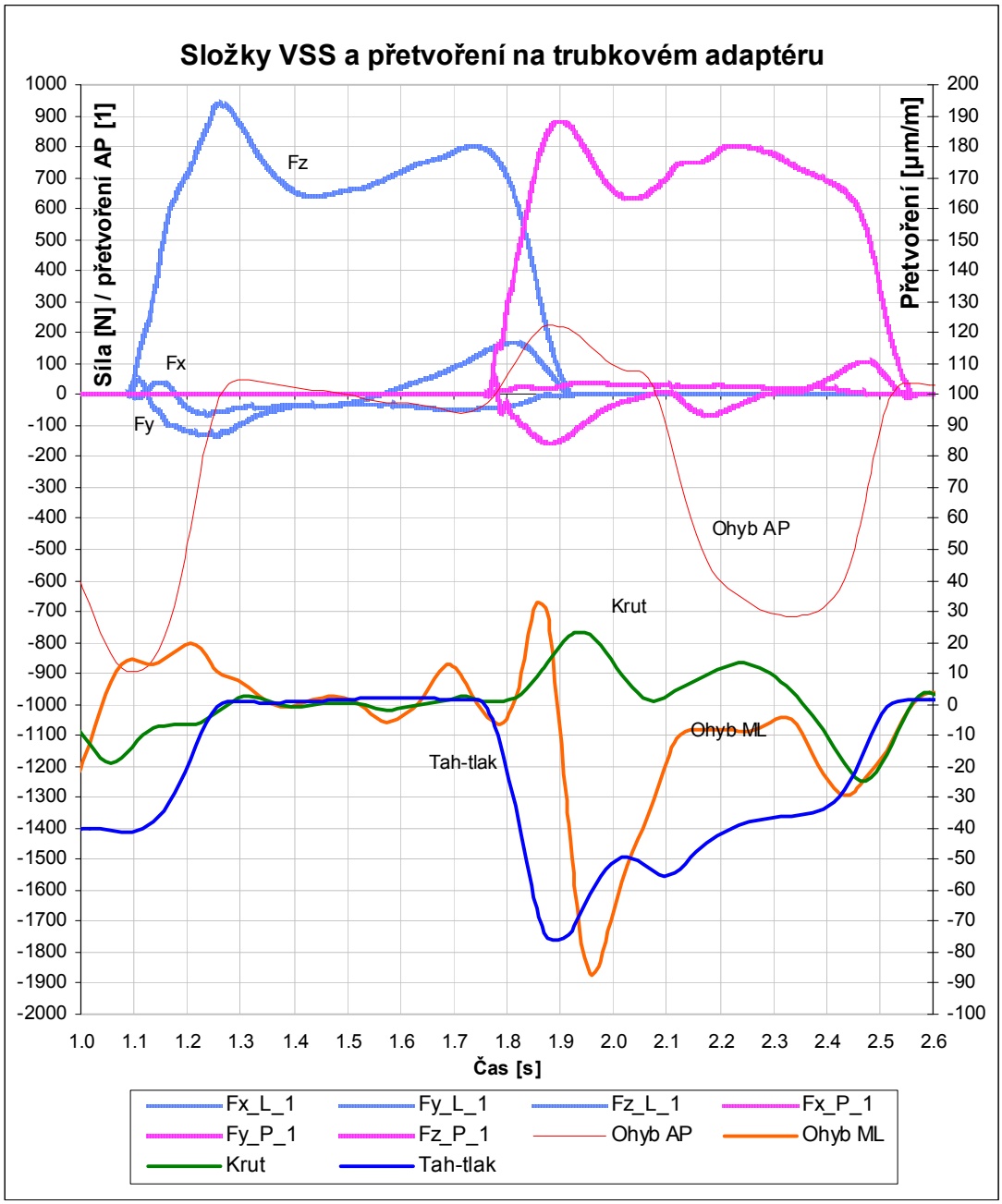
Příloha 21: Časové průběhy VSS pro další nastavení protézy



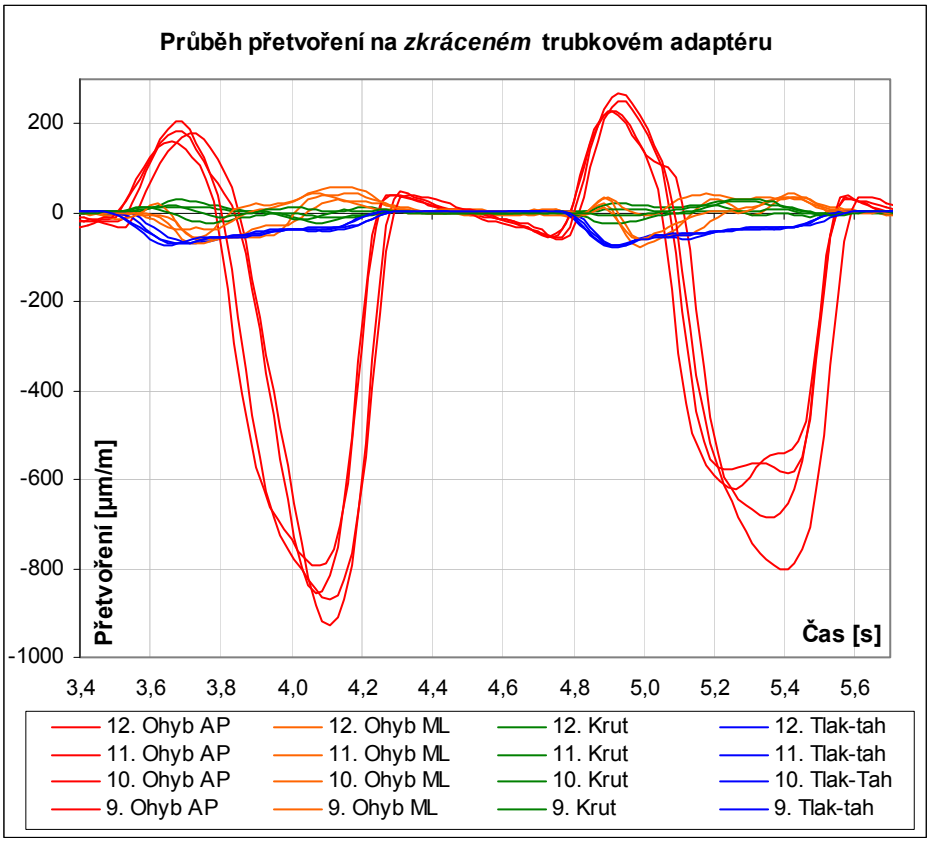



Trubkový adaptér nastaven do „O“ a prodloužen o 1 cm
L – levá končetina; F_P – pravá končetina
Síla [N]
Čas [s]
Fx_L_22
Fx_L_23
Fx_L_24
Fx_L_25
Fx_L_26
Fy_L_22
Fy_L_23
Fy_L_24
Fy_L_25
Fy_L_26
Fz_L_22
Fz_L_23
Fz_L_25
Fz_L_24
Fz_L_26
Fx_P_22
Fx_P_23
Fx_P_24
Fx_P_25
Fx_P_26
Fy_P_22
Fy_P_23
Fy_P_24
Fy_P_25
Fy_P_26
Fz_P_22
Fz_P_23
Fz_P_24
Fz_P_25
Fz_P_26

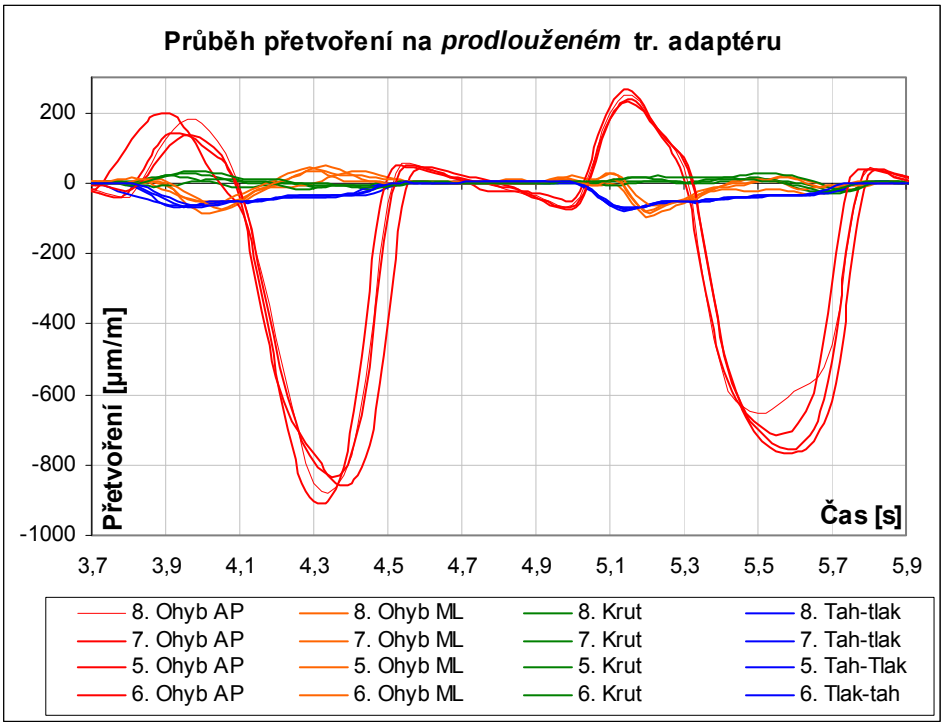
Příloha 22: Srovnání složek výsledné stykové síly (VSS) a přetvoření
Přetvoření od namáhání tah-tlakem, ohybem a krutem jsou vynesena na vedlejší osu.



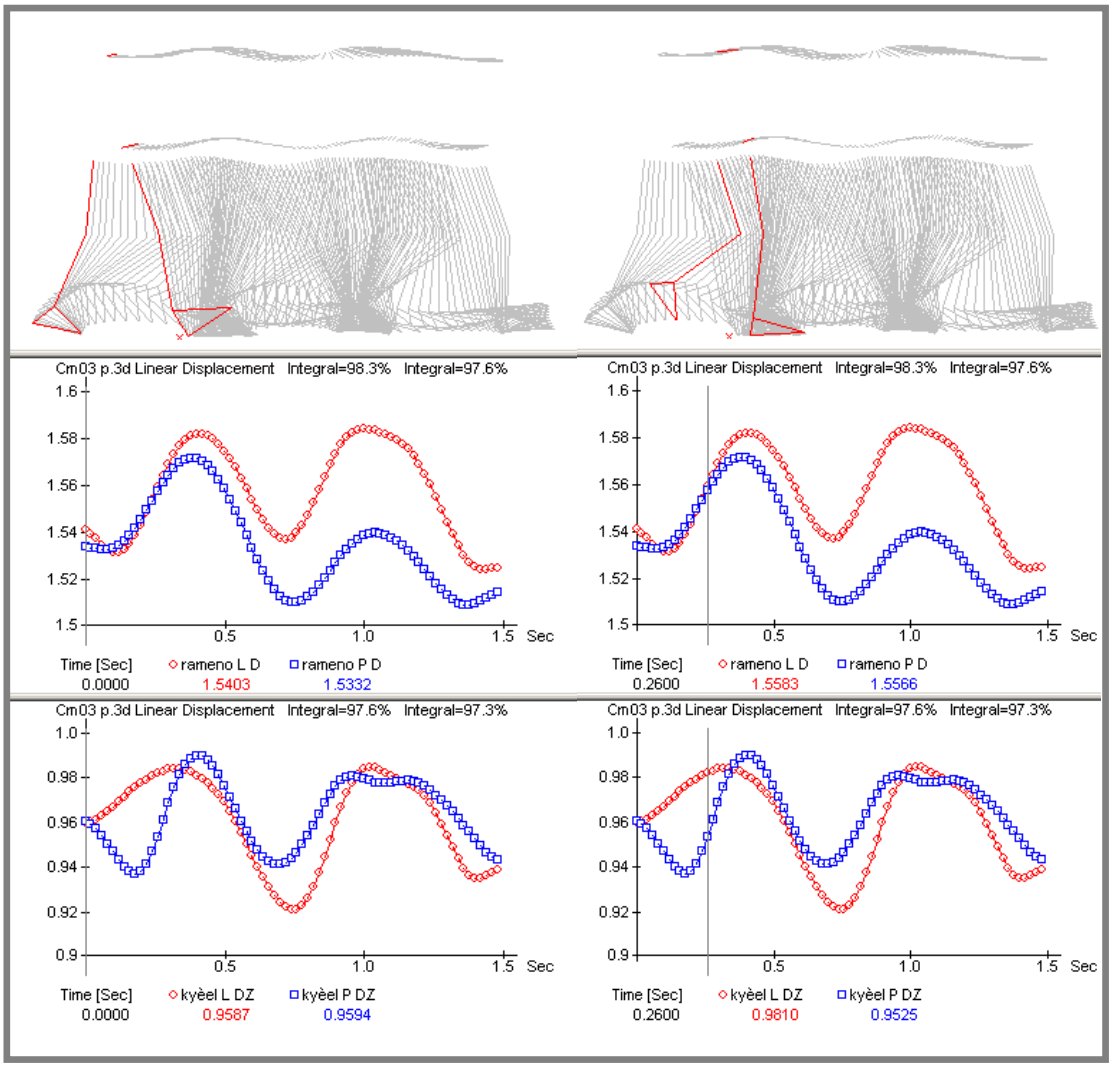
Příloha 23: Průběhy přetvoření na trubkovém adaptéru protézy



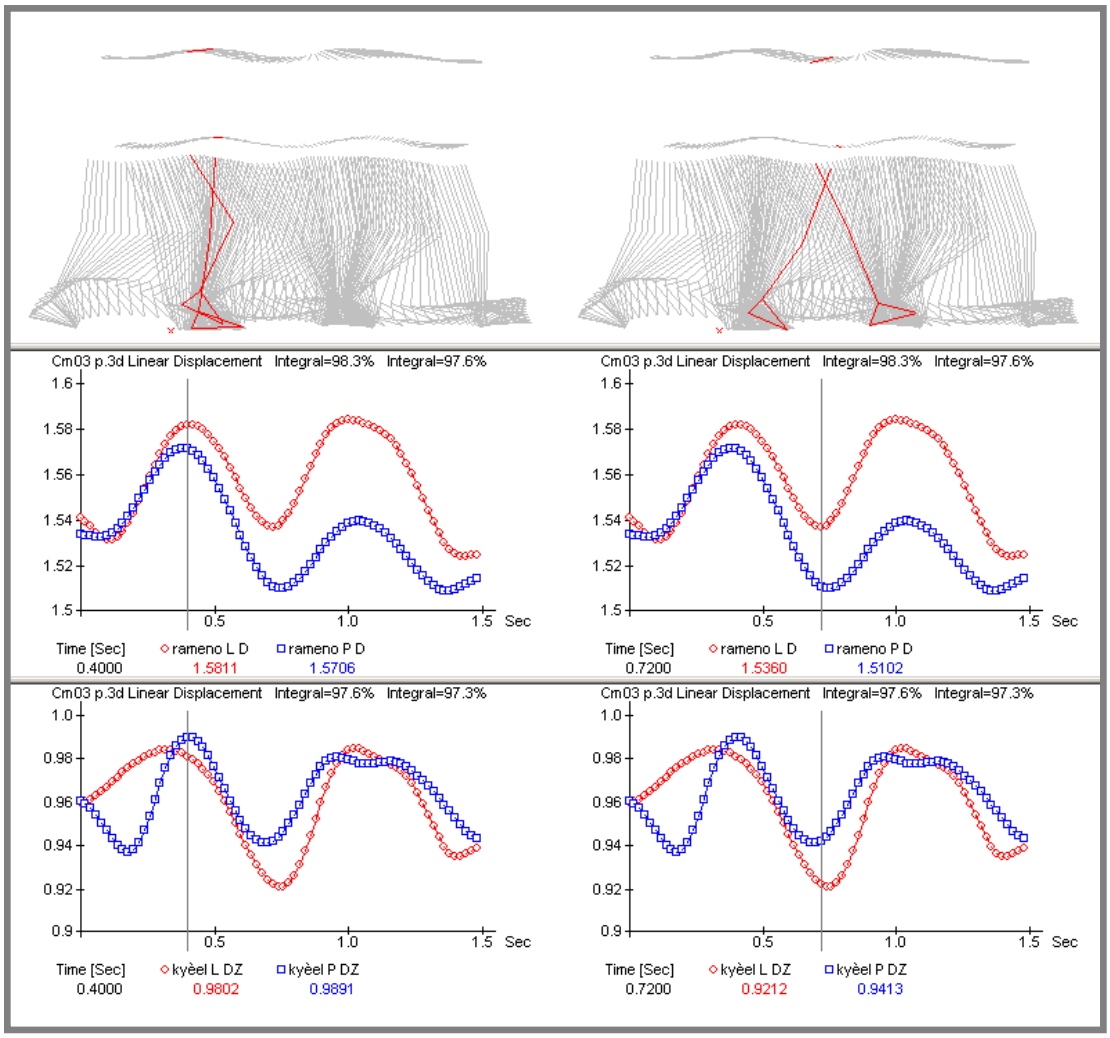
Průběhy přetvoření na prodlouženém trubkovém adaptéru protézy



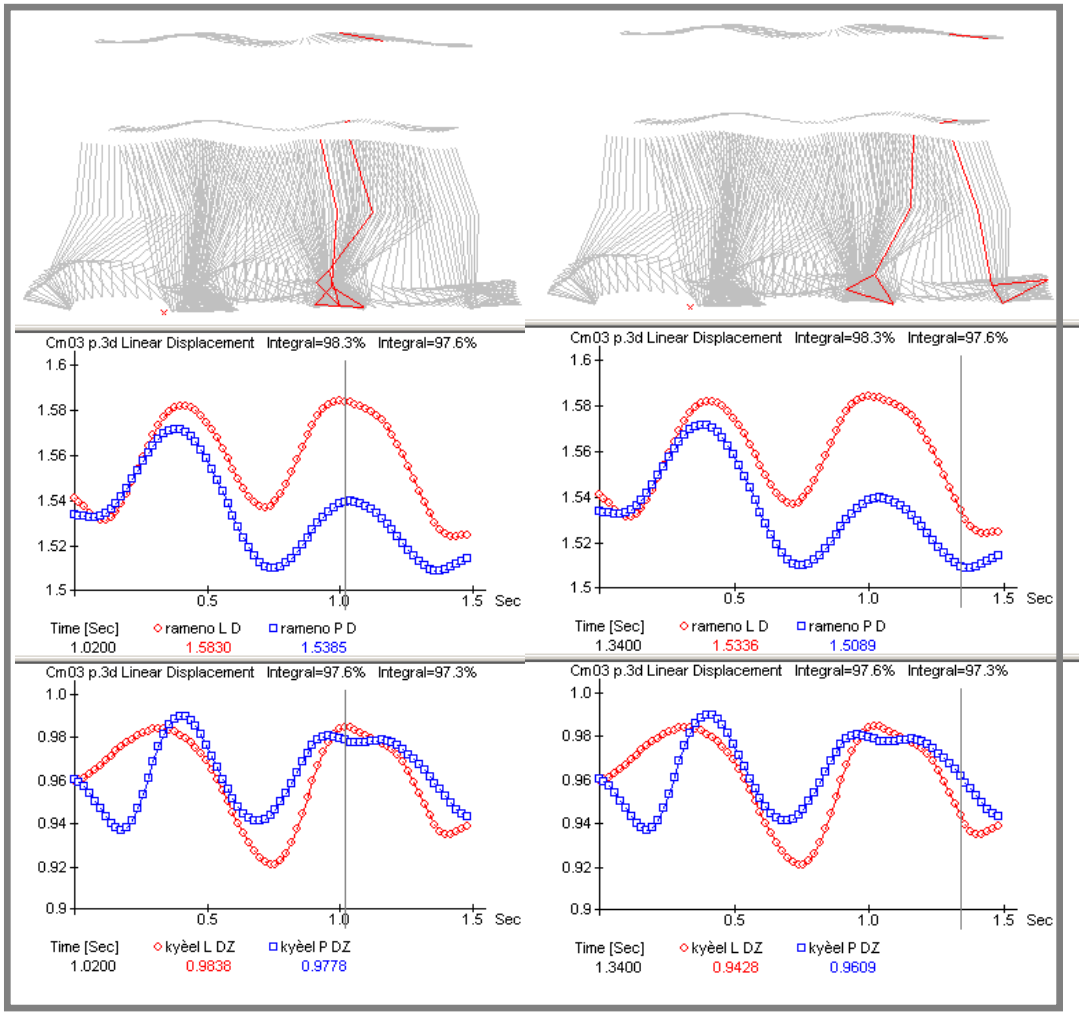
Příloha 24: Průběh polohy ramen a kyčelních kloubů v sagitální rovině
Záznam začíná okamžikem kontaktu paty levé končetiny s podložkou (vlevo). Následuje stojná fáze na levé zdravé končetině (vpravo) a začátek švihové fáze končetiny s protézou.



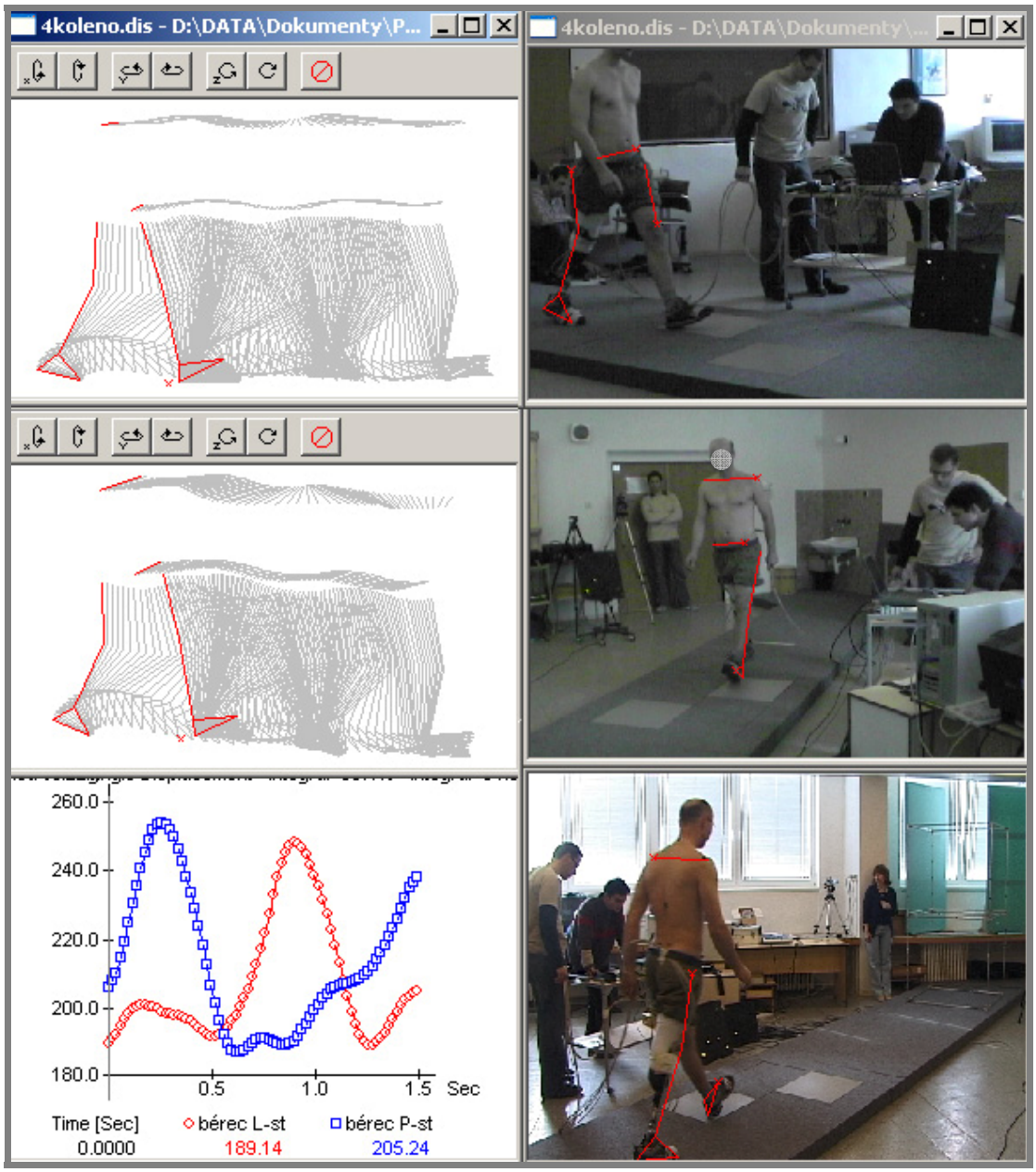
Příloha 25: Průběh polohy ramen a kyčelních kloubů v sagitální rovině
Záznam zobrazuje situaci stoje na levé zdravé končetině (vlevo). Na pravém obrázku již došlo k přešvihu a končetina s protézou se dostává do kontaktu s podložkou.



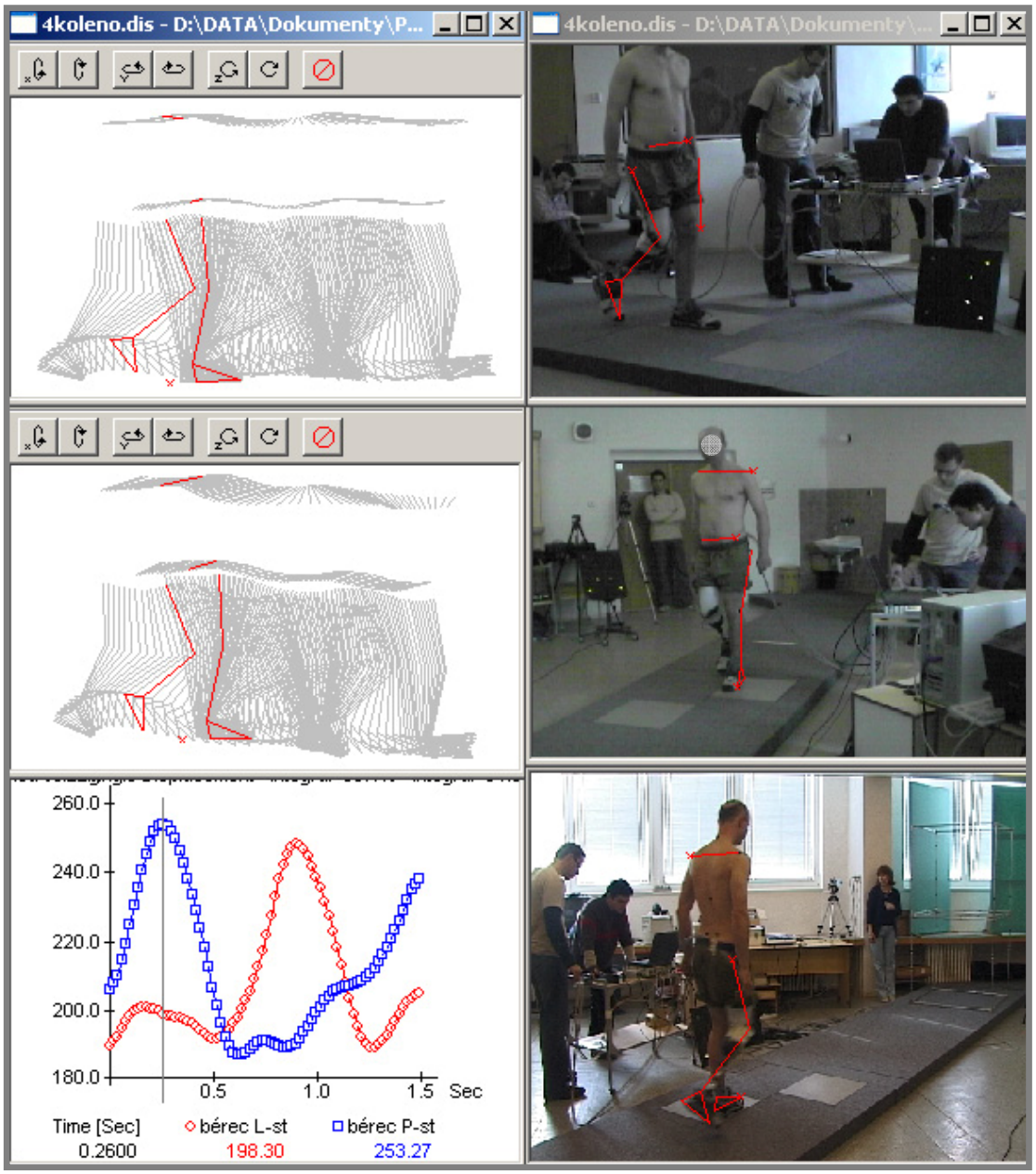
Příloha 26: Průběh polohy ramen a kyčelních kloubů v sagitální rovině
Záznam zobrazuje situaci stoje na pravé končetině s protézou (obrázek vlevo) a na obrázku vpravo kontakt zdravé končetiny s podložkou.



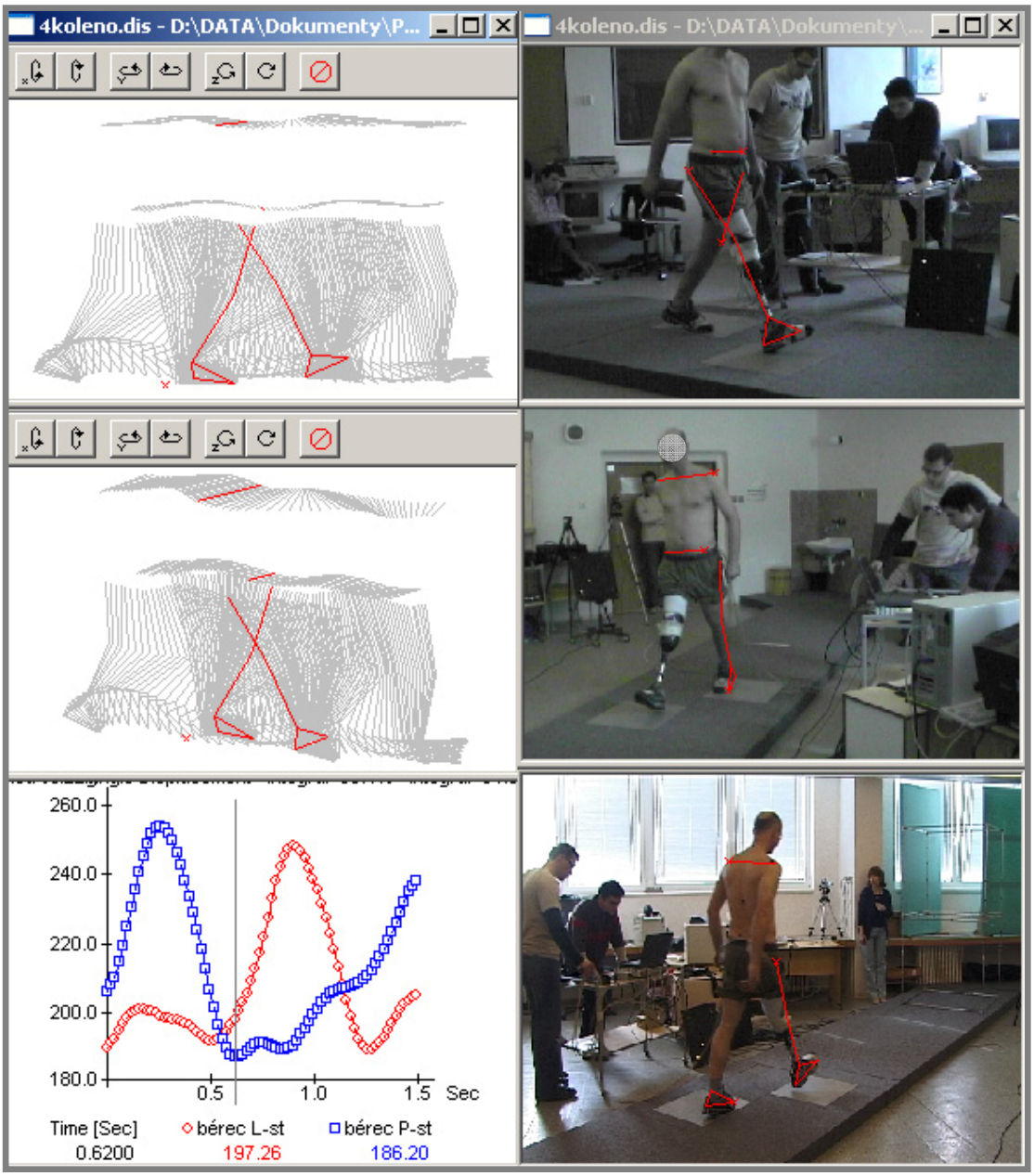
Příloha 27: Prezentace flexe v kolenním kloubu (Obr. 5.4) v programu APAS, počáteční kontakt paty levé končetiny s podložkou.



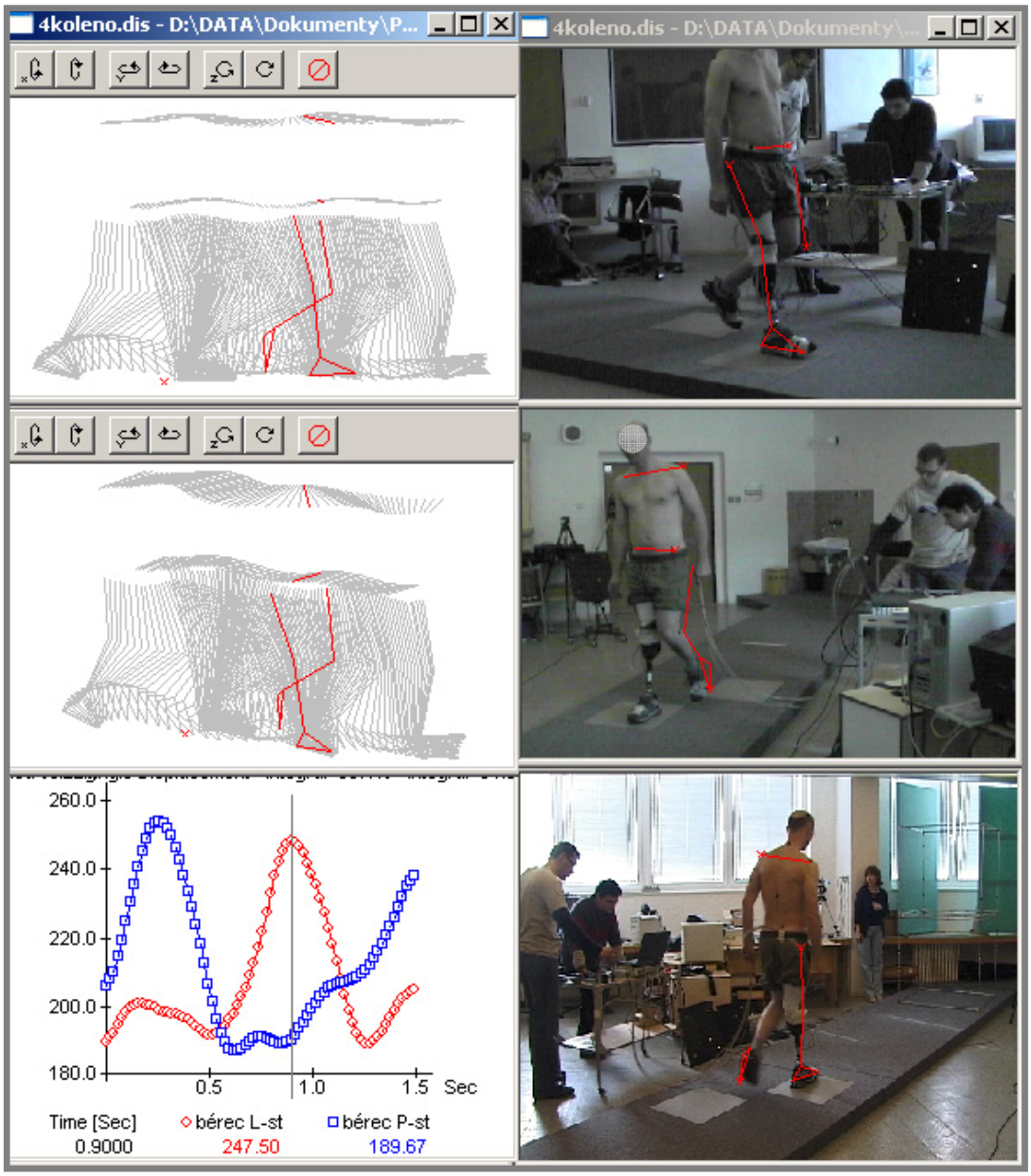
Příloha 28: Prezentace flexe v kolenním kloubu v programu APAS
Maximální flexe v koleni dolní končetiny s protézou.



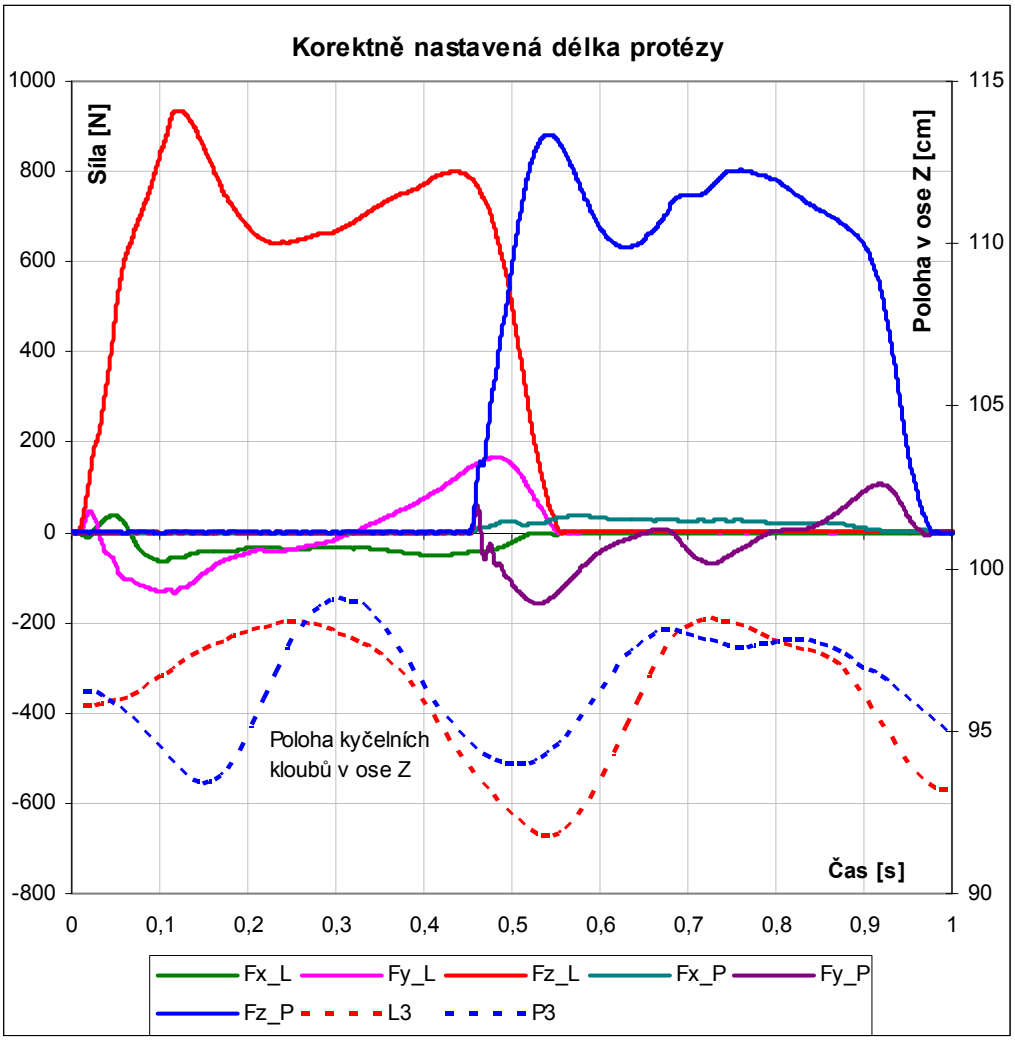
Příloha 29: Prezentace flexe v kolenním kloubu v programu APAS
Odraz ze špičky nohy.



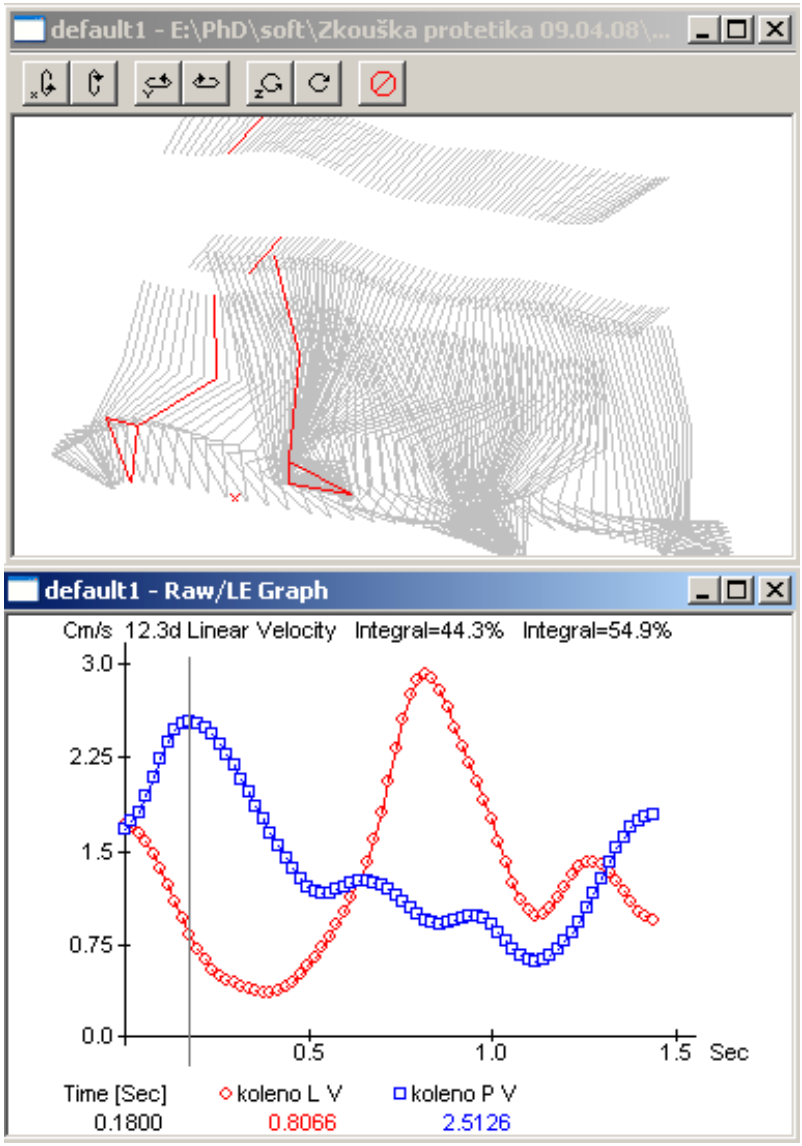
Příloha 30: Prezentace flexe v kolenním kloubu v programu APAS
Maximální flexe v koleni zdravé dolní končetiny.



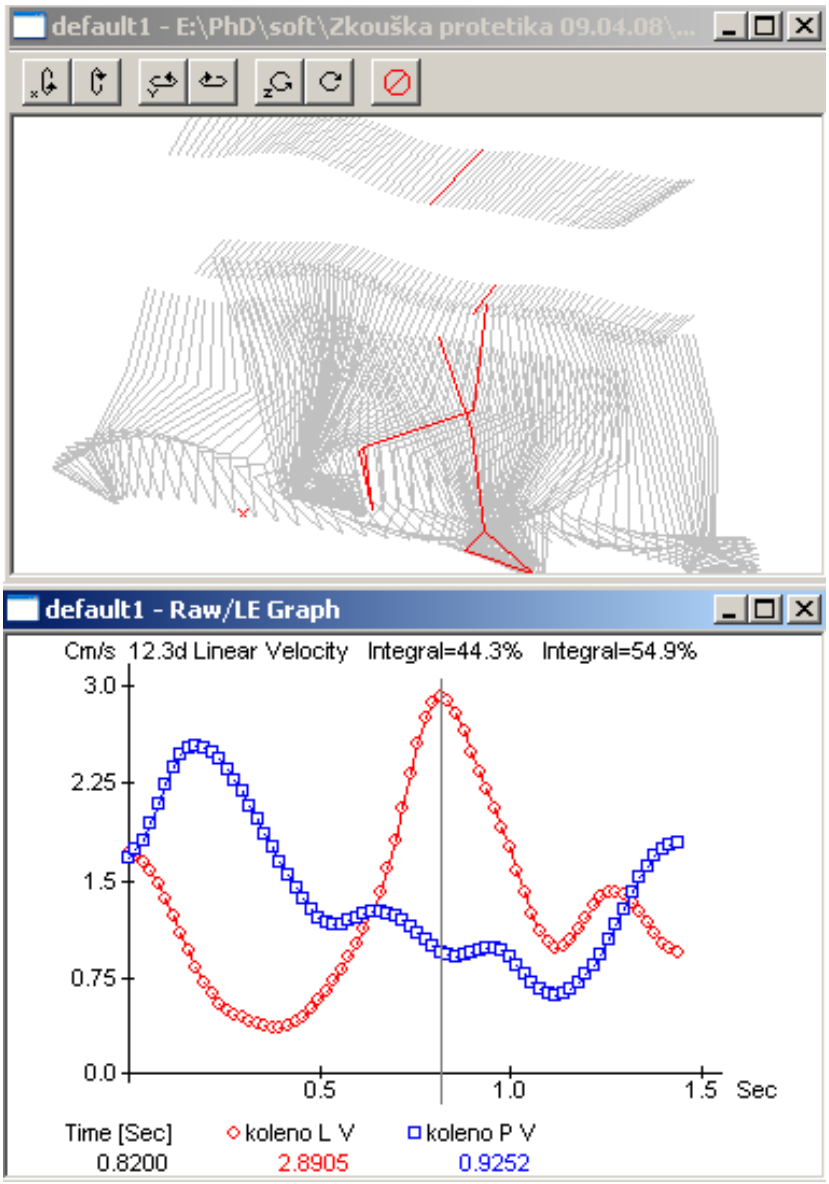
Příloha 31: Porovnání časového průběhu VSS a polohy kyčelních kloubů v ose Z



Příloha 32: Časový průběh rychlosti kolenního kloubu. (pozice maximální rychlosti na končetině s protézou).



Příloha 33: Časový průběh rychlosti kolenního kloubu. (pozice maximální rychlosti na levé zdravé končetině).



Příloha 34: Dílčí výsledky v průběhu řešení práce

V počátku řešení disertační práce byla s firmou ING corporation s.r.o. zahájena spolupráce na vývoji transfemorální protézy dolní končetiny a speciálního měřicího zařízení. Cílem spolupráce bylo začlenění průmyslového designu do návrhu výrobků a provést modernizaci vzhledu stávajícího modelu.
Společně s Odborem průmyslového designu na Ústavu konstruování FSI VUT v Brně byl navržen nový design kolenního kloubu (Obr. 1, Obr. 2) a laserového měřicího přístroje (Obr. 5).
Záměrem redesignu kolenního kloubu bylo:

1. dosažení kompaktního anatomického tvaru výrobku
2. zhotovení výrobku metodou přesného lití na vytavitelný model s cílem snížení nákladů výroby
3. zachování stávajícího vnitřního konstrukčního uspořádání kolenního kloubu

Autor této disertační práce se podílel na konstrukční a návrhářské činnosti, generování digitálních 3D dat a úpravách digitálního modelu.

Obr. 1: Transfemorální protéza pro prvovybavení firmy ING corporation, s.r.o

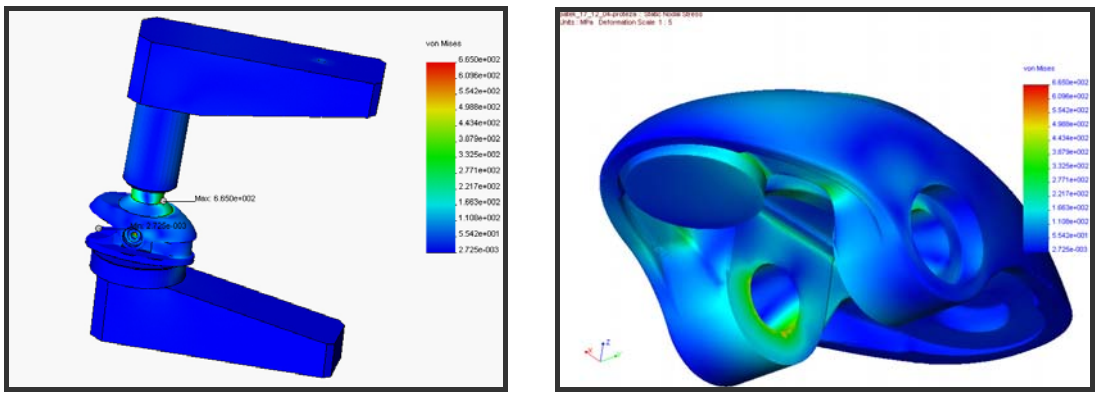
Celá protéza se skládá z lůžka, kolenního kloubu (Obr. 2), trubkového adaptéru a chodidla (Obr. 3). Kolenní kloub je možné při chůzi zajistit. V případě sednutí pacienta je možné pomocí lanka kloub odjistit a protézu sklopit.

Obr. 2: Kolenní kloub protézy

Kromě konstrukčních a designérských prací byly realizovány výpočty deformací a napětí ve vybraných dílech protézy. Autor se podílel na realizaci výpočtů mechanického jednoosého kloubu geriatrického chodidla.

Obr. 3: Chodidlo protézy

Chodidlo je spojeno s trubkovým adaptérem jednoosým kloubem a dorazy jsou vymezeny pryžovými tlumiči.



Obr. 4: Rozložení redukovaného napětí jednoosého kloubu chodidla protézy

Pro porovnání s mechanickými zkouškami byla provedena deformačně-napjatostní analýza vybraných komponent protézy. Výpočty byly realizovány v programu ANSYS a v programu Visual Nastran Desktop (Obr. 4).

Obr. 5: Laserový dvoupaprskový měřicí přístroj

Kromě práce na protéze byly řešitelem této práce provedeny ve spolupráci s Odborem průmyslového designu a firmou ING corporation s.r.o. konstrukční práce na laserovém dvoupaprskovém měřicím přístroji. Základní tvar přístroje byl získán využitím 3D virtuálního navrhování z designérského hliněného modelu. Přístroj je určen pro měření a stavbu pomůcek v oblasti ortopedické protetiky a je v nabídce firmy ING corporation s.r.o. [42].

V průběhu doktorského studia byl pozměněn cíl práce a autor se začal soustředit na oblast měření v protetice. Změna cíle byla schválena oborovou radou při ročním schvalování studijních plánů.